

# Análisis de vibraciones en una prótesis de cadera no cementada

Ingeniería Técnica Mecánica  
Área de Mecánica de Medios Continuos y  
Teoría de estructuras  
Departamento de Ingeniería Mecánica

Presentado por  
**Angel Santiago Cabanillas Jimeno**

Dirigido por  
**María Ángeles Pérez Ansón**  
Dra Ingeniera Industrial



**Universidad**  
Zaragoza



Escuela  
Universitaria  
Ingeniería  
Técnica  
Industrial  
ZARAGOZA

Mi más sincero agradecimiento a María Ángeles Pérez Ansón, directora de este proyecto, por su incesante labor de docencia, ayuda y paciencia a lo largo de este proyecto.

A mis padres por el apoyo recibido no solo en este último tramo final de la carrera, sino desde que la comencé ya que si no fuera por ellos no me encontraría en este momento.

A mis hermanas por sus consejos y ayudas a lo largo de la carrera.

A mis abuelos, que aunque no están todos se que han empujado de la misma manera para que me encuentre en este momento.

A mis amigos por su apoyo ya que sin ellos, estos años de carrera hubieran sido sin duda más aburridos.

A mi novia Pilar por su ayuda continua, estímulo y comprensión.

---

## ÍNDICE

---

<b>Capítulo 1</b>	<b>INTRODUCCIÓN</b>	
1.1.	Introducción.....	8
1.2.	Biomecánica .....	8
1.2.1.	Biomecánica de la cadera.....	9
1.2.2.	Fractura de la cadera.....	10
1.3.	Objetivos y motivaciones.....	10
1.4.	Descripción del proyecto.....	11
<b>Capítulo 2</b>	<b>ARTROPLASTIA TOTAL DE CADERA</b>	
2.1.	Introducción.....	14
2.2.	Tipos de prótesis de cadera según la forma de anclaje.....	14
2.2.1.	Biomateriales.....	16
2.3.	Articulación de la cadera.....	17
2.3.1.	Descripción general del fémur.....	19
2.3.2.	Descripción general de la pelvis.....	20
2.3.3.	Descripción de los ligamentos y músculos de la articulación.....	22
2.4.	Prótesis de cadera Zweymüller.....	23
<b>Capítulo 3</b>	<b>MATERIALES Y MÉTODOS</b>	
3.1.	Introducción.....	27
3.2.	Principios básicos en el M.E.F.....	29
3.3.	Cargas y condiciones de apoyo.....	29
3.3.1.	Cargas.....	29
3.3.2.	Condiciones de apoyo.....	31

3.4.	Propiedades de los elementos.....	31
3.4.1.	Tejido óseo.....	31
3.4.2.	Modelo de remodelación ósea.....	32
3.4.3.	Densidad ósea.....	33
3.4.4.	Prótesis.....	35
3.4.5.	Interfaz hueso-implante.....	35
3.4.6.	Proceso seguido en la simulación del proyecto.....	36
<b>Capítulo 4</b>	<b>ANÁLISIS DE RESULTADOS</b>	
4.1.	Modos de vibración.....	38
4.2.	Interfaz hueso-implante unida. Efecto del material.....	41
4.2.1.	Efecto de la discretización del material del hueso.....	41
4.2.2.	Efecto de considerar distintos material para la prótesis.....	43
4.3.	Interfaz hueso-implante suelta. Efecto del tipo de contacto.....	44
4.3.1.	Contacto nodo-superficie (membrana).....	44
4.3.2.	Contacto superficie-superficie (interfaz).....	53
4.4.	Simulando el proceso de osteointegración.....	55
4.4.1.	Mapas del grado de unión.....	57
<b>Capítulo 5</b>	<b>CONCLUSIONES Y LÍNEAS FUTURAS</b>	
5.1.	Introducción.....	59
5.2.	Conclusiones.....	59
5.3.	Líneas futuras.....	59

<b>Anexo A</b>	<b>MODELO DE REMODELACIÓN ÓSEA</b>	
A.1.	Introducción.....	61
A.2.	Breve descripción de la estructura interna del hueso.....	61
A.3.	Modelo numérico.....	62
<b>Anexo B</b>	<b>INTERFAZ HUESO-IMPLANTE</b>	
B.1.	Modelo numérico para la osteointegración de la interfaz hueso-implante.....	69
<b>Bibliografía</b> .....		73

---

**CAPÍTULO 1**  
**INTRODUCCIÓN**

---

## 1.1. INTRODUCCIÓN.

A lo largo de la historia, los seres humanos han ido evolucionando y con ellos nuevos riesgos y peligros a los que enfrentarse. Como consecuencia de esto, sobre todo en el campo deportivo y debido al aumento de accidentes de tráfico, los países más desarrollados, se han visto obligados a investigar, para su posterior desarrollo, nuevos dispositivos ortopédicos y técnicas de implante, gracias a las cuales se pueden sustituir las articulaciones humanas.

La ortopedia, o mejor dicho, la parte de la medicina que estudia las deformaciones del cuerpo humano y su corrección por medios fisioterapéuticos, quirúrgicos o protésicos, ha acompañado al hombre desde la prehistoria. Al igual que en otros muchos campos de la medicina, desde las primeras patologías solventadas hasta nuestros días, en la ortopedia también ha habido una evolución en los tratamientos. Los primeros en aplicar técnicas de curación en fracturas articulares fueron los griegos y romanos, obteniendo buenos resultados.

La artroplastia en su historia como tal, ha tenido distintas épocas, en las cuales ha ido dando pasos adelante. La primera fue en el siglo XIX cuando se realizaron las primeras operaciones que intentaban sustituir articulaciones severamente dañadas mediante la interposición de férulas. La segunda, en el primer cuarto del siglo XX se empezaron a desarrollar las primeras artroplastias de cadera y rodilla. Finalmente, en los años 60 en Inglaterra se produjo la verdadera eclosión de la ortopedia articular, un traumatólogo logró un avance tan importante que años después la reina de Inglaterra le conferiría el título caballero: Sir John Charnley. Lo que Charnley logró fue la sustitución de articulaciones enfermas por piezas de metal y plástico, lo que hoy en día conocemos como artroplastia total de cadera.

## 1.2. BIOMECÁNICA.

Son muchas las definiciones de la palabra “Biomecánica” que se pueden encontrar, pero en un primer lugar podemos nombrar que en la biomecánica se encuentran, como en la palabra que la nombra, lo biológico y la mecánica. Más precisamente, podemos decir que 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.

En esta definición han de subrayarse algunas ideas:



1. Que a la Biomecánica le compete el estudio de todos los fenómenos biológicos y, por una evidente e interesada cuestión de antropocentrismo, del cuerpo humano en especial.
2. Que la Mecánica, con un amplio apoyo tecnológico, posee métodos propios, más o menos peculiares, que pueden aplicarse al estudio de los seres vivos.
3. Que la Biomecánica se ha desarrollado porque aporta un enfoque útil en el estudio y solución de los problemas que afectan al hombre, de lo contrario, probablemente no estaríamos ocupándonos de ella con tanto interés.

### **1.2.1. Biomecánica de la cadera.**

La biomecánica de la cadera comprende el estudio de la función de la articulación de la cadera desde el punto de vista de la ingeniería y, por consiguiente, en la valoración de su cinemática y la determinación de los esfuerzos a los que se encuentra sometido el complejo articular. Evidentemente, la evaluación y descripción biomecánica de cualquier articulación depende del tipo de movimiento que se realiza. Por ello, la mayoría de estudios de cadera están centrados en la biomecánica durante la marcha humana, por ser ésta la principal función para la que se encuentra diseñado el miembro inferior, y en el análisis de algunos movimientos o posiciones límite, por su especial relevancia para la determinación de rangos de movimiento y carga extremos a los que se ve sometida la cadera.

Conceptualmente, cualquier análisis biomecánico parte de la evaluación de la cinemática de los segmentos involucrados en la articulación. A continuación, los datos cinemáticos pueden ser derivados dos veces para obtener las aceleraciones lineales y angulares de dichos segmentos y, conociendo sus propiedades inerciales (masa y momentos de inercia), pueden estimarse las fuerzas y momentos globales a los que se encuentra sometida la articulación. Este estado global de esfuerzos se encuentra generado por todas las actuaciones individuales musculares, ligamentosas y de contacto óseo de los elementos que intervienen en la articulación, para lo que se plantean modelos cinéticos que precisamente tienen como objetivo la determinación de la fuerza que ejerce cada elemento articular, teniendo en cuenta que la suma de todos estos esfuerzos deben componer el estado de fuerzas y momentos globales previamente establecido. Una vez se conocen las fuerzas individuales ejercidas o soportadas por los elementos articulares, puede analizarse el estado o distribución de tensiones que producen dichas fuerzas en cada elemento y analizar de qué forma la naturaleza ha diseñado nuestras articulaciones para que sean capaces de soportar dicho estado de tensiones.

### 1.2.2. Fractura de la cadera.

Cuando hay una caída o un accidente que hace que se produzca una fractura de alguno de los elementos de la cadera, se altera la biomecánica de la misma. Para volver a recuperarla se recurre a colocar una prótesis. Hoy en día hay dos grandes tipos de prótesis: cementadas y no cementadas. Las cementadas utilizan el cemento como elemento de unión entre prótesis y hueso, mientras que en las no cementadas el contacto entre hueso e implante es directo. Todas las prótesis presentan una durabilidad entorno a diez años, tras los cuales empiezan a aparecer problemas como aflojamiento de las interfaces, deterioro del cemento, tejido fibroso entre el hueso y el implante, etc. que pueden llevar al fallo de la fijación. Existen una serie de técnicas que pueden aportar información al respecto del aflojamiento de las prótesis, por ejemplo, un análisis mecánico de vibraciones.

Por tanto, el objetivo de este proyecto es la simulación computacional mediante el método de los elementos finitos de esta técnica. El análisis mecánico de vibraciones se va a aplicar en una prótesis de cadera no-cementada de tipo Zweymüller.

## 1.3. OBJETIVOS Y MOTIVACIONES.

Este proyecto se encuadra dentro de una línea de investigación en biomecánica, que se está desarrollando en el Área de Mecánica de Medios Continuos y Teoría de Estructuras del Departamento de Ingeniería Mecánica de la Escuela Universitaria de Ingeniería Técnica Industrial (E.U.I.T.I.) de la universidad de Zaragoza.

En este grupo de trabajo se realizan distintas actividades centradas en la modelización por Elementos Finitos de diferentes partes del cuerpo humano (pelvis, fémur, rodilla). Así mismo se trabaja en la simulación de tejidos vivos (hueso, cartílagos, músculos, etc.) e inertes, determinando la influencia de la incorporación de un implante (inerte) en un tejido vivo (como por ejemplo el hueso).

Antes de pasar a definir los objetivos específicos, debemos definir el concepto de osteointegración ya que es una palabra que dice mucho acerca del proyecto que se realiza. La osteointegración se define como la unión directa, tanto funcional como estructural entre el hueso vivo y la superficie de un implante sometido a carga.

El objetivo principal de este proyecto es el estudio de unos análisis de frecuencias de vibraciones en una prótesis de cadera no cementada de tipo Zweymüller colocada ya en el fémur, para observar el estado de osteointegración entre la unión de la prótesis y el fémur.

Estudiamos los tres casos que se pueden dar:

1. Que no se haya producido osteointegración, es decir, que no exista unión entre la prótesis y el fémur. Esta etapa, se puede ver en los primeros días tras la implantación de la prótesis.
2. Que esté totalmente osteointegrado, es decir, que la unión entre la prótesis y el fémur sea completa. Esta etapa, se puede ver después del periodo de recuperación de la persona que ha recibido el implante.
3. El caso intermedio que el periodo de osteointegración esté en curso, es decir, que la unión entre la prótesis y el fémur se esté produciendo. Esta etapa, se puede apreciar durante el periodo de recuperación.

Dentro de este objetivo principal cabe destacar otros objetivos de nivel menor que se han ido alcanzando a lo largo del proyecto.

1. Revisión de los modelos computacionales de osteointegración y de interfaz desarrollados hasta el momento.
2. Estudio del efecto de las distintas variables del modelo de elementos finitos en los valores de frecuencias.

#### 1.4. DESCRIPCIÓN DEL PROYECTO.

A continuación se realiza una breve descripción de cada uno de los cinco capítulos de los cuales esta constituido este proyecto.

En este primer **capítulo de introducción** se pretende centrar al lector en el entorno del proyecto, en las motivaciones que llevaron a su realización y en los principales objetivos que se pretenden alcanzar con el mismo.

En el **capítulo 2** se presenta una breve exposición de la anatomía de la articulación de la cadera, una introducción al concepto de artroplastia y a la prótesis de tipo Zweymüller que se va a analizar.

En el **capítulo 3** se presenta el método de los elementos finitos y los programas de ordenador con los que se ha trabajado, el proceso de evolución de las densidades del fémur y los materiales que se han utilizado en el modelo.

En el **capítulo 4** se presenta el análisis de los resultados que se han obtenido y todas las variables y parámetros que se han modificado para alcanzarlos.

En el **capítulo 5** se describen las conclusiones generales más importantes que se han obtenido en la realización de este proyecto, así como las posibles líneas futuras de investigación.

Además para completar el Proyecto Fin de Carrera se han incluido dos anexos.

En el **anexo A** se presenta el modelo de remodelación ósea utilizado en las simulaciones realizadas a lo largo del trabajo.

En el **anexo B** se presenta el modelo numérico para la osteointegración de la interfaz hueso-implante, utilizada a lo largo del trabajo.

---

**CAPÍTULO 2**  
**ARTROPLASTIA TOTAL DE CADERA**

---

## 2.1. INTRODUCCIÓN.

El reemplazo total de cadera, conocido en términos médicos como artroplastia de cadera, consiste en la cirugía ortopédica que busca reemplazar de forma total o parcial la articulación de la cadera con un implante artificial llamado prótesis. El proceso consiste en insertar un soporte metálico con una cabeza, en el fémur y colocar una cavidad plástica en la copa agrandada de la pelvis (ver figura F.2.1).

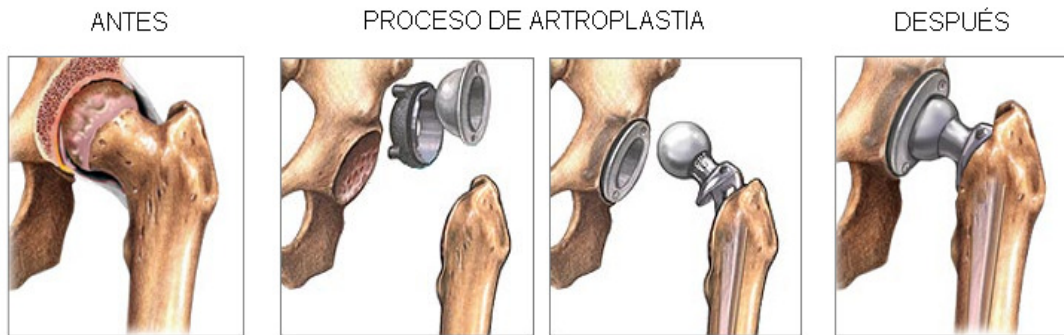


Figura F.2.1. Proceso artroplastia de cadera.

La aparición de la artroplastia total de cadera ha supuesto un hito en la cirugía ortopédica, proporcionando a multitud de pacientes con enfermedades crónicas una opción importante para eliminar su dolor y mejorar su función articular. Esta técnica está indicada en pacientes con una articulación de cadera deteriorada por causas diversas: artrosis, artritis reumatoide, espondilitis anquilosante, necrosis avascular, artritis séptica o tuberculosa, anquilosis, tumores benignos y malignos de cadera y fracturas de esta región, derivadas principalmente de caídas y accidentes de tráfico.

La principal indicación por la que el paciente se opera es el dolor cuando no responde a medidas conservadoras, seguido por la rigidez y la deformidad sin dolor pero con marcada incapacidad funcional.

## 2.2. TIPOS DE PRÓTESIS DE CADERA SEGÚN LA FORMA DE ANCLAJE.

La prótesis de cadera fue uno de los mayores adelantos que se produjeron en cirugía ortopédica durante el siglo XX. El pionero en su diseño y utilización fue Sir John Charnley, cirujano ortopédico. Esta técnica supone la sustitución de una articulación de cadera por una articulación artificial denominada prótesis.

Una prótesis de cadera consta de dos partes fundamentales: el vástago femoral y la copa acetabular (figura F.2.2). Generalmente, el vástago está fabricado en una aleación metálica y la copa en polietileno de ultra alto peso molecular. También pueden encontrarse pares de contacto metal-metal o metal cerámica.

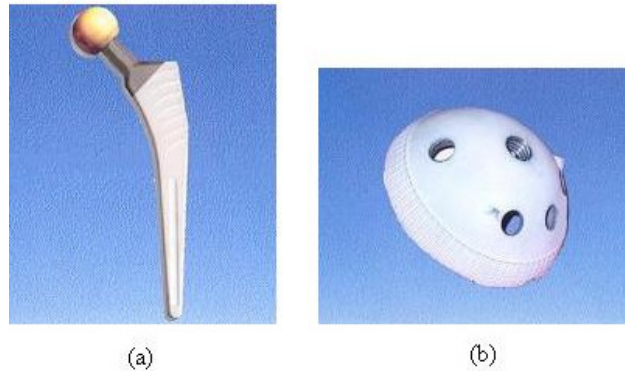


Figura F.2.2. Imagen de una prótesis de cadera. Componente femoral (a) y acetabular (b)

La fijación de estos componentes al hueso puede realizarse mediante cementación o sin ella. Atendiendo a esta forma de unión podemos clasificar las prótesis de cadera en tres grupos:

- Prótesis cementadas:

Aquellas en las que tanto el cotilo como el vástago se sujetan al hueso mediante un cemento acrílico especial (figura F.2.3).

- Prótesis no cementadas:

Aquellas en las que el cotilo y el vástago se atornillan o se fijan directamente al hueso. La sujeción a largo plazo se consigue mediante la formación de nuevo tejido óseo, sobre la superficie de la prótesis, en un proceso conocido como osteointegración (figura F.2.4).

- Prótesis híbridas:

Aquellas en las que el cotilo se ancla al hueso sin cementar y el vástago se fija en el canal medular con cemento.

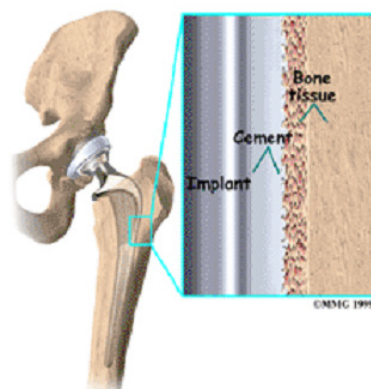


Figura F.2.3. Prótesis de cadera cementada.

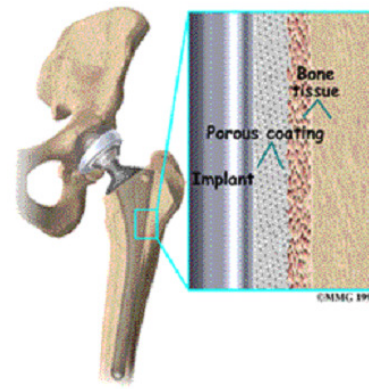


Figura F.2.4. Prótesis de cadera no cementada.

Los sistemas de fijación no cementados se basan en el empleo de recubrimientos porosos sobre las superficies metálicas que posibiliten el crecimiento óseo en los intersticios de la capa porosa, asegurando una fijación biológica estable y resistente.

Por el contrario, los sistemas de fijación cementados se basan en la utilización de un cemento acrílico formado por dos componentes, uno en polvo llamado polimetilmetacrilato (PMMA), y otro líquido llamado metilmetacrilato (MMA). Estos dos elementos son mezclados y se introducen en estado viscoso en el canal femoral, asegurando la unión entre el vástago y el hueso.

Una de las diferencias más notables entre las prótesis cementadas y no cementadas radica en que al incluir el cemento, éste actúa de amortiguador de las cargas de impacto, favoreciendo una mejor distribución de las cargas, lo que conlleva una distribución de las tensiones sobre el cemento y el hueso más uniforme.

Otra de las diferencias apreciables es el rango de aplicación de estas prótesis según la edad del paciente. Las prótesis cementadas están especialmente indicadas para personas mayores, puesto que les permiten caminar con normalidad casi al día siguiente de la intervención. Sin embargo, con el paso de los años, el cemento y las partículas de desgaste de los materiales protésicos producen reacciones en el hueso que acaban acelerando el proceso de reabsorción, lo que puede causar molestias al paciente o incluso el fallo de la fijación. Esto supone un problema en pacientes jóvenes, por lo que en estos es mejor recurrir a las prótesis de cadera no cementadas.

La última de las diferencias más significativas es que las prótesis, tanto cementadas como no cementadas, están sujetas a unos procesos cíclicos de carga y descarga, lo que puede llevar al fallo mecánico de algún componente del implante, y consecuentemente, producir a largo plazo el fallo completo de la fijación. En el caso de las prótesis cementadas se presentan cinco regiones vulnerables: el vástago, el hueso, el cemento y las interfaces de unión cemento-vástago y cemento-hueso, por otro lado las prótesis no cementadas, las regiones críticas se reducen a tres: el vástago, el hueso y la interfaz de unión hueso-prótesis. Una vez dicho esto, solo por estadística, es más fácil que falle la prótesis cementada a la no cementada.

### **2.2.1. Biomateriales.**

Los biomateriales son aquellos elementos que se emplean para sustituir la función de los tejidos o de los órganos vivos. En vista de que estos materiales han de estar en contacto con el cuerpo humano se les exige que sean farmacológicamente inertes.

A lo largo de la historia, diversos han sido los materiales que se han empleado como biomateriales, como piel de otros animales,



madera, metales, etc. Para comprender el éxito de un biomaterial se debe atender a tres aspectos principales:

- Propiedades y biocompatibilidad.
- Condiciones de salud del receptor.
- Habilidad del cirujano.

De las tres características nombradas anteriormente, se observa claramente que la primera es la que concierne directamente a las propiedades del biomaterial. Por consiguiente son éstas las que desde un punto de vista ingenieril pueden ser estudiadas. Así los requisitos que se han de exigir a un biomaterial son los siguientes:

1. Ser biocompatible, es decir, ser aceptado por el organismo.
2. No ser tóxico ni cancerígeno.
3. Ser químicamente estable e inerte.
4. Tener una resistencia mecánica adecuada.
5. Tener una vida a fatiga adecuada.
6. Tener una densidad y peso adecuados.
7. Tener un diseño de ingeniería adecuado. Esto quiere decir que el tamaño y la forma del material han de ser precisos.
8. Ser relativamente barato, reproducible y fácil de fabricar para su producción a gran escala.

Los materiales más comúnmente utilizados en lo concerniente a prótesis articulares son las aleaciones metálicas y el polietileno de ultra alto peso molecular. También se realizan componentes cerámicos pero no se encuentran tan extendidos.

Las aleaciones metálicas suelen ser de tres tipos principales: acero inoxidable, cobalto-cromo-molibdeno o titanio. Estas aleaciones se emplean para las partes de las prótesis que han de ser unidas al hueso, en nuestro caso el vástago femoral de la prótesis de cadera.

El polietileno de ultra alto peso molecular se emplea principalmente como elemento de rodadura en dichas prótesis.

### **2.3. ARTICULACIÓN DE LA CADERA.**

La articulación de la cadera (coxafemoral) es una articulación esferoidea en la que la cabeza del fémur contacta con el hueso coxal en la cavidad denominada cotiloidea o acetábulo. La función de esta articulación es la de transmitir el peso de los dos tercios superiores del cuerpo a los miembros inferiores, permitiendo simultáneamente la orientación de los mismos en todas las direcciones del espacio, gracias a su disposición de rótula esférica.

Las superficies articulares, son por una parte, la cabeza del fémur, y por otra la cavidad cotiloidea o acetábulo del hueso coxal, agrandado por un fibrocartílago llamado rodete cotiloideo o rodete acetabular (Figura F.2.1). La cavidad cotiloidea cubre la mitad de la cabeza femoral y, agrandada por su rodete cotiloideo los dos tercios de la misma.

La cavidad cotiloidea está situada en la cara externa del coxal, en la unión de sus tres partes constitutivas (ilion, isquion y pubis). Tiene forma de media esfera hueca orientada hacia fuera, abajo y adelante, de tal forma que en una sección frontal se ve como el eje del cotilo forma un ángulo con la horizontal de  $30^{\circ}$  a  $40^{\circ}$ , lo que dará lugar a que, al penetrar la cabeza femoral, exista una porción de cotilo que recubre por fuera la cabeza formando el llamado ángulo de recubrimiento, que normalmente mide  $30^{\circ}$ . Está limitada por un reborde óseo llamado ceja cotiloidea, interrumpida en su parte inferior a nivel de la escotadura isquiopubiana. Sólo la parte periférica de la semiesfera cotiloidea es articular y tiene forma de media luna, estando provista de una capa de cartílago hialino cuyo grosor aumenta hacia el exterior. El sector postero-superior es el más grueso por ser a este nivel donde la presión que se ejerce sobre la cabeza femoral es mayor. El rodete cotiloideo es un fibrocartílago colocado alrededor de la ceja cotiloidea, presentando una sección prismático-triangular, como el rodete glenoideo. Se fija en la ceja cotiloidea, excepto a nivel de la escotadura isquiopubiana, desde donde salta como un puente de uno a otro lado un elemento fibroso conocido como ligamento transverso del acetábulo (Figura F.2.5).

#### ARTICULACIÓN DE CADERA

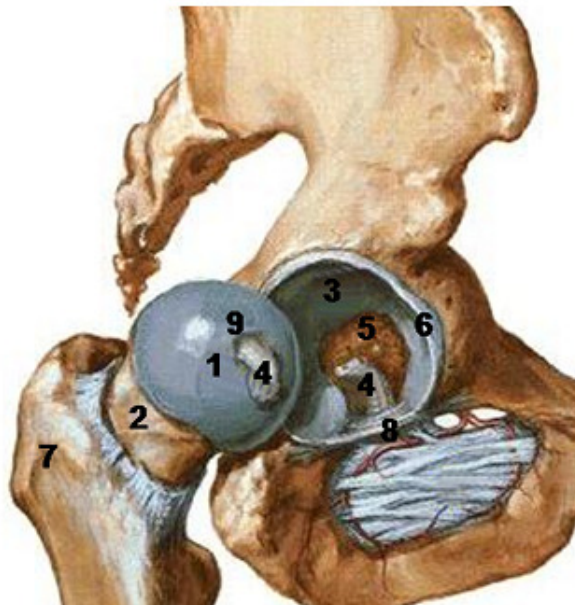


Figura F.2.5: Representación de: 1- Superficie articular cabeza del fémur, 2- Cuello del fémur, 3- Superficie articular cavidad cotiloidea, 4- Ligamento redondo, 5- Fosa acetabular, 6- Rodete cotiloideo, 7- Trocánter mayor, 8- Ligamento transverso y 9- Fosilla del ligamento redondo.

### 2.3.1. Descripción general del Fémur.

El fémur es uno de los huesos más largos y fuertes que conforman el sistema osteoarticular del aparato locomotor del cuerpo humano. Su longitud guarda relación con la distancia de zancada al caminar y su resistencia con el peso y las fuerzas musculares.

El fémur se compone de tres partes bien diferenciadas: la diáfisis o caña y los dos extremos abultados, el proximal y distal, conocidos con el nombre de epífisis (ver figura F.2.6):

- Extremo proximal: Es el extremo superior del fémur, que comprende la cabeza, el cuello y los trocánteres mayor y menor (ver figura F.2.6).

La cabeza femoral, una articulación lisa con una forma que representa alrededor de las dos terceras partes de una esfera de 20 a 25 mm. de radio. Su superficie lisa aparece interrumpida en un punto cercano a su zona central por una pequeña fosa rugosa, llamada fosita de la cabeza femoral destinada a la inserción del ligamento de la cabeza.

El cuello del fémur conecta la cabeza con la diáfisis o caña. Las zonas de unión se denominan línea intertrocantérea si se trata de la parte anterior y cresta intertrocantérea si es por la parte posterior.

El trocánter mayor es una superficie cuadrangular, aplanada lateromedialmente y situada en la prolongación del cuerpo del hueso. Proporciona inserción a la mayor parte de los músculos abductores.

El trocánter menor es una apófisis cónica situada en la unión del cuello con la cara media del cuerpo. En él se inserta el músculo iliopsoas.

- Diáfisis: Es la parte central del fémur, tiene forma de caña alargada, cilíndrica y hueca, más estrecha en el centro, la cual se expande ligeramente hacia arriba y, sobre todo, distalmente. En la diáfisis se distinguen tres partes: tercio distal, tercio medio y tercio proximal (ver figura F.2.6).
- Extremo distal: Es la superficie de soporte para la transmisión del peso a la tibia. Se divide en dos eminencias articulares laterales llamadas cóndilos, separadas entre sí posteriormente por una depresión profunda denominada fosa (escotadura) intercondílea (ver figura F.2.6).

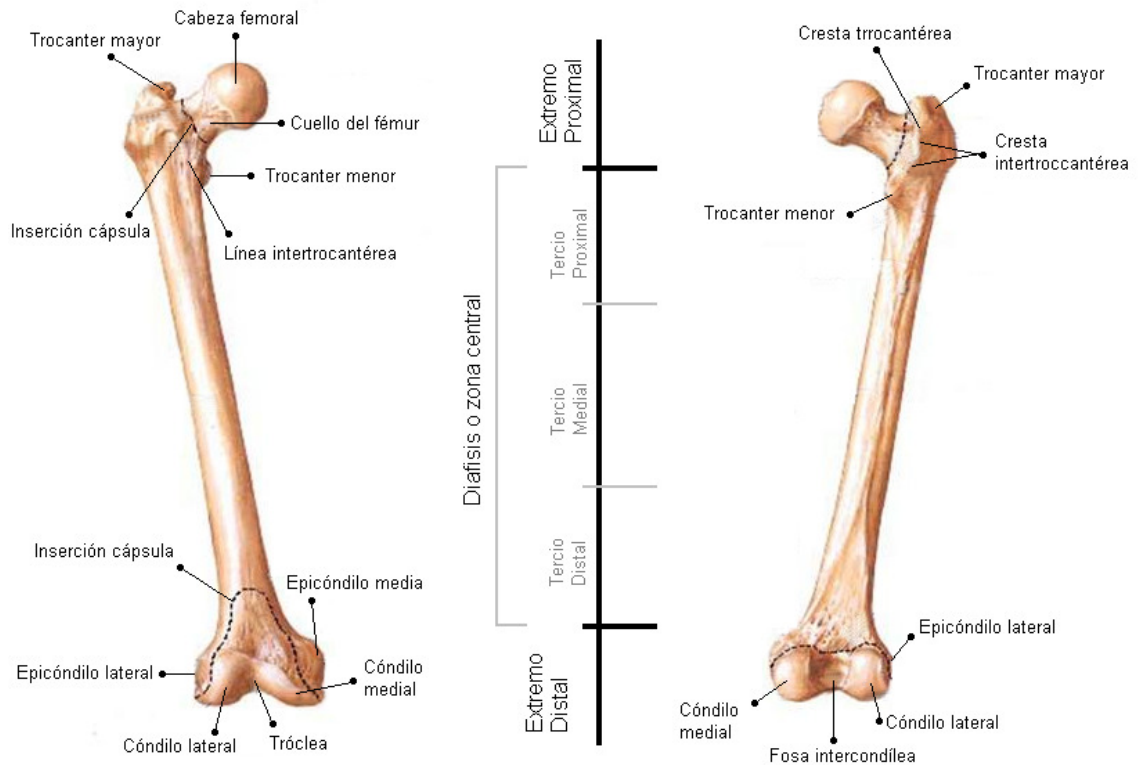


Figura F.2.6. Partes del fémur.

### 2.3.2. Descripción general de la pelvis.

El otro elemento fundamental que compone la articulación de la cadera es la pelvis. Constituye la parte inferior del tronco, estando limitada por delante y a cada lado por los huesos coxales y por detrás por el sacro y el coxis. Los huesos coxales se componen a su vez de tres huesos independientes: el ilion (la mayor de las tres divisiones del hueso coxal), el isquion (parte inferior y posterior del hueso coxal) y el pubis (se encuentra justo delante y debajo de la vejiga). En los primeros años de vida los tres huesos están separados, pero entre los diez y los veinte años se unen formando una estructura única. La pelvis se puede dividir en la mayor o falsa y la menor o verdadera (ver figura F.2.7 y figura F.2.8).

La zona donde se unen los tres huesos que forman cada hueso coxal, es una fosa lateral denominada acetábulo, como se ha visto en el punto anterior, es el lugar donde se encaja la cabeza del fémur.

## VISTA LATERAL DE LA PELVIS

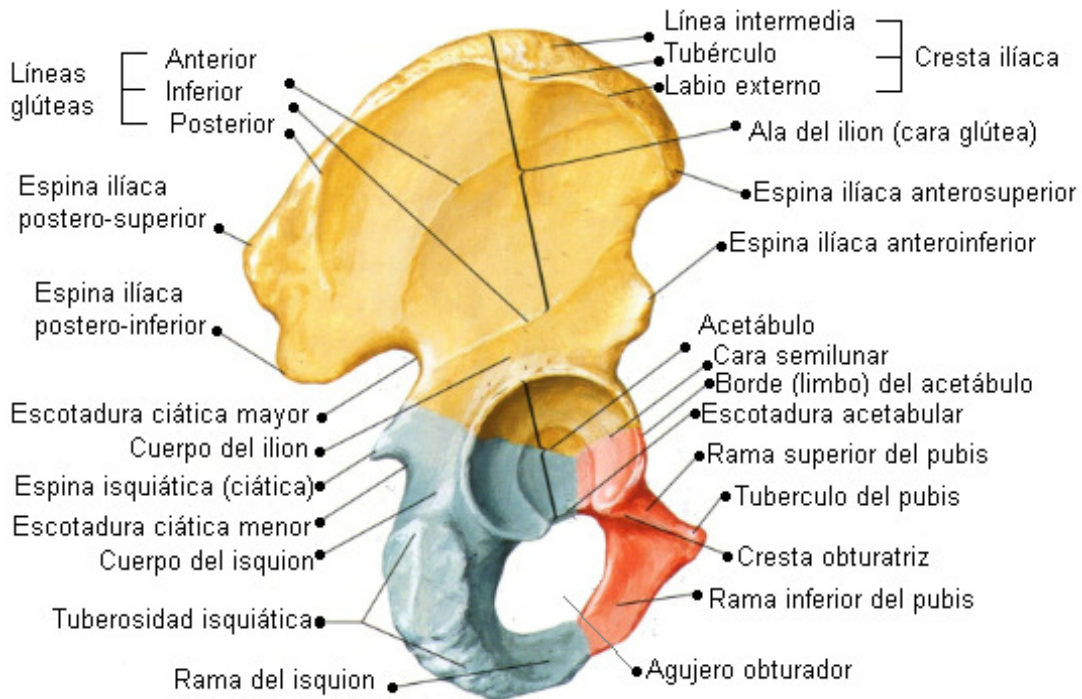


Figura F.2.7. Vista lateral de la pelvis.

## VISTA MEDIAL DE LA PELVIS

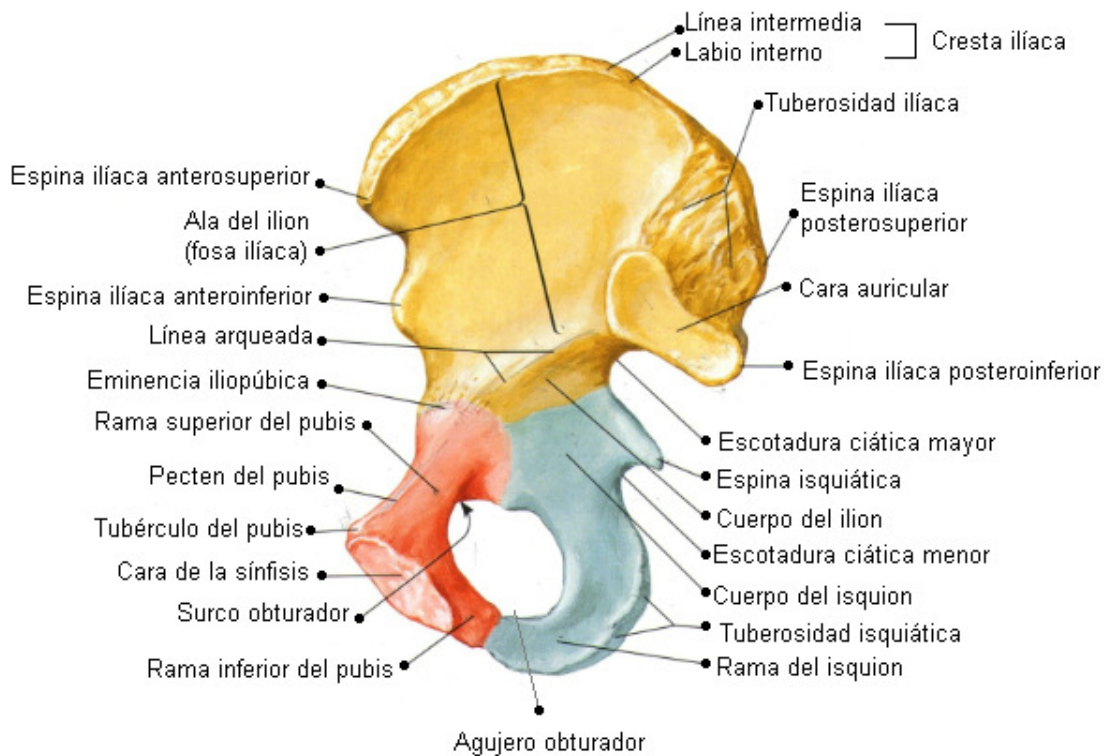


Figura F.2.8. Vista medial de la pelvis.

### 2.3.3. Descripción de los ligamentos y músculos de la articulación.

La articulación no sólo está formada por los elementos óseos descritos anteriormente (fémur y pelvis), sino que también hay una serie de ligamentos y músculos que forman parte de la articulación y desempeñan un papel fundamental en la sujeción de las superficies articulares. Existe un cierto equilibrio entre sus funciones respectivas, de tal forma que en la cara anterior de la articulación, los músculos son poco numerosos pero los ligamentos son muy potentes, mientras que en la cara posterior sucede lo contrario, hay un predominio muscular notable.

Los ligamentos de la pelvis le confieren una estructura resistente, sirviendo de unión entre las diferentes partes de la misma (ver figura F.2.9.).

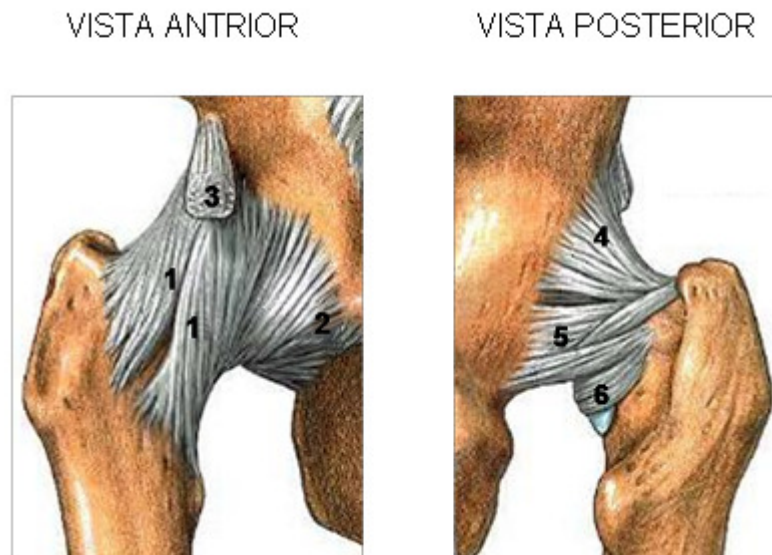


Figura F.2.9. Vistas de los ligamentos de la pelvis: 1- ligamento Iliofemoral (ligamento en Y de Bigelow), 2- ligamento Pubofemoral, 3- tendón del Cuádriceps, 4- ligamento Iliofemoral, 5- ligamento Isquiofemoral, 6- zona orbicular.

En la figura F.2.10 se pueden observar los músculos que intervienen en el movimiento de la articulación de la cadera. De todos ellos, los más importantes son el glúteo mayor y el mediano.

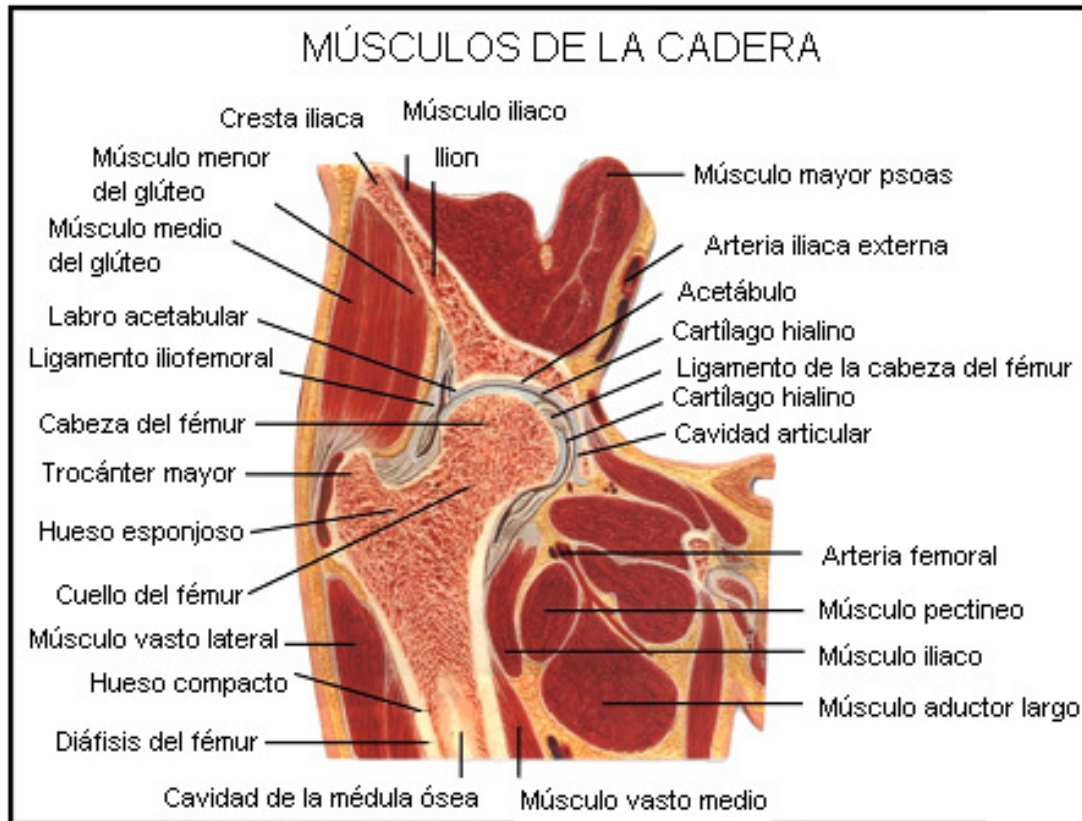


Figura F.2.10. Músculos de la cadera.

## 2.4. PRÓTESIS DE CADERA ZWEYMÜLLER.

El implante femoral de Zweymüller está fabricado con Titanio Ti-6Al-7Nb, resistencia a la fatiga de  $600-660 \text{ N/mm}^2$  y módulo de elasticidad  $100.000 - 110.000 \text{ N/mm}^2$ . Este módulo de elasticidad es la mitad del que presentan otras aleaciones de acero y de cobalto. Su resistencia tensil máxima es de  $1000-1120 \text{ N/mm}^2$  (ver figura F.2.11).

La forma del implante femoral está ideada para anular las fuerzas de torsión así como para conseguir su fijación por contacto con la cortical diafisaria. En su parte proximal, aplanada frontalmente, hay unos orificios para facilitar el anclaje por penetración ósea. Entre los orificios de anclaje la superficie del implante es irregular, lo que a su vez facilita su estabilización (ver figura F.2.12.).

El diseño geométrico del vástago CBH se orienta, por una parte, a las particularidades anatómicas de la forma interior del fémur y, por la otra, a la absorción segura de las grandes fuerzas de rotación.

El diseño de este vástago recto con acabado cónico de sección rectangular presenta las siguientes ventajas:

- Esta forma específica permite encajarlo sin dañar la cortical entre las dos curvaturas del fémur, la anteversión-anteflexión y la ante-curvatura.
- El anclaje tipo “press-fit” del vástago CBH con sección rectangular tiene como objetivo alcanzar, mediante apoyo diafisario en el hueso cortical, una fijación muy segura con gran estabilidad rotacional.
- El diseño específico con la sección rectangular no ocupa por completo la cavidad medular. De esta forma se mantiene parte del riego sanguíneo endosteal.
- Los tamaños anatómicamente adaptados, con un aumento progresivo del volumen, garantizan un anclaje óptimo en fémures con distintas morfologías.

#### Versiones del vástago:

- El vástago CBH está disponible en 14 tamaños distintos, cada uno a su vez en versión estándar y lateralizada.
- El vástago estándar posee un ángulo cérico-diafisario de  $131^{\circ}$  (offset 32–49mm).
- El vástago lateralizado posee un ángulo cérico-diafisario de  $124^{\circ}$  (offset 37–57mm).
- En cada tamaño se puede elegir una versión estándar o lateralizada, sin modificar la longitud de la pierna.

Podemos resumir las características del modelo artroplástico de Zweymüller en:

- Se trata de un modelo no cementado.
- El implante de Zweymüller consigue la estabilidad determinada por factores biomecánicos.
- Exige gran precisión en la planificación pre-operatoria.
- La técnica quirúrgica es muy exigente.
- En caso de necesidad su extracción es fácil.
- Conserva el stock óseo.
- Tiene un cierto efecto osteoinductor por acción mecánica o bioquímica.



La experiencia en los años de implantación de esta prótesis, hacen aconsejable su aplicación en necrosis avasculares, coxartrosis, artritis reumatoide, algunas fracturas o pseudoartrosis de cuello femoral, y reartroplastias por aflojamiento aséptico o séptico.

Está contraindicada, al no ser cementada, cuando el stock óseo y la osteoporosis no permitan la fijación primaria de los implantes.

PRÓTESIS DE CADERA  
ZWEYMÜLLER



IMPLANTE DE LA PRÓTESIS  
ZWEYMÜLLER

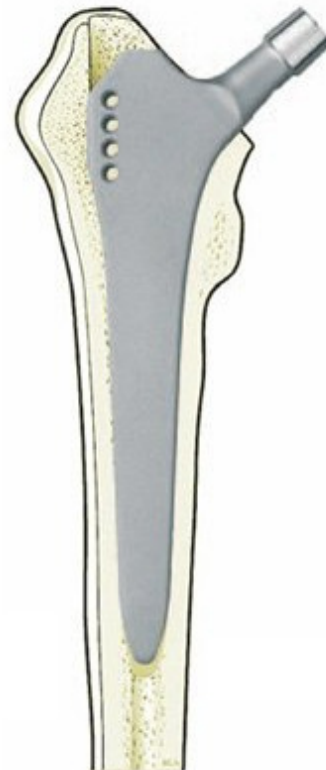


Figura F.2.11. Prótesis de cadera Zweymüller.

Figura F.2.12. Prótesis de cadera Zweymüller implantada en el fémur.

---

**CAPÍTULO 3**

**MATERIALES Y MÉTODOS**

---

### 3.1. INTRODUCCIÓN.

Para la realización de este proyecto partimos de la malla de la prótesis ZWEYMÜLLER, y del fémur donde se inserta ya realizadas, las cuales modificaremos para obtener situaciones que nos interesan para el análisis de frecuencias. La malla de partida en su realización del mallado del implante, se partió de la prótesis real y se tomaron las medidas necesarias con el calibre para obtener la geometría que definiera el modelo en el programa de elementos finitos.

Este proyecto se ha llevado a cabo utilizando dos programas comerciales de elementos finitos:

- I-DEAS v.7. es un paquete integrado de diseño asistido por ordenador, modelado de superficies y sólidos, y mallado de modelos. Es un programa muy potente a la hora de realizar mallas de elementos finitos por lo que se ha elegido para modificar el diseño ya realizado de los distintos elementos estudiados.
- ABAQUS v.6.9. es otro paquete integrado de cálculo de elementos finitos con una gran librería de tipos de elementos y materiales con posibilidad de programar el comportamiento de materiales que no estén incluidos. Por ser mucho más potente que I-DEAS a la hora de realizar cálculos (sobre todo no lineales) se optó por este programa para el proceso y post-proceso.

El modelado tridimensional de elementos finitos estudiado en este proyecto ha sido generado mediante el escaneo del fémur derecho de un hombre. 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 (ver figura F.3.1).

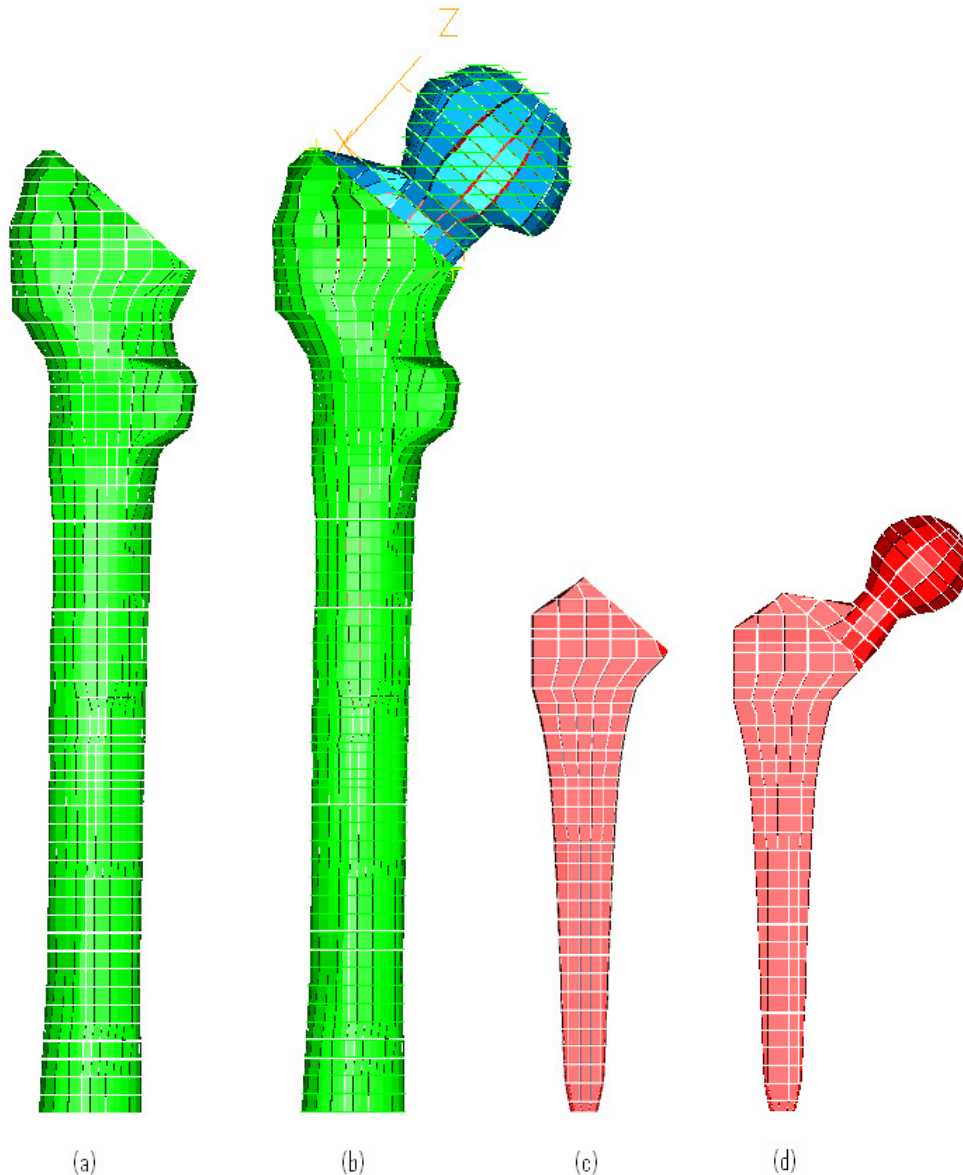


Figura F.3.1: (a) Malla del Fémur, (b) Malla del fémur con la prótesis, (c) malla de la interfaz y (d) malla de la prótesis.

Los diferentes modelos de estudio constan aproximadamente de 220.000 elementos y 40.000 nodos. Siendo los elementos utilizados en el mallado, hexaedro de deformación lineal (ver figura F.3.2).

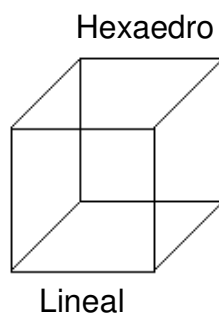


Figura F.3.2. Tetraedro utilizado para el modelo de elementos finitos.

### 3.2. PRINCIPIOS BASICOS EN EL M.E.F.

La resolución de un problema diferencial sobre un dominio mediante el método de los elementos finitos se puede dividir en las siguientes etapas:

1. Concretar el contorno.
2. Dividir el contorno en elementos.
3. Seleccionar las funciones de interpolación.
4. Asignar nodos a cada elemento y después.
5. Elegir el tipo de función de interpolación que represente la variación en el campo sobre los elementos. El campo variable puede ser un escalar, un vector, etc. A menudo se usan funciones polinómicas ya que son fáciles de integrar y derivar. El número de funciones polinómicas depende del número de nodos asignados a cada elemento, la naturaleza y el número de incógnitas en cada nodo. Por supuesto, son necesarias unas condiciones de continuidad impuestas en los nodos y en los elementos.
6. Indicar las propiedades de los elementos. Una vez el modelo de elementos finitos ha sido establecido, se puede expresar la matriz de ecuaciones (matriz de rigidez) que indican las propiedades individuales de cada elemento.
7. Ensamblaje de la matriz. Combinar las matrices de rigidez de los elementos para formar la matriz de rigidez en la región o contorno. Esta matriz es del mismo tipo que la de los elementos individuales excepto en que tienen más términos porque incluye todos los nodos.
8. Resolver el sistema de ecuaciones. Una vez han sido introducidas las condiciones de contorno en la matriz final ya ensamblada, se resuelve el sistema de ecuaciones para la obtención de las incógnitas en los nodos.

### 3.3. CARGAS Y CONCIONES DE APOYO.

#### 3.3.1. Cargas.

En este proyecto se somete al hueso a un estado de cargas que es el que caracteriza el movimiento de una persona al caminar. Los casos de carga que se aplican para caracterizar la historia de la carga son tres.

Cada uno de ellos consiste en la aplicación de unas cargas distribuidas aplicadas sobre la cabeza del fémur (o de la prótesis según el cálculo que se realice) y de una fuerza de reacción distribuida, que es la que ejerce el abductor. No se consideran en la simulación todos los músculos y ligamentos que se insertan en el fémur, ya que se realiza una simplificación debido al elevado coste computacional.

El primer caso de carga representa el momento de apoyo de un pie al caminar. En este momento la cabeza del fémur recibe la carga que corresponde a la parte superior del cuerpo. Los otros dos casos de carga representan la abducción y la aducción.

La aplicación de las cargas se supone secuencial actuando todas con un mismo número de ciclos, pero con distintas frecuencias (ver figura F.3.3).

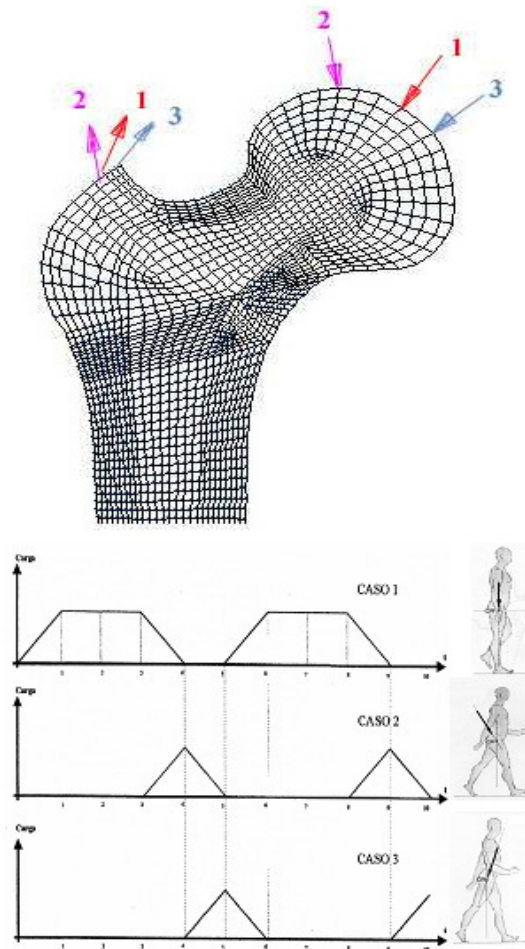


Figura F.3.3. Esquema aplicación de cargas en forma secuencial para cada caso de carga.

Los tres casos de carga se han modelizado como una carga distribuida sobre tres grupos de nodos pertenecientes a la cabeza del fémur o la cabeza de la prótesis, según el cálculo que se realice.

### 3.3.2. Condiciones de apoyo.

Debido a la dificultad de reproducir en la simulación las restricciones al movimiento debidas a la articulación de la rodilla y los músculos que rodean al fémur, nos limitaremos a considerar el fémur apoyado en su parte distal, aproximadamente en la mitad de la longitud de la diáfisis. A pesar de que esta aproximación difiere bastante de la situación real, nos va a resultar suficiente para poder obtener conclusiones cualitativas. Muchos otros trabajos encontrados en la bibliografía utilizan simplificaciones similares (Huiskes 1997).

## 3.4. PROPIEDADES DE LOS ELEMENTOS.

### 3.4.1. Tejido óseo.

El tejido óseo es un material heterogéneo, anisótropo y en constante cambio, por ello es muy difícil encontrar un valor o relación concreta que determine sus propiedades mecánicas.

El hueso tiene una gran resistencia a compresión, siendo su resistencia a tracción menor. Estas propiedades son comparables a las de otros materiales inertes utilizados en el ámbito ortopédico (ver tabla T.3.1).

Material	Máxima fuerza de tensión (MPa)	Máxima Fuerza compresiva (MPa)	Límite de Elasticidad 0,2% offset (MPa)	Módulo elástico (MPa)
Músculo	0,2			
Piel	8			
Cartilago	4	10		50
Fascia	10			20
Tendón	70			
Hueso cortical	100	175	80	400
Hueso trabecular	2	3		15000
Yeso de París	70	75	20	1000
Poliétileno	40	20	20	1000
PTFE Teflón	25			500
Cemento óseo acrílico	40	80		2000
Titanio (puro, trabajado en frío)	500		400	100000
Titanio (Al-4V) (aleación F 136)	900		800	100000
Acero inoxidable (316 L) (templado)	>500		>200	200000
Acero inoxidable (trabajado en frío)	>850		>700	200000
Cromo cobalto (fundido)	>450		>50	20000
Cromo cobalto (forjado, templado)	>300		>300	230000
Cromo cobalto (forjado, trabajado en frío)	1500		1000	230000
Superalcaciones (CoNiMo)	1500		1600	230000

Abreviatura: MPa, megapascals

Tabla T.3.1. Propiedades mecánicas.

Para determinar las características mecánicas del tejido óseo se realizan los ensayos mecánicos estándares, pero debido a sus características las propiedades mecánicas dependen de la muestra y la dirección en la que es ensayada (ver tabla T.3.1).

### 3.4.2. Modelo de remodelación ósea.

En la actualidad existen muchos modelos matemáticos que simulan el comportamiento del tejido óseo en función del estado mecánico al que se encuentra sometido: modelos de remodelación ósea (Doblaré y García 2002, Jacobs, 1994, Weians 1992; Turner 1991, Carter 1989 / 1987, Huiskes 1987, Cowin 1986 / 1992, kummer 1972). Algunos de estos modelos son exclusivamente teóricos (Cowin 1986 / 1992, kummer 1972), mientras que muchos otros han sido implementados y simulados en el ordenador, utilizando para ello el MEF como herramienta de análisis. Existen tres tipos de modelos de remodelación ósea: internos, externos y combinados.

Se sabe que el tejido óseo es un material poroso, heterogéneo y anisótropo. Hasta ahora, los modelos que se han utilizado son básicamente isótropos. Se han comenzado a formular modelos de comportamiento más complejos que sean capaces también de predecir el comportamiento anisótropo del tejido óseo (Rodríguez et al. 1998, Fernández et al. 1998, Jacobs et al. 1997, Carter 1989). Las predicciones de la mayoría de estos modelos en cuanto a los resultados de anisotropía son excesivas y no se corresponden con la realidad.

El modelo de remodelación ósea aplicado en este trabajo ha sido desarrollado en el Área de Mecánica de Medios Continuos y Teoría de Estructuras del Centro Politécnico Superior de la Universidad de Zaragoza (Doblaré y García 2002). Dicho modelo se basa en la teoría de la Mecánica del Daño (Simo and Ju 1987, Lemaitre 1985, Cordebois and Sideroff 1982) identificando el daño como la porosidad y se ajusta dando un nuevo modelo de daño-reparación aplicado a lo que es el proceso de remodelación interna.

Por tanto, desde el punto de vista físico, se entiende por daño una medida del volumen de poros en el interior del tejido óseo. Entenderemos pues como material virgen o material con daño nulo la situación ideal de hueso con porosidad nula que, supuesto el tejido óseo cortical como isótropo, corresponderá asimismo a una situación de isotropía.

El proceso de reabsorción ósea, aumento de porosidad, plantea una correspondencia directa con el concepto de evolución del daño, mientras que la formación ósea provoca la disminución del daño o reparación del material. En el modelo de daño clásico se produce una evolución del daño siempre positiva, el daño siempre va aumentando.



Pero en remodelación ósea el daño puede disminuir ya que se producen procesos dentro del organismo que no son considerados en el modelo mecánico. El proceso de reabsorción ósea es ligeramente distinto al proceso de evolución del daño, ya que en la mecánica clásica, el daño se incrementa como consecuencia de un estado tensional elevado en una zona concreta, mientras que el caso de reabsorción se produce cuando el estado tensional es bajo.

La porosidad o daño será definido según el “fabric tensor”, que no es más que un tensor que cuantifica el reordenamiento direccional de las trabéculas y los poros del hueso. Así pues, el parámetro que cuantifica el daño no es un escalar, sino un tensor, el tensor de remodelación. Más información al respecto del modelo utilizado se encuentra en el anexo A.

### 3.4.3. Densidad ósea.

La estructura ósea del cuerpo humano tiene un amplio rango de densidades, desde hueso cortical ( $1,92 \text{ g/cm}^3$ ) a hueso esponjoso o trabecular ( $0,5 \text{ g/cm}^3$ ).

En la figura F.3.4, del fémur entero y de una sección, se han acotado los límites superiores e inferiores de densidad ósea en  $1,92$  y  $0,05 \text{ g/cm}^3$  respectivamente. Se aprecia el hueso cortical, muy denso, homogéneo y resistente, situado en la parte externa formando un conducto tubular, y el hueso trabecular, (menos denso y esponjoso), situado en el interior del hueso cortical.

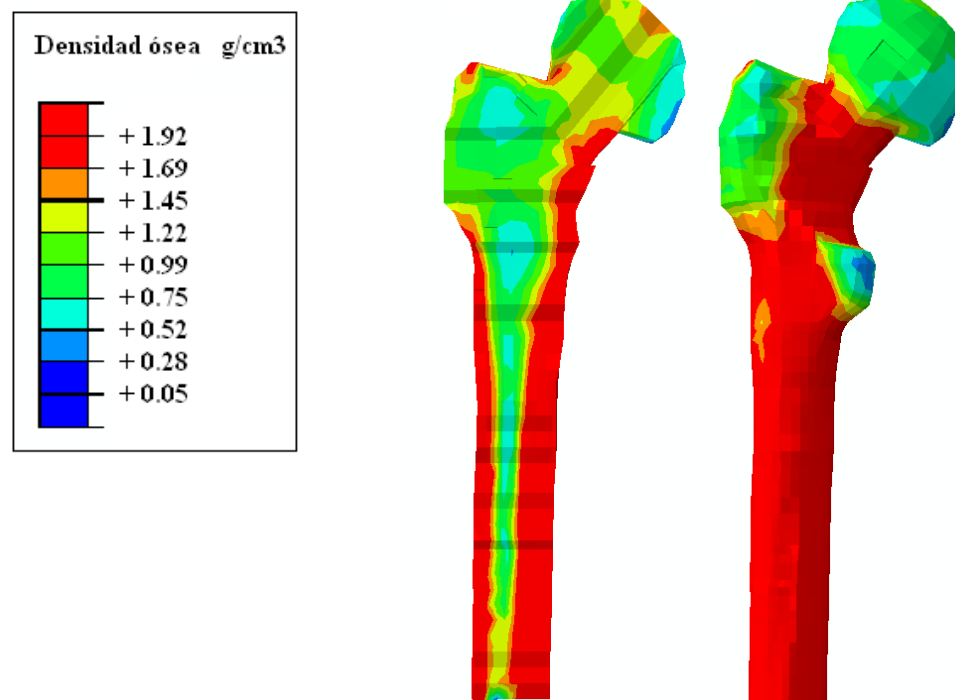


Figura F.3.4. Densidad ósea del fémur tras el análisis de remodelación

A partir de estos resultados del modelo de remodelación, se ha realizado una discretización de las densidades obtenidas para ver el efecto del material en las frecuencias y modos de vibración. Para ello se han agrupado las densidades en 5, 20 ó 40 valores medios (ver tablas T.3.2, T.3.3 y T.3.4).

5 valores medios	
Nº $\rho$	$\rho$ medias
1	0,5
2	0,855
3	1,21
4	1,565
5	1,92

Tabla T.3.2. 5 valores medios de densidades.

20 valores medios	
Nº $\rho$	$\rho$ medias
1	0,5
2	0,5746
3	0,6493
4	0,724
5	0,7987
6	0,8734
7	0,9481
8	1,0228
9	1,0975
10	1,1722
11	1,2469
12	1,3216
13	1,3963
14	1,471
15	1,5457
16	1,6204
17	1,6951
18	1,7698
19	1,8445
20	1,92

Tabla T.3.3. 20 valores medios de densidades.

40 valores medios	
Nº $\rho$	$\rho$ medias
1	0,5
2	0,5364
3	0,5728
4	0,6092
5	0,6456
6	0,6821
7	0,7185
8	0,7549
9	0,7913
10	0,8277
11	0,8641
12	0,9005
13	0,9369
14	0,9733
15	1,0097
16	1,0462
17	1,0826
18	1,1190
19	1,1554
20	1,1918
21	1,2282
22	1,2646
23	1,3010
24	1,3374
25	1,3738
26	1,4103
27	1,4467
28	1,4831
29	1,5195
30	1,5559
31	1,5923
32	1,6287
33	1,6651
34	1,7015
35	1,7379
36	1,7744
37	1,8108
38	1,8472
39	1,8836
40	1,9200

Tabla T.3.4. 40 valores medios de densidades.

### 3.4.4. Prótesis.

Los materiales más comunes por su biocompatibilidad a la hora de fabricar una prótesis son el titanio, acero y polyacetel. Los tres los consideramos elástico-lineales e isótropos.

Sus propiedades quedan determinadas en la tabla T.3.5, T.3.6 y T.3.7

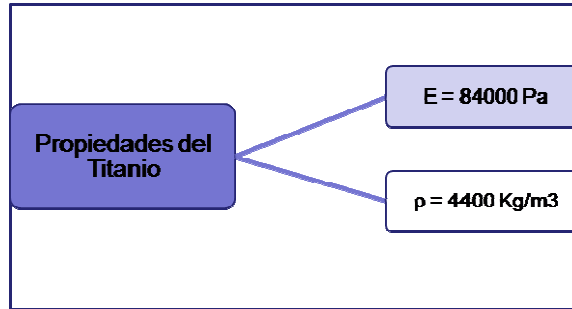


Tabla T.3.5. Propiedades del titanio.

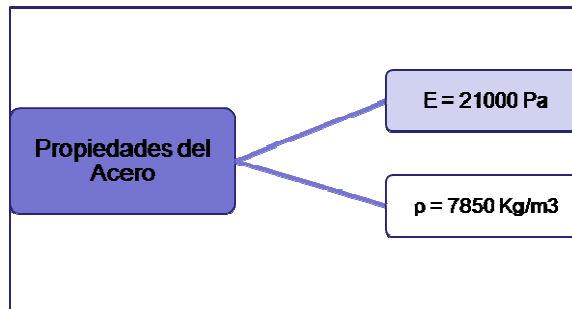


Tabla T.3.6. Propiedades del acero.

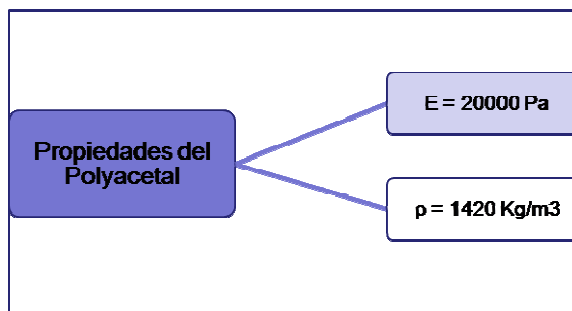


Tabla T.3.7. Propiedades del polyacetel.

### 3.4.5. Interfaz hueso-implante.

En el proyecto se va a realizar un análisis mecánico de vibraciones para estudiar distintos efectos (material óseo, material de la prótesis) y las posibles configuraciones de la interfaz hueso-implante. En este sentido se van a estudiar tres posibles estudios de la interfaz hueso implante:

- Unido, simularía la situación en el que el vástago está perfectamente osteointegrado.
- Suelto, simula la situación inicial nada más colocar el implante.
- Proceso de osteointegración, es una situación intermedia entre los dos casos anteriores. Se va a simular el proceso de osteointegración implementando un modelo que se describe en el anexo B.

### 3.4.6. Proceso seguido en la simulación del proyecto.

En la figura F.3.3 se parte de la geometría del fémur sano con una densidad inicial uniforme ( $0,5 \text{ g/cm}^3$ ). Se aplican las cargas y condiciones de apoyo de caminar, tras lo cual se obtienen las densidades reales del hueso. A continuación se extraen los valores de densidades y se discretizan en 5, 20 ó 40 valores. En ese momento se coloca la prótesis y se hace el análisis mecánico de vibraciones.

En la figura F.3.5 se puede observar el esquema que se sigue en el desarrollo del proyecto.

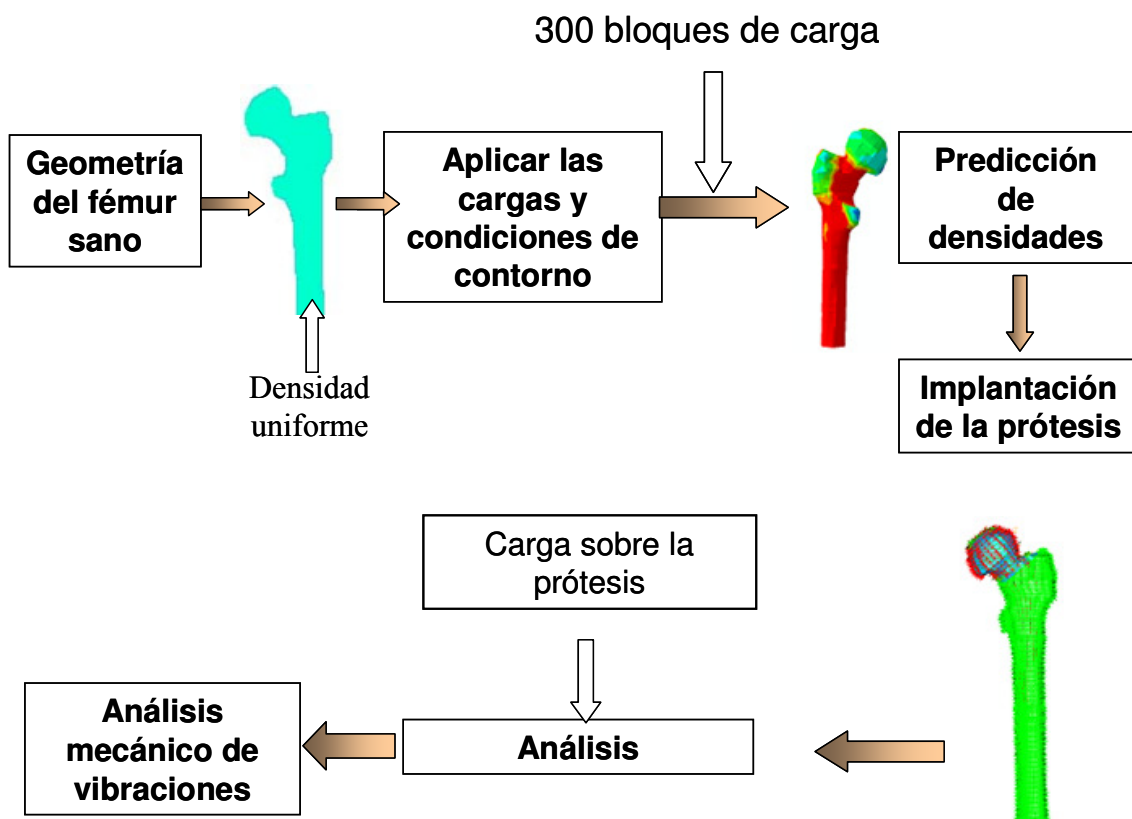


Figura F.3.5. Esquema seguido en el desarrollo del proyecto.

---

**CAPÍTULO 4**  
**ANÁLISIS DE RESULTADOS**

---

## 4.1. MODOS DE VIBRACIÓN.

En la figura F.4.1 se pueden ver los distintos modos de vibración que se producen en el conjunto fémur con una prótesis no cementada tipo Zweymüller y que más adelante se explican.

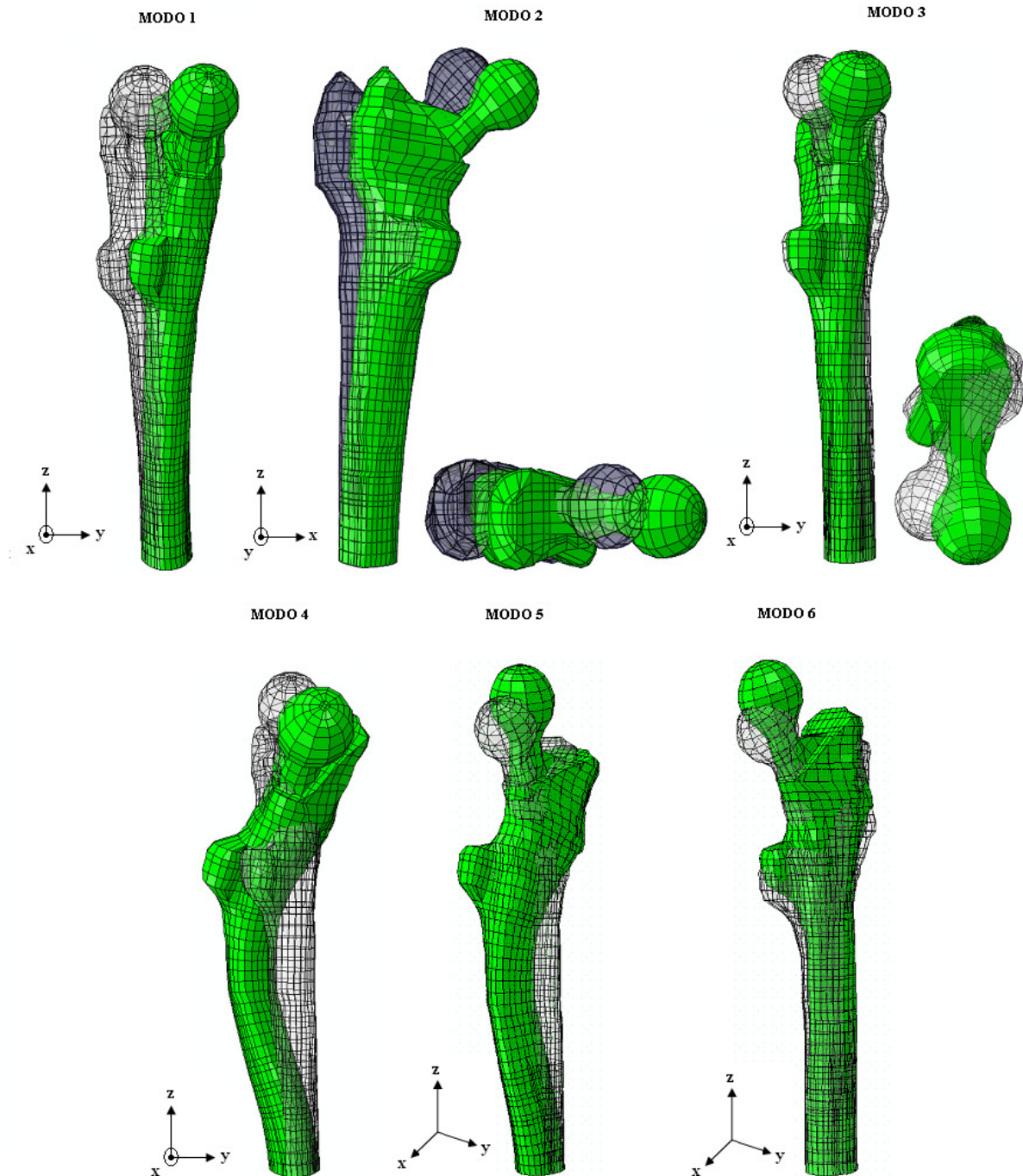


Figura F.4.1. Modos de vibración tipo del conjunto fémur más prótesis no cementada Zweymüller.

Existe una similitud, casi total, entre el fémur y una viga empotrada en su base y en voladizo en el otro extremo, ambos elementos están empotrados en su base y sin ninguna restricción más en el resto de su estructura, lo cual se puede observar en la imagen siguiente (Figura F.4.2).

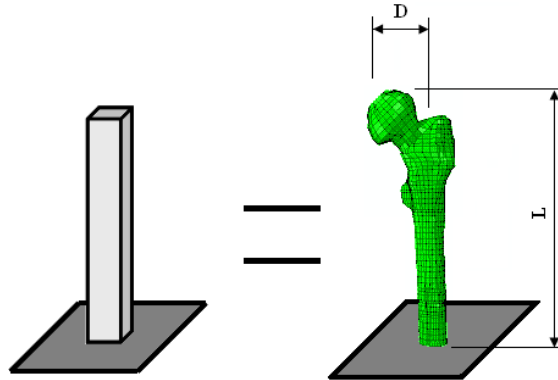


Figura F.4.2. Analogía viga empotrada con el conjunto del fémur más prótesis.

Los distintos modos de vibración que experimenta el conjunto fémur más una prótesis no cementada Zweymüller se describen a continuación:

- **Modo 1:** En este modo el fémur realiza una flexión en el plano yz (ver figura F.4.3).
- **Modo 2:** En este modo el fémur realiza una flexión en el plano xz (ver figura F.4.3).

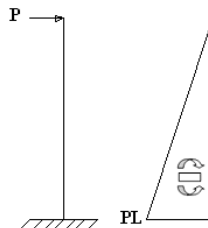


Figura F.4.3. Flexión de la viga.

- **Modo 3:** En este modo el fémur realiza una torsión en z, la cual se produce al aplicarse una carga sobre la cabeza del fémur, de manera que está desplazada del eje del fémur produciendo una torsión sobre el (ver figura F.4.4).

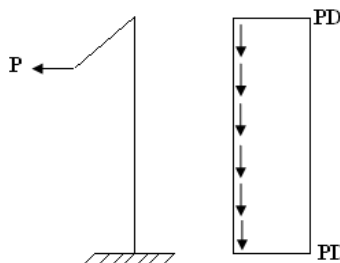


Figura F.4.4. Torsión de la viga.

- **Modo 4:** En este modo el fémur realiza una flexión en el plano yz, una torsión en el eje z y también se puede observar el fenómeno del pandeo.

El pandeo se define como una deformación lateral producida en una pieza sometida a compresión. La pieza, en este caso el fémur pasa de un equilibrio estable a uno inestable, es decir, pasa de estar sometido a compresión a estarlo a flexocompresión, y lo hace de golpe.

Para mejorar el comportamiento a pandeo, lo ideal sería tener en todo momento una compresión centrada, pero es muy complicado y más aún en un fémur donde las cargas nunca están centradas.

Analizando el problema de Euler en pandeo, y mirando las condiciones de apoyo que plantea el fémur, como se ha comentado antes, se asemeja a una columna empotrada en la base y libre en el resto de la estructura (ver figura F.4.5).

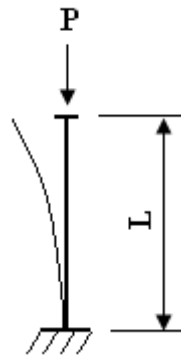


Figura F.4.5. Condiciones de apoyo según el problema de Euler.

En relación con esta condición de apoyo, hay una carga crítica ( $P_{cr}$ ) asignada cuyo valor está condicionado en la siguiente fórmula  $P_{cr} = \pi^2 EI / (2L)^2$ .

A parte de la condición de apoyo, hay que mirar en el modo de pandeo en el que se encuentra, en este caso, en el fémur, se produce el modo  $n=2$  el cual tiene el siguiente aspecto (ver figura F.4.6).

El modo de pandeo  $n=2$  da unos valores de:

- $P = 4\pi^2 EI / L^2$
- $V = C_1 \sin [(2\pi/L) x]$

Se puede saber lo que puede ocurrir al cargar una barra, por medio de la gráfica (P-Vmax) (ver figura F.4.7).

El valor límite de la carga que admite una barra es  $P_{cr}$ , ya que ahí se agota el equilibrio estable.

- Entre B y C el equilibrio es indiferente, puesto que se alcanza para cualquier valor de  $C_1$ .



- Entre B y D es inestable, cualquier pequeña perturbación produciría pandeo.

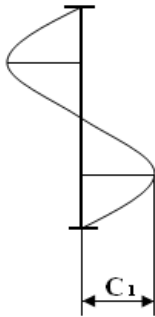
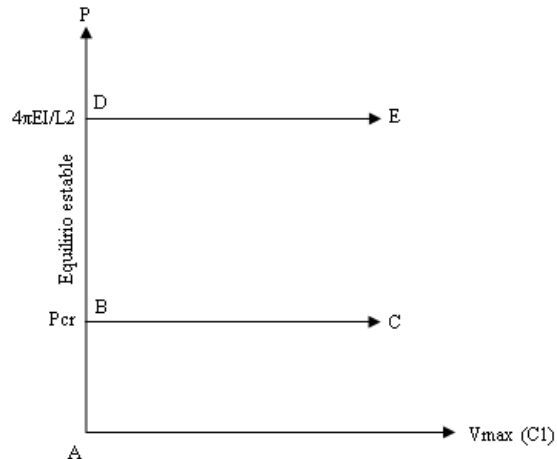


Figura F.4.6. Modo de pandeo n=2

F.4.7. Grafica, P-Vmax (C<sub>1</sub>)

**Modo 5:** En este modo el fémur realiza una flexión en el plano xz, una torsión en el eje z y también se puede observar el fenómeno de pandeo.

**Modo 6:** En este modo el fémur realiza una flexión en el plano xz.

## 4.2. INTERFAZ HUESO-IMPLANTE UNIDA. EFECTO DEL MATERIAL.

En los resultados que se muestran a continuación se va a considerar que la interfaz hueso-implante está perfectamente unida.

Esta es la situación que se daría cuando el implante se encuentra perfectamente osteointegrado.

### 4.2.1. Efecto de la discretización del material del hueso.

Tras el análisis de remodelación ósea, se han agrupado los valores de las densidades óseas para obtener 5, 20 ó 40 grupos de densidades media (ver tablas: T.3.1, T.3.2 y T.3.3 del capítulo anterior). Los valores de frecuencias o modos propios de vibración son los reflejados en la tabla T.4.1 y figura F.4.8.

El primer modo de vibración para los tres casos estudiados está entorno a 100Hz y el último entorno a 9000Hz. Estos valores coinciden con lo obtenido en el trabajo de referencia (Qi et al, 2003).

A partir de la frecuencia nº 6 se empiezan a ver diferencias entre 5 materiales y los otros dos. En la frecuencia nº 7 se empiezan a ver diferencias entre 20 y 40 materiales.

Para sucesivos cálculos se seleccionarán 20 materiales ya que tienen un valor de frecuencias intermedia entre los otros dos y la precisión es suficiente para los posteriores análisis.

Frecuencias	Unido		
	5 Materiales	20 Materiales	40 Materiales
1	109,79	110,53	110,65
2	<b>136,45</b>	<b>137,02</b>	<b>137,08</b>
3	620,02	623,67	623,87
4	<b>1092,5</b>	<b>1087,7</b>	<b>1086,5</b>
5	1194,7	1194,6	1194,5
6	<b>2429,9</b>	<b>2423,7</b>	<b>2423,1</b>
7	3117,6	3082,1	3075,2
8	<b>3466,8</b>	<b>3450</b>	<b>3447,1</b>
9	4567,4	4543,2	4538,5
10	<b>5455,1</b>	<b>5449,8</b>	<b>5448,3</b>
11	6016,2	5940,1	5924,8
12	<b>7110,3</b>	<b>7079,5</b>	<b>7070,8</b>
13	7309,3	7233,8	7219,2
14	<b>8464,4</b>	<b>8355,5</b>	<b>8332,8</b>
15	9344,6	9120,2	9075,9

Tabla T.4.1. Valores de frecuencia para 5, 20 ó 40 valores de densidad media

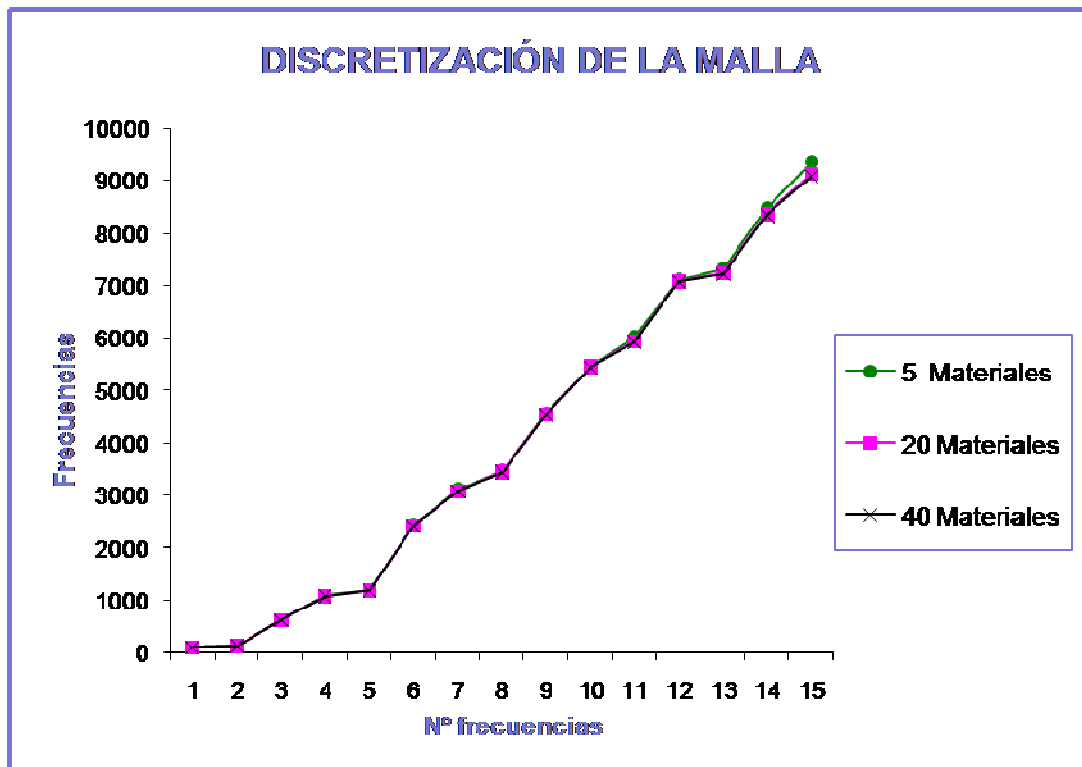


Figura F.4.8. Representación de valores de frecuencias para los distintos grupos de densidades

#### 4.2.2. Efecto de considerar distintos materiales para la prótesis.

En este apartado se estudiará el efecto en las vibraciones dependiendo del material con el que esté realizada la prótesis. Los materiales más comunes para fabricarla, por su biocompatibilidad, son el titanio, acero y polyacetal (ver tabla T.4.2).

Si se observan los valores de frecuencias que se muestran en la tabla, realmente hay que tener en cuenta el material del cual está realizada la prótesis, ya que se aprecian diferencias muy significativas desde la frecuencia número 1. Estas diferencias las podemos ver gráficamente en la figura F.4.9.

Frecuencias	Prótesis Unida 20 Materiales		
	Titanio	Acero	Polyacetal
1	110,53	92,089	147,64
2	137,02	114,53	181,43
3	623,67	559,92	788
4	1087,7	1075,2	1184,2
5	1194,6	1158	1344,2
6	2423,7	2232,8	2643,2
7	3082,1	3198,3	2898,5
8	3450	3677,6	3175,8
9	4543,2	5082,4	4138,1
10	5449,8	6154,2	4852,5
11	5940,1	6410,2	5637,9
12	7079,5	7824,6	6521,9
13	7233,8	8085,5	6850,4
14	8355,5	9092,3	7862,4
15	9120,2	9614,1	8759,7

Tabla T.4.2. Valores de frecuencia para distintos posibles materiales para fabricar la prótesis.

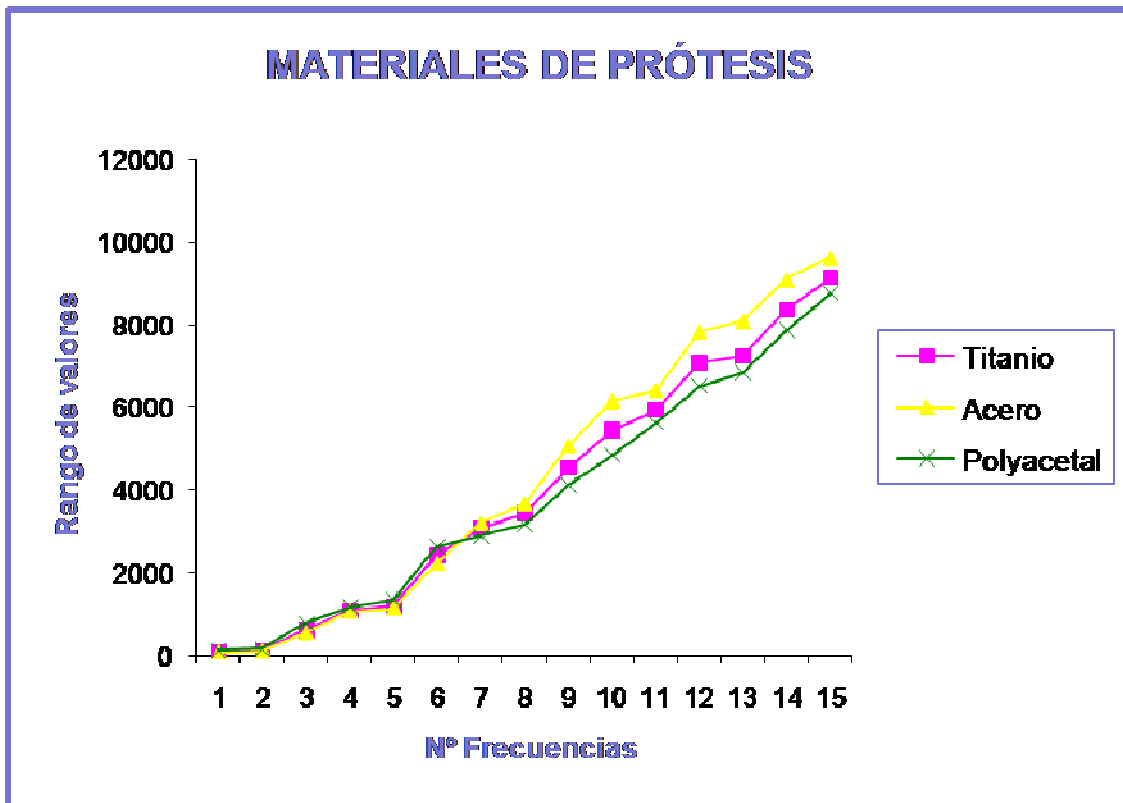


Figura F.4.9. Representación de valores de frecuencias para los distintos materiales de la prótesis.

### 4.3. INTERFAZ HUESO-IMPLANTE SUELTA. EFECTO DEL TIPO DE CONTACTO.

En los resultados que se muestran a continuación se va a estudiar el efecto de considerar la interfaz hueso-implante como totalmente suelta. Esta es la situación que se daría nada más colocar el implante tras la cirugía.

#### 4.3.1. Contacto nodo-superficie (membrana).

En este apartado se ha considerado el contacto entre hueso e implante como un contacto nodo-superficie. La superficie esclava corresponde al hueso, formándose dicha superficie como el conjunto de nodos que la conforman. La superficie maestra se ha simulado incorporando una membrana entre hueso e implante cuyos nodos coinciden con los nodos de la superficie del implante. Dichos comandos se pueden ver en la figura F.4.10.

```

MODEL DATA
*****
MEMBRANA
*MEMBRANE SECTION, ELSET=MAESTRA, MATERIAL=memb
0.1
*MATERIAL, NAME=memb
*ELASTIC, TYPE=ISOTROPIC
10, 0.25
*DENSITY
0.500000000e-9
*****
CONTACTO
*SURFACE, NAME=SLAVE, TYPE=NODE
ESCLAVA
*SURFACE, NAME=MASTER, TYPE=ELEMENT
MAESTRA, SNEG
*SURFACE INTERACTION, NAME=FRIC
*FRICTION
0.0
*CONTACT PAIR, SMALL SLIDING, INTERACTION=FRIC
SLAVE, MASTER
*****

STEP INFO
*****
*CONTACT INTERFERENCE, TYPE=CONTACT PAIR
SLAVE, MASTER, 0.01
*OUTPUT, FIELD, VARIABLE=ALL
*END STEP
    
```

Figura F.4.10 Comandos de Abaqus para contacto nodo-superficie (membrana).

En este caso se estudia como varían las frecuencias al modificar los siguientes parámetros: módulo de Young de la membrana (E), densidad de la membrana ( $\rho$ ), coeficiente de fricción del contacto ( $\mu$ ), tolerancia del contacto y espesor de la membrana.

- **Efecto del módulo de Young (MPa) de la membrana.**

Se ha realizado un estudio en árbol para ver la influencia del módulo de Young en las frecuencias, con la tolerancia del contacto fija en todos los casos. Para cada coeficiente de fricción, se ha ido cambiando la densidad y probando con sus tres módulos de Young correspondientes (ver tabla T.4.3).

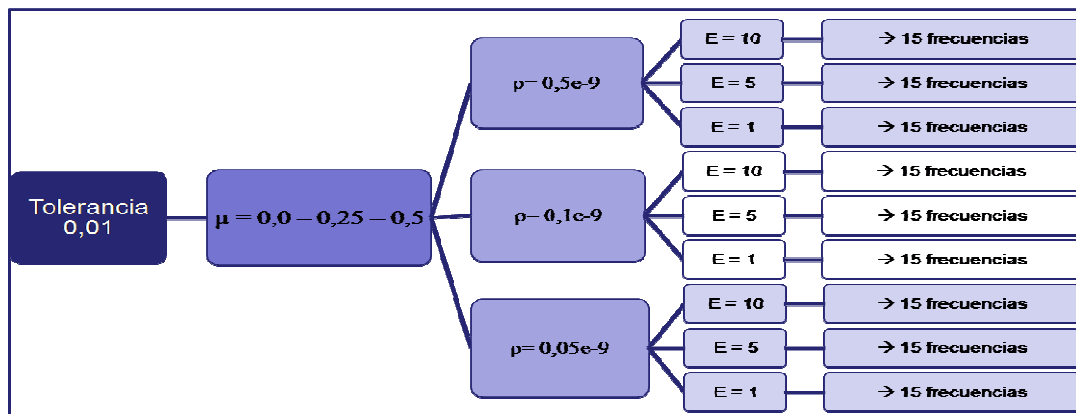


Tabla T.4.3. Estudio en árbol para ver la influencia del módulo de Young (MPa) en las frecuencias.

Los resultados obtenidos de los distintos casos realizados, han reflejado que en ningún caso de los 27 el módulo de Young afecta a las frecuencias, por lo que para casos sucesivos da igual el módulo de Young que se utilice.

- **Efecto de la densidad de la membrana (valores de  $\rho$  en  $\text{g/cm}^3$ ).**

Una vez descartado el efecto del módulo de Young en las frecuencias, se vuelve a realizar un estudio en árbol, pero esta vez, con el fin de analizar el efecto de la densidad de la membrana en las frecuencias (ver tabla T.4.4).

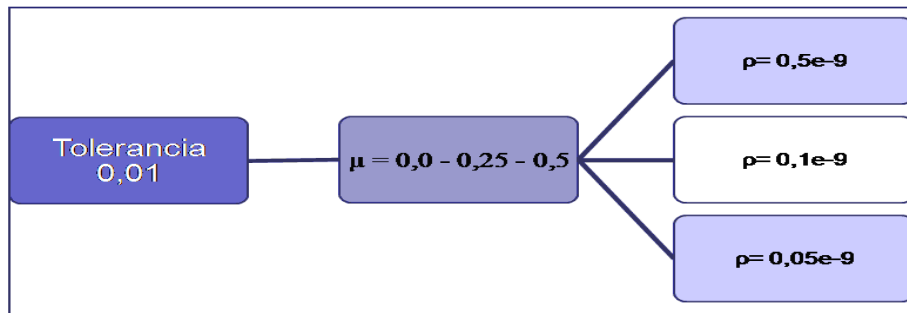


Tabla T.4.4. Estudio en árbol para ver la influencia del efecto de la densidad ( $\text{g/cm}^3$ ) de la membrana en las frecuencias.

Frecuencias	Tolerancia = 0,01								
	$\mu = 0,0$			$\mu = 0,25$			$\mu = 0,5$		
	$\rho = 0,5e-9$	$\rho = 0,1e-9$	$\rho = 0,05e-9$	$\rho = 0,5e-9$	$\rho = 0,1e-9$	$\rho = 0,05e-9$	$\rho = 0,5e-9$	$\rho = 0,1e-9$	$\rho = 0,05e-9$
1	109,03	109,07	109,08	110,48	110,52	110,52	110,48	110,52	110,52
2	<b>134,77</b>	<b>134,82</b>	<b>134,82</b>	<b>136,95</b>	<b>137</b>	<b>137,01</b>	<b>136,95</b>	<b>137,00</b>	<b>137,01</b>
3	607,26	607,42	607,44	623,41	623,58	623,6	623,41	623,58	623,60
4	<b>1087,5</b>	<b>1088,1</b>	<b>1088,1</b>	<b>1087</b>	<b>1087,8</b>	<b>1087,6</b>	<b>1087,0</b>	<b>1087,6</b>	<b>1087,6</b>
5	1158,9	1159,4	1159,5	1193,8	1194,4	1194,5	1193,8	1194,4	1194,5
6	<b>2301,8</b>	<b>2303,1</b>	<b>2303,2</b>	<b>2422,1</b>	<b>2423,3</b>	<b>2423,4</b>	<b>2422,1</b>	<b>2423,3</b>	<b>2423,4</b>
7	2788,8	2788,8	2790	3080,1	3081,3	3081,5	3080,1	3081,3	3081,5
8	<b>3245,8</b>	<b>3247,2</b>	<b>3247,4</b>	<b>3447,9</b>	<b>3448,3</b>	<b>3448,5</b>	<b>3447,8</b>	<b>3448,3</b>	<b>3448,5</b>
9	4091	4092,6	4092,8	4540,1	4541,9	4542,1	4540,1	4541,9	4542,1
10	<b>4647,2</b>	<b>4648,6</b>	<b>4648,7</b>	<b>5448,6</b>	<b>5448,4</b>	<b>5448,7</b>	<b>5448,6</b>	<b>5448,4</b>	<b>5448,7</b>
11	5234	5235,3	5235,4	5937,5	5938,7	5938,8	5937,5	5938,7	5938,8
12	<b>5393,2</b>	<b>5395</b>	<b>5395,2</b>	<b>7078,3</b>	<b>7077,9</b>	<b>7078,1</b>	<b>7078,3</b>	<b>7077,9</b>	<b>7078,1</b>
13	6616,4	6617,6	6617,8	7229,4	7231,4	7231,6	7229,4	7231,4	7231,6
14	<b>8781,3</b>	<b>8783,5</b>	<b>8783,8</b>	<b>8348,2</b>	<b>8351,8</b>	<b>8351,9</b>	<b>8348,2</b>	<b>8351,8</b>	<b>8351,9</b>
15	7830,2	7832,5	7832,8	9112,8	9114,4	9114,6	9112,8	9114,4	9114,6

Tabla T.4.5. Resultados del efecto de la densidad de la membrana y del coeficiente de fricción entre las superficies en las frecuencias.

Tras los 9 casos analizados y viendo los resultados, se puede observar que la influencia de la densidad de la membrana en las frecuencias es baja y muy poco relevante (ver tabla T.4.5). Para casos sucesivos se utilizará un valor de  $\rho = 0,5e-9 \text{ g/cm}^3$ .

- **Efecto de la fricción del contacto ( $\mu$ ).**

El estudio de la fricción del contacto se ha basado en los cálculos obtenidos en el efecto de la densidad de la membrana, (tabla T.4.5) añadiéndole un caso más, (tabla T.4.6), para verificar los resultados obtenidos.

Frecuencias	Tolerancia = 0,01		
	$\mu = 0,75$		
	$\rho = 0,5e-9$	$\rho = 0,1e-9$	$\rho = 0,05e-9$
1	110.48	110.52	110.52
2	136.95	137.00	137.01
3	623.41	623.58	623.60
4	1087.0	1087.6	1087.6
5	1193.8	1194.4	1194.5
6	2422.1	2423.3	2423.4
7	3080.1	3081.3	3081.5
8	3447.9	3449.3	3449.5
9	4540.1	4541.9	4542.1
10	5446.6	5448.4	5448.7
11	5937.5	5938.7	5938.8
12	7076.3	7077.9	7078.1
13	7229.4	7231.4	7231.6
14	8349.2	8351.6	8351.9
15	9112.8	9114.4	9114.6

Tabla T.4.6. Resultados del efecto de la densidad de la membrana para un coeficiente de fricción de 0,75 sobre las frecuencias.

Se puede observar que se encuentran diferencias, en cuanto a resultados obtenidos, para un coeficiente de fricción de cero y distinto de cero. Los primeros valores de frecuencias (hasta la 5ª ó la 6ª) son muy similares, a partir de la 6ª frecuencia se observan más diferencias. El valor de las frecuencias es mayor con un coeficiente de fricción distinto de cero. Esto se debe a que al aumentar el coeficiente de fricción hay más agarre entre hueso e implante, con lo que las frecuencias aumentan.

Para  $\rho = 0,5e-9 \text{ g/cm}^3$  la variación de las frecuencias con respecto a  $\mu$  se observa en la figura F.4.11.

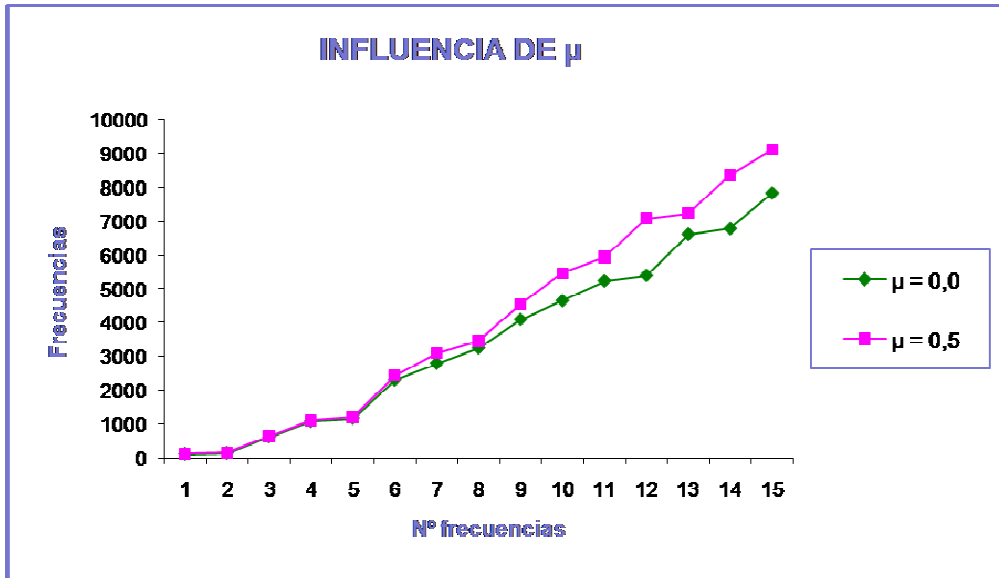


Figura F.4.11. Representación de valores de frecuencias para los distintos coeficientes de fricción que afectan al análisis.

- **Efecto de la tolerancia del contacto (tl).**

Para estudiar el efecto de la tolerancia del contacto en las frecuencias, se inicia el análisis en los dos casos que más modifican las frecuencias, para  $\mu = 0,0$  y  $\mu = 0,5$  (ver tablas T.4.7 y T.4.8).

Frecuencias	$\mu = 0,0$				
	tl = 0,1	tl = 0,09	tl = 0,075	tl = 0,05	tl = 0,005
1	0	0	0	108,9	109,03
2	0	0	0	134,18	134,77
3	0	0	0	602,13	607,26
4	6,79E-04	6,79E-04	6,79E-04	1064,3	1067,5
5	8,11E-04	8,11E-04	8,11E-04	1152,7	1158,9
6	1,17E-03	1,17E-03	1,17E-03	2102,3	2301,9
7	1,904E+02	1,904E+02	1,904E+02	2754,5	2788,8
8	2,34E+02	2,34E+02	2,34E+02	3166,8	3245,8
9	1,08E+03	1,08E+03	1,08E+03	3954,9	4091
10	1,47E+03	1,47E+03	1,47E+03	4042,7	4647,2
11	1,63E+03	1,63E+03	1,63E+03	5050,5	5234
12	1,88E+03	1,88E+03	1,88E+03	5206,5	5393,2
13	2,32E+03	2,32E+03	2,32E+03	6476,1	6616,4
14	2,92E+03	2,92E+03	2,92E+03	6717,1	6781,3
15	3,50E+03	3,50E+03	3,50E+03	7432,9	7830,2

Tabla T.4.7. Efecto de la tolerancia del contacto en las frecuencias para  $\mu = 0,0$ .



En la tabla T.4.7 se observa que tolerancias superiores a 0,05 dan valores de frecuencia muy diferentes a lo esperado, esto se puede deber a problemas de convergencia al imponer una tolerancia más restrictiva. Por el contrario, valores de tolerancia 0,05 o incluso inferior (0,005) permiten obtener frecuencias dentro de lo esperado, con ligera diferencia entre los valores.

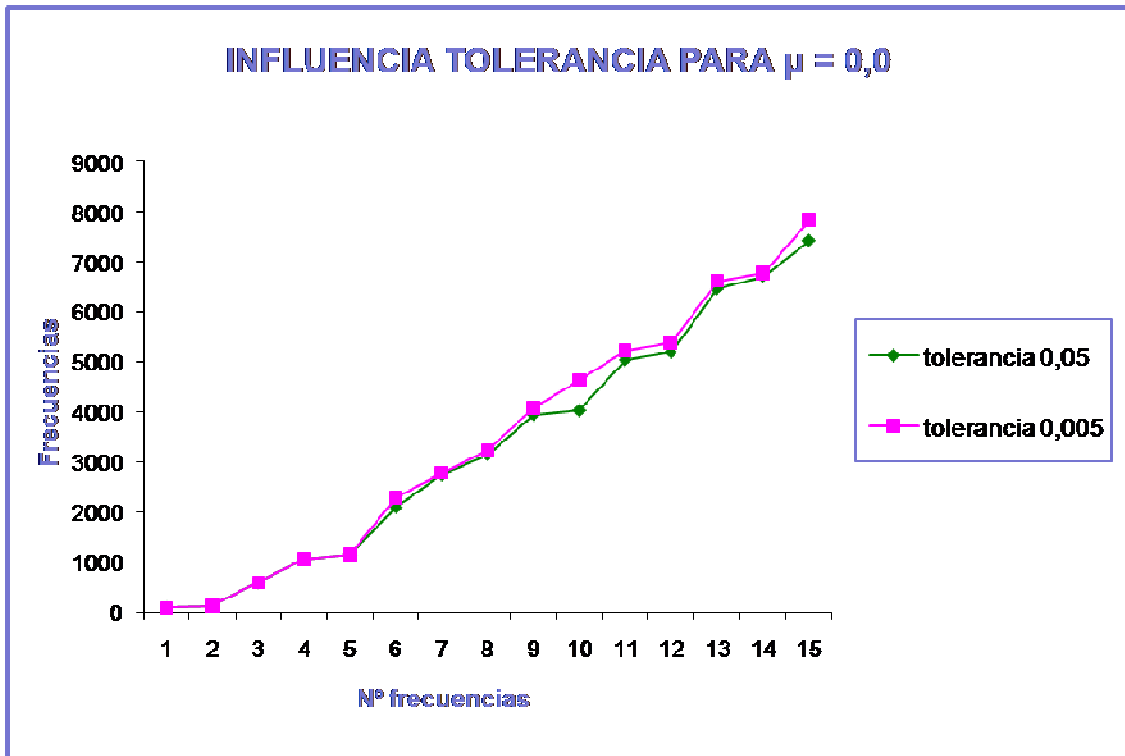
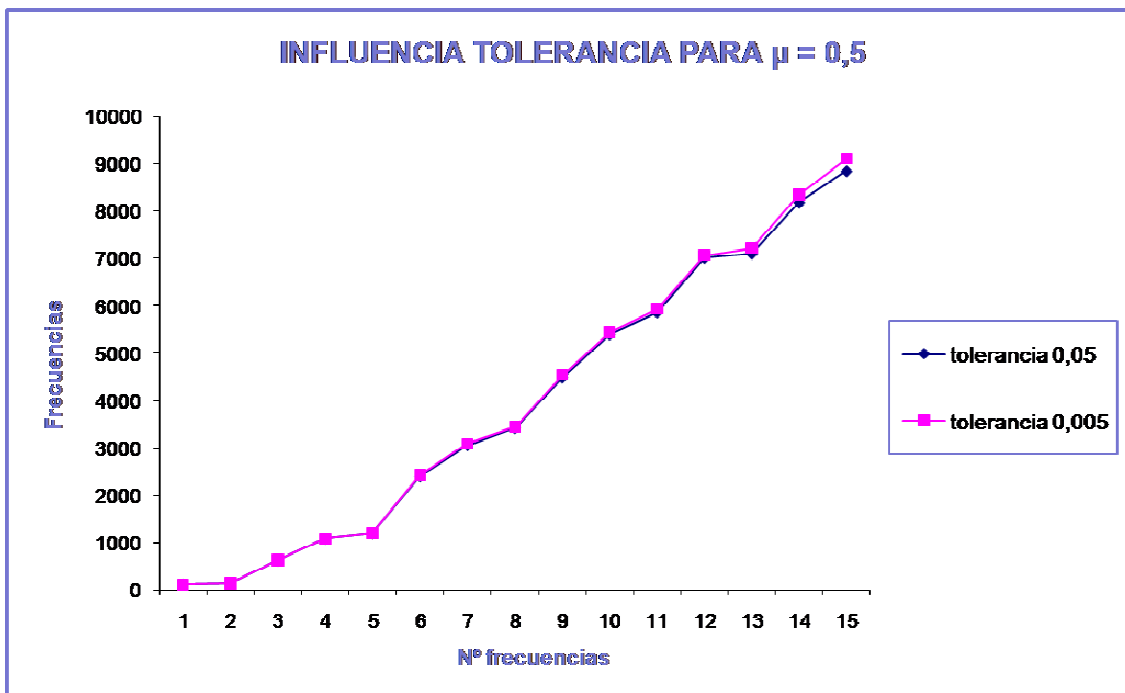


Figura F.4.12. Representación de valores de frecuencias para los distintos valores de tolerancia del contacto que afectan al análisis, con  $\mu = 0,0$ .

En la tabla T.4.8, ahora para ( $\mu = 0,5$ ), sigue habiendo problemas de convergencia en valores de tolerancia superiores a 0,05 al imponer tolerancias demasiado restrictivas. Con respecto a la tabla T.4.8 se han introducido los valores de tolerancia (0,06 y 0,055) para ver si se modificaba el valor límite en el que desaparecían los problemas de convergencia (0,05).

Tras este análisis, se puede decir que en valores de tolerancia iguales a 0,05 o incluso inferiores, se obtienen valores de frecuencia dentro de lo esperado (ver figura F.4.13).

Frecuencias	$\mu = 0,5$						
	$t_l = 0,1$	$t_l = 0,09$	$t_l = 0,075$	$t_l = 0,06$	$t_l = 0,055$	$t_l = 0,05$	$t_l = 0,005$
1	0	0	0	0	0	110,22	110,48
2	0	0	0	0	0	136,54	136,95
3	0	0	0	0	0	620,26	623,41
4	6,79E-04	6,79E-04	6,79E-04	6,79E-04	6,79E-04	1082,5	1087
5	8,11E-04	8,11E-04	8,11E-04	8,11E-04	8,11E-04	1187,9	1193,8
6	1,17E-03	1,17E-03	1,17E-03	1,17E-03	1,17E-03	2393	2422,1
7	1,904E+02	1,904E+02	1,904E+02	1,904E+02	1,904E+02	3043,3	3080,1
8	2,34E+02	2,34E+02	2,34E+02	2,34E+02	2,34E+02	3410,2	3447,9
9	1,08E+03	1,08E+03	1,08E+03	1,08E+03	1,08E+03	4477,8	4540,1
10	1,47E+03	1,47E+03	1,47E+03	1,47E+03	1,47E+03	5394,1	5446,6
11	1,63E+03	1,63E+03	1,63E+03	1,63E+03	1,63E+03	5863,5	5937,5
12	1,88E+03	1,88E+03	1,88E+03	1,88E+03	1,88E+03	7011,5	7076,3
13	2,32E+03	2,32E+03	2,32E+03	2,32E+03	2,32E+03	7097,2	7229,4
14	2,92E+03	2,92E+03	2,92E+03	2,92E+03	2,92E+03	8184,3	8349,2
15	3,50E+03	3,50E+03	3,50E+03	3,50E+03	3,50E+03	8851,5	9112,8

Tabla T.4.8. Efecto de la tolerancia del contacto en las frecuencias para  $\mu = 0,5$ .Figura F.4.13. Representación de valores de frecuencias para los distintos valores de tolerancia del contacto que afectan al análisis dentro del rango de  $\mu = 0,5$ .

- **Efecto del espesor de la membrana (e en mm).**

Se ha estudiado el efecto del espesor de la membrana sobre las frecuencias. Físicamente, la superficie del implante y del hueso coinciden, con lo que al variar el espesor se ven afectadas las condiciones de contacto del problema. Como cabía esperar, variar el espesor modifica ligeramente los valores de las frecuencias del conjunto (ver tabla T.4.9).

Frecuencias	e = 0,5	e = 0,05
1	108,85	109,06
2	<b>134,54</b>	<b>134,8</b>
3	606,45	607,36
4	<b>1065</b>	<b>1067,0</b>
5	1156,2	1159,2
6	<b>2206,3</b>	<b>2302,6</b>
7	2783,5	2789,4
8	<b>3239</b>	<b>3246,7</b>
9	4083,2	4092
10	<b>4840,8</b>	<b>4848,1</b>
11	5227,7	5234,8
12	<b>5384,4</b>	<b>5394,3</b>
13	6610,2	6617,1
14	<b>6770,5</b>	<b>6782,7</b>
15	7819,1	7831,6

Tabla T.4.9. Efecto del espesor de la membrana en las frecuencias con valor de: ( $t_l = 0,01$  y  $\mu = 0,0$ ).

Fijando un espesor de la membrana de 0,05 mm se ha realizado un estudio en árbol para ver la influencia de las tolerancias en las frecuencias, cambiando los coeficientes de fricción del contacto (ver tabla T.4.10).

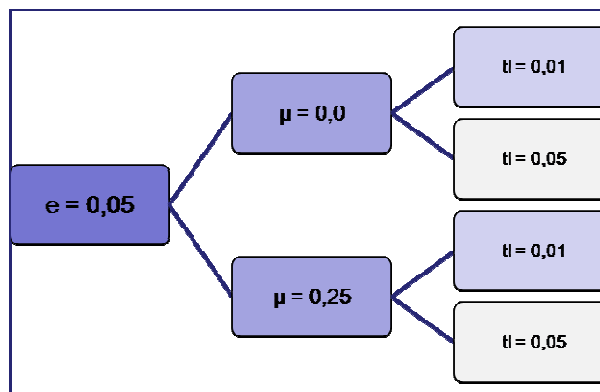


Tabla T.4.10. Estudio en árbol para ver la influencia de las tolerancias en las frecuencias, fijando un espesor de la membrana de 0,05.

En la tabla T.4.10 se observa que fijado el espesor de la membrana en 0,05 mm, las tolerancias superiores a 0,01 dan valores de frecuencia muy diferentes a lo esperado, esto, como vemos ha pasado en estudios anteriores se puede deber a problemas de convergencia al imponer tolerancias más restrictivas. Por el contrario, valores de tolerancia 0,01 o incluso inferiores, permiten obtener frecuencias dentro de lo esperado.

Tras este análisis podemos decir que fijando un espesor de la membrana en 0,05 mm el límite de los problemas de convergencia ha bajado con respecto al apartado anterior de 0,05 a 0,01. Esto se debe a que al aumentar el espesor de la membrana, repercute directamente en la restricción que puede tener la tolerancia.

Frecuencias	e = 0,05			
	$\mu = 0,0$		$\mu = 0,25$	
	tl = 0,01	tl = 0,05	tl = 0,01	tl = 0,05
1	109,06	0	110,5	0
2	134,8	0	136,98	0
3	607,36	0	623,51	0
4	1067,9	0	1087,4	0
5	1159,2	5,14E-04	1194,2	5,14E-04
6	2302,6	5,53E-04	2422,8	5,53E-04
7	2789,4	190,43	3080,8	190,43
8	3246,7	233,79	3448,8	233,79
9	4092	1080,9	4541,2	1080,9
10	4648,1	1470,8	5447,8	1470,8
11	5234,8	1726	5938,2	1626
12	5394,3	1886	7077,3	1886
13	6617,1	2326,7	7230,6	2326,7
14	6782,7	2916,8	8350,7	2916,8
15	7831,6	3581,5	9113,8	3501,5

Tabla T.4.10. Efecto del espesor de la membrana en las frecuencias.

### 4.3.2. Contacto superficie-superficie.

En este apartado se ha considerado el contacto entre hueso e implante como un contacto superficie-superficie. Esto se hizo definiendo el contacto como superficie-superficie, sin ningún elemento entre ambas superficies.

Al ver los resultados que salían, hubo que meter la interfaz, elemento tridimensional de espesor nulo entre hueso-implante. Dichos comandos se pueden ver Figura F.4.14.

```

MODEL DATA
*****
** CAMBIAR NU_TANG Y NU_NORMAL PARA SENSIBILIDAD DE NU **
*****
*SURFACE, NAME=PROTE
CPROT1, S1
CPROT2, S2
CPROT3, S3
CPROT4, S4
CPROT5, S5
CPROT6, S6
*SURFACE, NAME=CEMEN
CCEM1, S1
CCEM2, S2
CCEM3, S3
CCEM4, S4
CCEM5, S5
CCEM6, S6
*SURFACE INTERACTION, NAME=FRIC
***** FRICCION
*FRICTION
0.5
*CONTACT PAIR, SMALL SLIDING, INTERACTION=FRIC, HCRIT=1.0
CEMEN.PROTE
*****
STEP INFO
*****
*CONTACT INTERFERENCE, TYPE=CONTACT PAIR
CEMEN, PROTE, 0.05
*END STEP

```

Figura F.4.14. Comandos de Abaqus para contacto superficie-superficie.

En este caso se analiza el efecto de la variable de tolerancia y de la distancia entre las superficies hueso-implante en las frecuencias.

En las tablas T.4.11 y T.4.12 observamos valores de frecuencias muy diferentes a lo esperado, esto se puede deber como hemos visto en otros casos, a problemas de convergencia al imponer valores de tolerancia y de distancia entre superficies, demasiado restrictivos.

Frecuencias	Tolerancia = 0,05				
	HCRIT				
	1	0,001	0,1	0,5	quitándola
1	0	0	0	0	0
2	0	0	0	0	0
3	0	0	0	0	0
4	5,44E-04	5,44E-04	5,44E-04	5,44E-04	5,44E-04
5	8,29E-04	8,29E-04	8,29E-04	8,29E-04	8,29E-04
6	1,00E-03	1,00E-03	1,00E-03	1,00E-03	1,00E-03
7	190,43	190,43	190,43	190,43	190,43
8	233,79	233,79	233,79	233,79	233,79
9	1080,9	1080,9	1080,9	1080,9	1080,9
10	1470,8	1470,8	1470,8	1470,8	1470,8
11	1626	1626	1626	1626	1626
12	1887,9	1887,9	1887,9	1887,9	1887,9
13	2328,8	2328,8	2328,8	2328,8	2328,8
14	2916,8	2916,8	2916,8	2916,8	2916,8
15	3501,5	3501,5	3501,5	3501,5	3501,5

Tabla T.4.11. Para tolerancia (0,05) efecto de la distancia entre superficies en las frecuencias.

Frecuencias	Tolerancia = 0,01				
	HCRIT				
	1	0,001	0,1	0,5	quitándola
1	0	0	0	0	0
2	0	0	0	0	0
3	0	0	0	0	0
4	5,44E-04	5,44E-04	5,44E-04	5,44E-04	5,44E-04
5	8,29E-04	8,29E-04	8,29E-04	8,29E-04	8,29E-04
6	1,00E-03	1,00E-03	1,00E-03	1,00E-03	1,00E-03
7	190,43	190,43	190,43	190,43	190,43
8	233,79	233,79	233,79	233,79	233,79
9	1080,9	1080,9	1080,9	1080,9	1080,9
10	1470,8	1470,8	1470,8	1470,8	1470,8
11	1626	1626	1626	1626	1626
12	1887,9	1887,9	1887,9	1887,9	1887,9
13	2328,8	2328,8	2328,8	2328,8	2328,8
14	2916,8	2916,8	2916,8	2916,8	2916,8
15	3501,5	3501,5	3501,5	3501,5	3501,5

Tabla T.4.12. Para tolerancia (0,01) efecto de la distancia entre superficies en las frecuencias.

#### 4.4. SIMULANDO EL PROCESO DE OSTEOINTEGRACIÓN.

Los casos analizados anteriormente son dos situaciones extremas. Por un lado la interfaz hueso-implante completamente suelta que sería la simulación que se da nada más colocar el implante. Por otro lado, la interfaz hueso-implante completamente unida que se supone que es el estado perfecto que la prótesis debería alcanzar. De esto se deduce la importancia de simular el proceso entre ambas situaciones. Para ello se va a simular el proceso de osteointegración incorporando unos elementos entre hueso e implante en los que se implementa un modelo de interfaz (Moreo et al, 2006; Pérez et al,2006).

Esta subrutina (UEL de ABAQUS) va a simular el periodo de recuperación del paciente, desde su primer día con el implante, hasta la semana 25 de recuperación. Se va a observar cómo afecta este proceso a las frecuencias.

Se han tomado unos puntos de análisis de frecuencias a lo largo de la recuperación y esos han sido: **tras 1 semana, tras 7 semanas y tras 25 semanas** (fin del periodo de análisis, supuesta recuperación completa). Una vez realizado el proceso de osteointegración, mediante el cual ha quedado totalmente unida la prótesis al hueso, las frecuencias son muy similares al caso que se estudio al principio de interfaz hueso-implante unida (ver tabla T.4.13).

Frecuencias	Proceso de Osteointegración			Unido
	Tras 1 semana	Tras 7 semanas	Tras 25 semanas	
1	171,2	284,29	286,2	110,53
2	<b>258,95</b>	<b>505,29</b>	<b>506,49</b>	<b>137,02</b>
3	639,75	757,47	759,45	623,67
4	<b>1089,3</b>	<b>1175,4</b>	<b>1179,4</b>	<b>1087,7</b>
5	1218,1	1364,8	1370,6	1194,6
6	<b>2295,8</b>	<b>2519</b>	<b>2529,6</b>	<b>2423,7</b>
7	2992	3074,7	3082,1	3082,1
8	<b>3355,9</b>	<b>3480,6</b>	<b>3491,1</b>	<b>3450</b>
9	4399	4527,6	4536,5	4543,2
10	<b>5324,2</b>	<b>5424,1</b>	<b>5434,3</b>	<b>5449,8</b>
11	5812,2	5912	5919,4	5940,1
12	<b>6973</b>	<b>7057,1</b>	<b>7062,5</b>	<b>7079,5</b>
13	7006,8	7162,1	7178,1	7233,8
14	<b>8100,7</b>	<b>8282,5</b>	<b>8301,8</b>	<b>8355,5</b>
15	8809,9	9045,4	9060,1	9120,2

Tabla T.4.13. Frecuencias analizadas para el proceso de osteointegración.

Tras el análisis realizado, si nos fijamos en los últimos valores de frecuencias, podemos observar que a medida que van pasando las semanas, las frecuencias se van acercando cada vez más al valor de unido, también podemos observar que se aprecia mucha diferencia de evolución entre 1 semana y 7 semanas, que aunque el periodo son solo 6 semanas, las frecuencias evolucionan entorno a 236 Hz, sin embargo, entre 7 semanas y 25 semanas que el periodo es mucho más largo, de 18 semanas, la evolución de las frecuencias es de 15 Hz. Esto nos hace reflexionar que el primer periodo de recuperación, entorno a 7 semanas, es el más importante porque es donde de verdad se alcanzan los éxitos de la osteointegración.

También podemos observar si nos fijamos en los valores de frecuencias de las 25 semanas y el unido, que es muy complicada la perfección de la osteointegración, siempre podría estar la prótesis más unida al hueso, ya que en el estudio de unido, se forzó a que las dos superficies, hueso-implante, estuvieran unidas.

Para ver la evolución de la osteointegración en las frecuencias ver figura F.4.14.

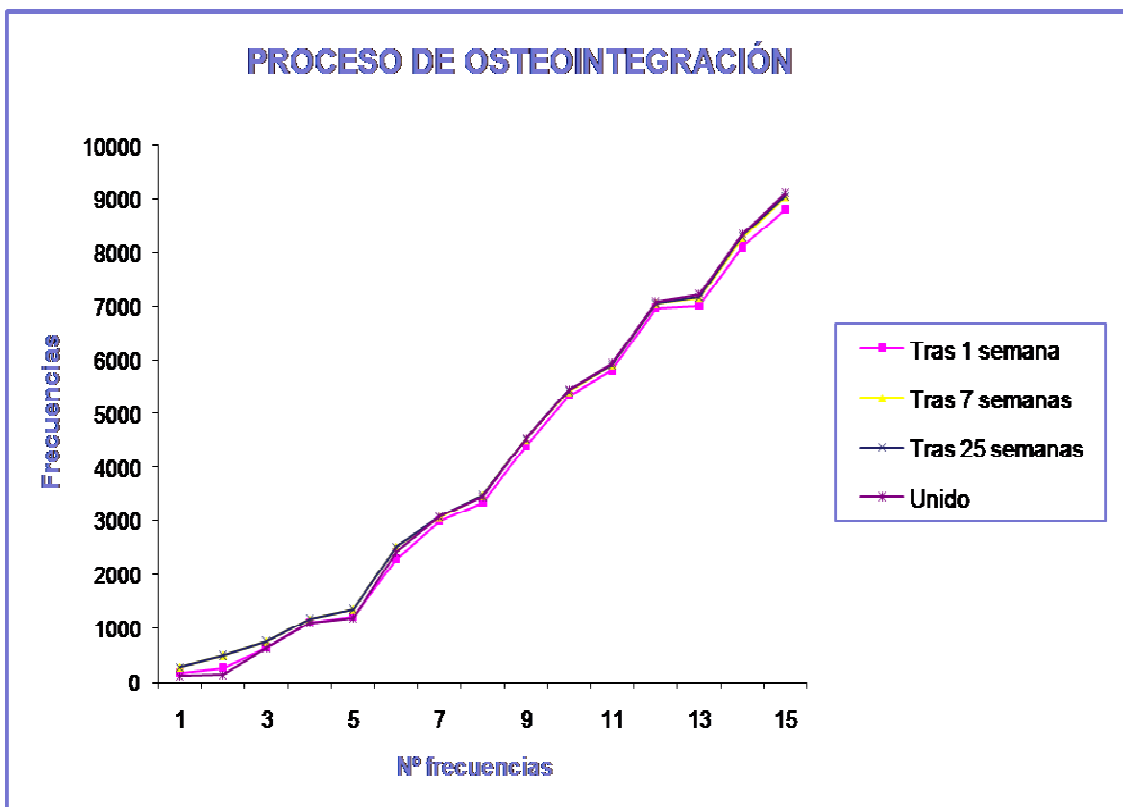


Figura F.4.15. Representación de valores de frecuencias para el proceso de osteointegración.



#### 4.4.1. Mapas del grado de unión.

Durante el proceso de osteointegración, la unión de la prótesis al hueso va aumentando, es lo que se quiere ilustrar en la figura F.4.16.

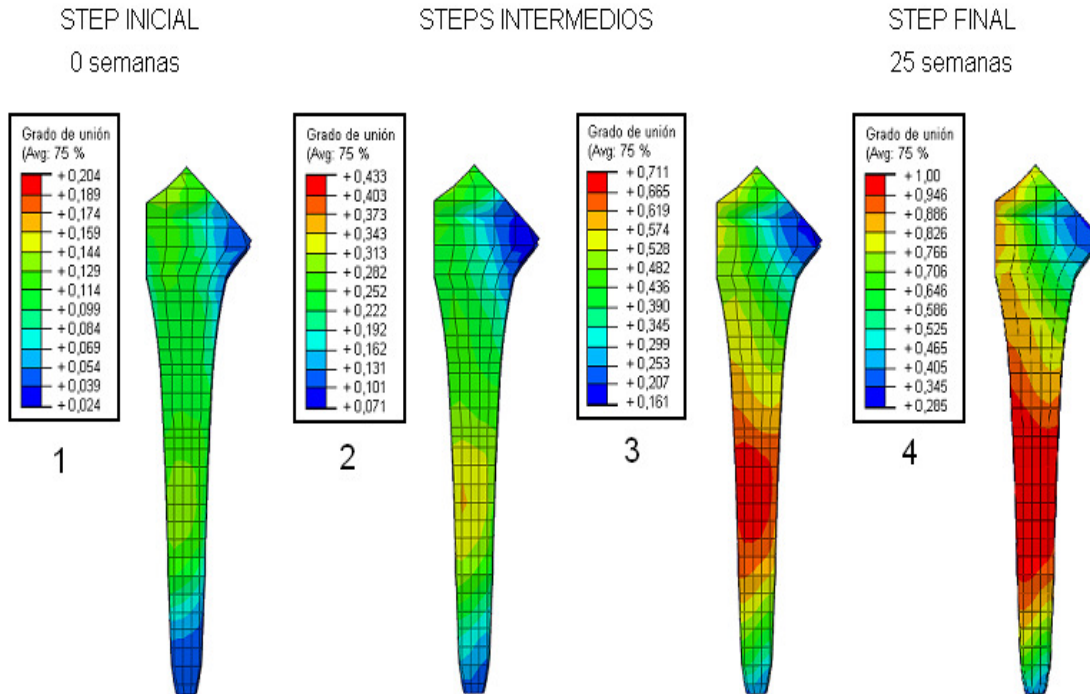


Figura F.4.16. Proceso del grado de unión.

Podemos observar como la zona que se une en mayor grado es la zona media del vástago, siendo los extremos superior e inferior los que adquieren la unión más débil.

---

**CAPÍTULO 5**  
**CONCLUSIONES Y LÍNEAS FUTURAS**

---

## 5.1. INTRODUCCIÓN.

En este capítulo se resume el trabajo realizado y las principales conclusiones de la investigación desarrollada en este Proyecto Fin de Carrera. En primer lugar se comentaran las principales conclusiones obtenidas, que aunque han sido expuestas individualmente, se hace necesario resumirlas de forma global. Tras las conclusiones, se enumerarán algunas líneas de desarrollo del proyecto como posible continuación al trabajo de investigación desarrollado.

## 5.2. CONCLUSIONES.

En este apartado se presentan las conclusiones más importantes que se han extraído a partir de los resultados obtenidos.

1. Al realizar el análisis de frecuencias, el fémur está hecho de distintas densidades de material, cuanto mayor sea el número de grupos de densidades medias, más se acercaran las frecuencias a las reales.
2. El material del cual está realizado la prótesis, nos afecta al análisis de vibraciones.
3. El nivel de unión es mayor en la zona intermedia de la prótesis, apareciendo zonas sueltas en los extremos proximal y distal.
4. La conclusión más importante del proceso, es que podemos saber mediante un análisis de vibraciones, el estado de osteointegración en el que se encuentra el implante.

## 5.3. LÍNEAS FUTURAS.

1. Analizar las vibraciones para los distintos tipos de prótesis que existen en el mercado ya que este proyecto sólo se centra en la de tipo Zweymüller.
2. Realizar ensayos de análisis de vibraciones *in vivo*, debido a que se trata de un tipo de ensayo no destructivo y podría realizarse en las revisiones periódicas de los pacientes.

---

**ANEXO A**  
**MODELO DE REMODELACIÓN ÓSEA**

---

### A.1. INTRODUCCION.

El hueso es un material poroso, heterogéneo y anisótropo. Además, es un tejido vivo en constante cambio. Estos cambios que se producen en el hueso son cambios morfológicos en respuesta a la situación mecánica a la que se encuentra solicitado, modificando su geometría externa y su estructura interna. Este proceso adaptativo se conoce con el nombre de remodelación adaptativa. En concreto este proceso de remodelación puede ser externo, en el que la forma o geometría externa cambia con el tiempo, e interno, en el que las propiedades del material cambian con el tiempo sin alterar su forma. Estos procesos suceden simultáneamente.

En este proyecto se ha utilizado el modelo de remodelación ósea desarrollado por Doblaré y García [2001] para obtener las densidades iniciales reales del hueso.

Por lo tanto, en este apéndice se hace una breve descripción del hueso para, finalmente, indicar los principios fundamentales que rigen este modelo de remodelación ósea.

### A.2. BREVE DESCRIPCIÓN DE LA ESTRUCTURA INTERNA DEL HUESO.

El hueso es un tipo especial de tejido conjuntivo rígido, que actúa de soporte de los tejidos blandos del organismo. El tejido óseo está formado por una mezcla química de sales inorgánicas (65 a 70 %) y varias sustancias orgánicas (30 a 35 %).

	Módulo de Young N/mm <sup>2</sup>	Coficiente Poisson	Resis. Comp (N/mm <sup>2</sup> )	Resis. Trac. (N/mm <sup>2</sup> )
Hueso Cortical	14217	0,32	150	82,2
Hueso Esponjoso	100	0,3	223	

Tabla T.A.1. Características mecánicas promedio del hueso (Jacobs [1994]).

Suele distinguirse, según la porosidad y microestructura, entre hueso compacto y esponjoso o trabecular (ver figura F.A.1).

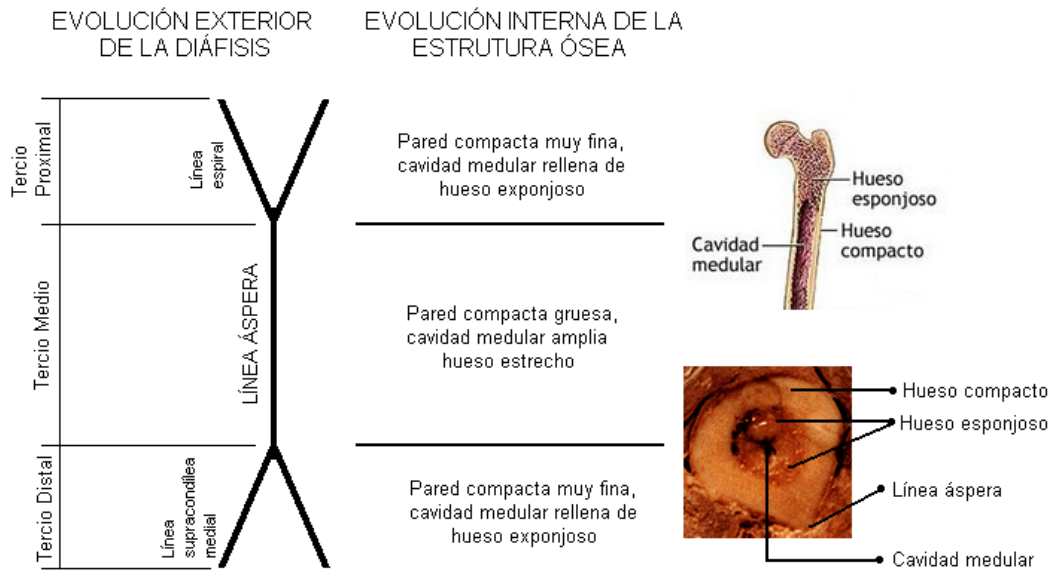


Figura F.A.1. Esquema de la evolución interna de la estructura.

Las propiedades mecánicas de ambos son diferentes, tanto su módulo de elasticidad como su resistencia a la tracción y a la compresión (ver tabla T.A.1). El hueso compacto o cortical aparece como una masa sólida supuesta en láminas, mientras que el trabecular consiste en un entramado de trabéculas o laminillas óseas con una distribución tridimensional, creando cavidades comunicadas, ocupadas por una red de tejido conjuntivo que recibe el nombre de tejido medular.

Con el modelo remodelación (Doblaré y García [2001]) que se presenta a continuación se consigue partiendo de unas propiedades homogéneas del hueso llegar a una distribución de densidades bastante próxima a la real.

### A.3. MODELO NUMÉRICO.

Doblaré y García [2001] plantean la utilización de los conceptos de la Mecánica del Daño anisótropo como marco general para la formulación del problema de remodelación ósea. Es de destacar que en este modelo el estímulo no es una medida del microdaño, sino que el estímulo vuelve a ser una medida del estado de deformaciones local e instantáneo del hueso. Por tanto, cuando se habla de variables de daño, habrá que entender mejor, variables internas microestructurales sin identificar con ningún daño real.

Los conceptos de Mecánica del Daño han sido planteados por varios autores (Simo y Ju [1987]; Cordebois y Sideroff [1982]). Así por ejemplo, Cordebois y Sideroff [1982] extienden la idea del parámetro de daño, que pasa ahora a ser un tensor **D** y no un escalar, definiendo la tensión efectiva en la forma general que conserva la simetría.

$$\tilde{\sigma} = (1 - D)^{\frac{1}{2}} \sigma (1 - D)^{\frac{1}{2}} \tag{A.1}$$

Esta expresión, según demuestran Cordebois y Sideroff [1982], da lugar a un tensor de comportamiento localmente ortótropo, cuyas direcciones principales de ortotropía coinciden con los ejes principales del tensor de daño **D**.

Utilizando las ideas anteriores, particularmente la teoría de daño anisótropo de Cordebois y Sideroff [1982], el presente modelo define el daño como una medida del volumen de poros dentro del tejido óseo, mientras que la direccionalidad de la microestructura se cuantifica con el *fabric tensor*, indicador de la anisotropía ósea. Se considera pues como material con daño nulo la situación ideal de hueso con porosidad nula que, supuesto el tejido óseo como isótropo, corresponderá a un caso isótropo.

Es fundamental observar que el proceso de reabsorción ósea plantea una correspondencia directa con el concepto de evolución de daño, mientras que la formación provoca la disminución del daño o lo que es lo mismo la reparación del material. Ello supone una diferencia importante con los modelos de daño clásico en los que se considera una evolución del daño siempre positiva, consecuencia de la segunda ley de la termodinámica. Sin embargo, en este caso, el daño puede disminuir al existir aportes energéticos metabólicos no considerados en un modelo puramente mecánico.

Es importante resaltar también que el proceso de reabsorción ósea es también diferente al de evolución de daño estándar, ya que en éste el daño (densidad de fisuras) se incrementa como consecuencia de un estado tensional elevado en una zona concreta, mientras que en el caso de reabsorción ósea ésta se produce cuando el estado tensional es bajo. Ello dará lugar a diferencias termodinámicas importantes.

Tal como se ha indicado, se eligen como variables internas independientes la densidad aparente  $\rho$ , que cuantifica el grado de porosidad y el *fabric tensor*  $\hat{\mathbf{H}}$ , que se considera normalizado tal que  $\det \hat{\mathbf{H}}=1$ , y que cuantifica el grado de anisotropía de la estructura ósea. Se define entonces el tensor de daño mediante la expresión.

$$\mathbf{D} = 1 - \left(\frac{\rho}{\hat{\rho}}\right)^{\frac{\beta}{2}} \sqrt{A\hat{\mathbf{H}}} \tag{A.2}$$

Con  $\rho$  la densidad máxima del hueso cortical,  $\beta$  el parámetro experimental que relaciona el módulo elástico con la densidad aparente y  $A$  un parámetro de ajuste que se obtiene particularizando para el caso isótropo, obteniéndose (García [1999]) en función de los parámetros de correlación ( $E=B(\rho)\rho^{B(\rho)}$ ) y

$$A(\rho) = \frac{B(\rho)}{B(\hat{\rho})} \hat{\rho}^{B(\rho)-B(\hat{\rho})} \tag{A.3}$$

Al contrario que en el modelo de Standford (Jacobs et al. [1997]), las dos variables internas consideradas son independientes y (A.2) cumple los requisitos de una variable de daño, es decir  $\mathbf{D}=0$  para  $\rho=\rho$  y  $\hat{\mathbf{H}}=1$  y  $\mathbf{D}=1$  para  $\rho=0$  independientemente del valor de  $\hat{\mathbf{H}}$ . Por comodidad se utiliza como variable de trabajo el tensor  $\mathbf{H}$ , definido como tensor de remodelación.

$$\mathbf{H}^2 = 1 - \mathbf{D} = \left(\frac{\rho}{\hat{\rho}}\right)^{\frac{\beta}{2}} \sqrt{A} \hat{\mathbf{H}} \tag{A.4}$$

Utilizando la expresión (A.1) que en este caso queda como:

$$\tilde{\sigma} = \mathbf{H}^{-1} \sigma \mathbf{H}^{-1} \tag{A.5}$$

se obtiene un tensor de comportamiento, tal como se indicó anteriormente, cuyas direcciones de ortotropía coinciden con los ejes principales del tensor de daño  $\mathbf{D}$ . Además, se puede calcular dicho tensor a partir de las direcciones y los valores principales del tensor de daño. Así, en ejes principales de  $\mathbf{D}$ , los módulos elásticos principales del material, los coeficientes de Poisson y el módulo de rigidez se evalúan como (Cordebois y Sideroff [1982]).

$$\frac{1}{E_I} = \frac{1}{\hat{E}} \frac{1}{H_I^4}; \quad -\frac{\nu_{I,II}}{E_{II}} = -\frac{\nu_{II,I}}{E_I} = -\frac{\hat{\nu}}{\hat{E}} \frac{1}{H_I^2 H_{II}^2} \tag{A.6}$$

$$\frac{1}{2G_{I,II}} = \frac{1 + \hat{\nu}}{\hat{E}} \frac{1}{H_I^2 H_{II}^2} \tag{A.7}$$

y análogamente para las otras dos direcciones, con  $H_I, H_{II}, H_{III}$  los valores principales del tensor de remodelación. En las expresiones (A.6) y (A.7),  $\hat{E}$  y  $\hat{\nu}$  son el módulo elástico y coeficiente de Poisson, respectivamente, del material virgen isótropo o de daño nulo evaluados a partir de  $(E=B(\rho)\rho^{B(\rho)})$ .

El siguiente paso se refiere a la definición del estímulo que, como se indicó, se identifica con la variable termodinámica asociada al daño  $\mathbf{D}$  o, mejor aún, al tensor de remodelación  $\mathbf{H}$ .

$$\mathbf{Y} = \frac{\partial \psi(\varepsilon \mathbf{H})}{\partial \mathbf{H}} = \frac{\partial \psi}{\partial \sigma} \frac{\partial \sigma}{\partial \mathbf{H}} \Big|_{\varepsilon=cte} \tag{A.8}$$

con  $\psi$  la función energía libre, función de la deformación, considerada como la variable mecánica independiente como es habitual en Mecánica del Daño. Operando, se obtiene (Doblaré y García [2001]).



$$\mathbf{Y} = 2[2\hat{G} \text{sym}[(\mathbf{H}\boldsymbol{\varepsilon}\mathbf{H})(\mathbf{H}\boldsymbol{\varepsilon})] + \hat{\lambda} \text{tr}(\mathbf{H}^2\boldsymbol{\varepsilon}) \text{sym}[\mathbf{H}\boldsymbol{\varepsilon}]] \quad (\text{A.9})$$

con  $\hat{G}$  Y  $\lambda$ , los parámetros de Lamé correspondientes al hueso ideal con porosidad nula.

En función de este estímulo se plantean ahora los criterios de daño, es decir, las condiciones bajo las cuales se activa el mecanismo de remodelación ósea. Se eligieron, en primera instancia, criterios cuadráticos en función del estímulo (o de su inverso para el caso de reparación), de forma que, para el caso isótropo, se identifiquen con el modelo isótropo de Stanford. Los criterios propuestos en ambos casos son los siguientes:

$$\begin{cases} g^r = \frac{\sqrt{2(1-\omega)}}{n^{1/m} \sqrt{B} \hat{\rho}^{2-\beta/8} A^{1/8} 2^{7/4}} (\mathbf{J}^{-1} : \mathbf{J}^{-1})^{1/4} - \frac{1}{(\psi_t^* - \omega) \rho^{(16-5\beta)/8}} < 0 \\ g^f = n^{1/m} \sqrt{B} \hat{\rho}^{2-\beta/8} A^{1/8} \frac{3^{1/4}}{\sqrt{2(1-\omega)}} (\mathbf{J} : \mathbf{J})^{1/4} - (\psi_t^* - \omega) \rho^{(16-5\beta)/8} < 0 \end{cases} \quad (\text{A.10})$$

Con  $\mathbf{J}$  un nuevo tensor función del estímulo que cuantifica la importancia del nivel de anisotropía en el criterio de daño, definido como:

$$\mathbf{J} = (1 - \omega) \text{tr}(\mathbf{Y}) \frac{1}{3} \mathbf{1} + \omega \text{dev}(\mathbf{Y}) = (1 - 2\omega) \text{tr}(\mathbf{Y}) \frac{1}{3} \mathbf{1} + \omega \mathbf{Y} \quad (\text{A.11})$$

Con  $\omega \in [0,1]$  de forma que  $\omega=0$  conduce a un modelo de evolución isótropa,

Suponiendo ahora una ley de evolución de daño o reparación asociada, se puede escribir la ley de flujo mediante:

$$\begin{cases} \text{Caso de reabsorción ósea : } \dot{\mathbf{H}} = \mu^r \frac{\partial g^r}{\partial \mathbf{Y}} \\ \text{Caso de formación ósea : } \dot{\mathbf{H}} = \mu^f \frac{\partial g^f}{\partial \mathbf{Y}} \end{cases} \quad (\text{A.12})$$

Derivando directamente del criterio de daño se obtiene la evolución del tensor de daño (García [1999]).

$$\begin{cases} \text{Reabsorción : } \dot{\mathbf{H}} = \mu^r \alpha^r \sqrt{1-\omega} A^{1/8} \mathbf{J}^{-3} \hat{\omega} \\ \text{Formación : } \dot{\mathbf{H}} = \mu^f \alpha^f \frac{A^{1/8}}{\sqrt{1-\omega}} \mathbf{J} \hat{\omega} \end{cases} \quad (\text{A.13})$$

con  $\omega$ ,  $\alpha^r$  y  $\alpha^f$  definidos por:

$$\hat{\omega} = (1 - 2\omega) \frac{1}{3} \mathbf{1} \otimes \mathbf{1} + \omega \mathbf{I} \quad (\text{A.14})$$

$$\alpha^r = \frac{-\sqrt{2}(\mathbf{J}^{-1} : \mathbf{J}^{-1})^{3/4}}{2n^{1/m}\sqrt{B}\hat{\rho}^{2-\beta/8}27^{1/4}} \tag{A.15}$$

$$\alpha^f = \frac{\sqrt{2}}{4}n^{1/m}\sqrt{B}\hat{\rho}^{2-\beta/8}3^{1/4}(\mathbf{J} : \mathbf{J})^{3/4} \tag{A.16}$$

A partir de la evolución de la densidad propuesta por Beaupré (Beaupré et al. [1990]; Beaupré et al. [1990]) y definida en  $\dot{\rho} = k\dot{r}S_v\hat{\rho}$ , se determina inmediatamente los valores de los parámetros de consistencia:

$$\begin{cases} \mu^r = \frac{3\beta A^{1/8}}{4\alpha^r} \frac{k\dot{r}S_v}{\text{tr}(\mathbf{H}^{-2}\mathbf{J}^{-3}\mathbf{H}\hat{\omega})} \frac{\hat{\rho}}{\rho} \frac{1}{\sqrt{1-\omega}} \\ \mu^f = \frac{3\beta}{4\alpha^f A^{1/8}} \frac{k\dot{r}S_v}{\text{tr}(\mathbf{H}^{-2}\mathbf{J}\mathbf{H}\hat{\omega})} \frac{\hat{\rho}}{\rho} \sqrt{1-\omega} \end{cases} \tag{A.17}$$

Con lo que, en definitiva, la evolución de la variable interna  $\mathbf{H}$  queda como

$$\begin{cases} \text{Reabsorción} : \dot{\mathbf{H}} = \frac{3\beta k\dot{r}S_v}{4\text{tr}(\mathbf{H}^{-2}\mathbf{J}^{-3}\mathbf{H}\hat{\omega})} \frac{\hat{\rho}}{\rho} \mathbf{J}^{-3}\hat{\omega} \\ \text{Formación} : \dot{\mathbf{H}} = \frac{3\beta k\dot{r}S_v}{4\text{tr}(\mathbf{H}^{-2}\mathbf{J}\mathbf{H}\hat{\omega})} \frac{\hat{\rho}}{\rho} \mathbf{J}\hat{\omega} \end{cases} \tag{A.18}$$

Es interesante analizar las propiedades que caracterizan este modelo. Entre ellas destacan las siguientes cuya demostración puede encontrarse en Doblaré y García [2001].

Propiedad 1. El término que cuantifica el endurecimiento depende directamente del valor de la densidad aparente  $\rho$  y del parámetro  $\beta$  y presenta un límite para  $\beta=3,2$  a partir del cual no aumenta. Según los resultados experimentales,  $\beta$  varía entre 2,5 y 3,2 por lo que “curiosamente” en este modelo se identifica el incremento de  $\beta$  hasta este valor límite como un proceso de saturación del tejido óseo en cuanto a rigidización, que coincidiría con los valores experimentales deducidos para el hueso cortical.

Propiedad 2. Cuando el material es isótropo y se utiliza un criterio de daño isótropo ( $\omega=0$ ), el criterio resultante es idéntico al criterio isótropo de Stanford.

Propiedad 3. Considerando el criterio de forma general ( $\omega \neq 0$ ), partiendo del hueso en estado isótropo y sometiéndolo a un estado tensional isótropo, el criterio de daño es idéntico al del modelo de Stanford, salvo el factor  $(1-\omega)$ .

Propiedad 4. Para el caso de formación ósea, con un *fabric tensor* inicialmente isótropo  $\hat{\mathbf{H}}=1$  y  $\omega=0,5$  el tensor de daño  $\mathbf{H}$  evoluciona de forma proporcional a la energía de deformación según cada dirección principal de tensión (o deformación al ser un caso inicialmente isótropo y coincidir ambas).

En esta misma situación para reabsorción, el tensor de daño evoluciona inversamente proporcional al cubo de la energía de formación según cada dirección principal de tensión.

Propiedad 5. Si el tensor de daño  $\mathbf{H}$  se encuentra alineado (autovectores coincidentes) con el tensor de tensiones (o con el de deformaciones ya que en este caso las direcciones principales de todos ellos coinciden), se llega a una situación de equilibrio en cuanto a cambio de las direcciones principales, con lo que el *fabric tensor*  $\dot{\mathbf{H}}$ , el tensor de daño  $\mathbf{H}$ , el tensor de comportamiento  $\mathbf{C}$ , el tensor de deformación  $\boldsymbol{\varepsilon}$  y el de tensión  $\boldsymbol{\sigma}$  se encuentran alineados tal como indica, por ejemplo, Cowin a partir de datos experimentales (Odgaard et al. [1997]; W. Roux [1895]).

Propiedad 6. Suponiendo que la superficie de remodelación (reabsorción o crecimiento) es convexa se cumple la condición de mínima disipación mecánica (disipación sin tener en cuenta el aporte metabólico), es decir, la condición opuesta a la habitualmente utilizada en Mecánica de Daño que supone el cumplimiento del principio de máxima disipación (Simo u Ju [1987]). Ello supone una diferencia esencial entre el comportamiento de materiales porosos (inertes) y materiales biológicos activos (adaptativos) que logran minimizar la disipación mecánica. Desde un punto de vista intuitivo, ello se produce por la diferencia del comportamiento en cada caso: en materiales porosos se produce la liberación de energía por la aparición de microfisuras en la zona más solicitada (sometida a mayor energía de deformación) mientras que en reabsorción se produce en la zona de menor energía de deformación local.

Esta formulación ha sido implementada en una subrutina de usuario para material (UMAT) del programa comercial ABAQUS (Hibbit, Karlsson and Sorensen, Inc. [2010]).

Debido a que la respuesta ósea es muy lenta en comparación con el periodo de actuación de las cargas se ha empleado un algoritmo explícito de tipo forward Euler (Jacobs [1994]; Harrigan y Hamilton [1993]), utilizándose un incremento de tiempo de un día.

---

**ANEXO B**  
**INTERFAZ HUESO-IMPLANTE**

---

## B.1. MODELO NUMÉRICO PARA LA OSTEINTEGRACIÓN DE LA INTERFAZ HUESO-IMPLANTE

Moreo et al. [2007 [1]] desarrollaron un modelo fenomenológico capaz de simular el comportamiento de una interfaz viva, tanto la osteointegración como el deterioro de la misma. El desplazamiento relativo entre implante y hueso es la variable mecánica que controla ambos procesos (osteointegración y daño). La interfaz se simula por medio de elementos que conectan el hueso y el implante con un espesor suficientemente pequeño con respecto a las dimensiones globales del problema. En estos elementos, la relación de comportamiento se establece entre las tracciones normales y tangenciales y los desplazamientos relativos entre las dos caras de la interfaz.

Inicialmente, el comportamiento mecánico de la interfaz es lineal seguido de una pérdida de rigidez exponencial (ver figura F.B.1). El modelo se define en términos de cuatro propiedades mecánicas de la interfaz hueso-implante en cada dirección ( $i = 1, 2$ , normal y tangencial, respectivamente):  $K_{0i}$  (rigidez inicial),  $\delta_{ci}$  (máximo desplazamiento relativo),  $G_{ci}$  (energía de fallo de la interfaz) y  $t_{0i}$  (tensión máxima de la interfaz) [2007[1]].

Las propiedades mecánicas de la interfaz dependen de una variable de estado en cada dirección  $i$  denominada *grado de unión*,  $\alpha_i$ , cuyo valor puede variar entre 0 (totalmente suelta), y 1 (implante completamente osteointegrado). El grado de unión  $\alpha_i$  se define como el cociente entre la rigidez actual de la interfaz  $K_i$  y la máxima rigidez alcanzable  $K_{0i}$  (ver figura F.B.1). Se establece además un grado de unión global  $\alpha$  definido como el mínimo entre los dos  $\alpha_i$  [2007[1]].

En este trabajo, la ley que define la evolución del grado de osteointegración se ha modificado con respecto a la propuesta por Moreo et al. [2007[1]], incorporando la dependencia de la velocidad de osteointegración con respecto al grado de osteointegración:

$$\dot{\alpha}_i = \alpha_i \nu (\delta_i^{ost} - \delta_i) \quad i = 1, 2 \quad (\text{A.1})$$

donde  $\nu > 0$  es el parámetro que controla la velocidad de osteointegración,  $\delta_i^{ost}$  es el valor máximo de desplazamiento relativo entre hueso e implante bajo el cual se produce osteointegración y  $\delta_i$  es el desplazamiento relativo en cada dirección entre hueso e implante.

El modelo para la interfaz hueso-implante sólo considera el daño en la interfaz bajo cargas de tracción, nunca para cargas de compresión [2007[2]]. Es necesario además definir el contacto entre ambas superficies, hueso e implante, en este caso sin fricción entre las mismas, para evitar la penetración de una superficie en la otra bajo cargas de compresión.

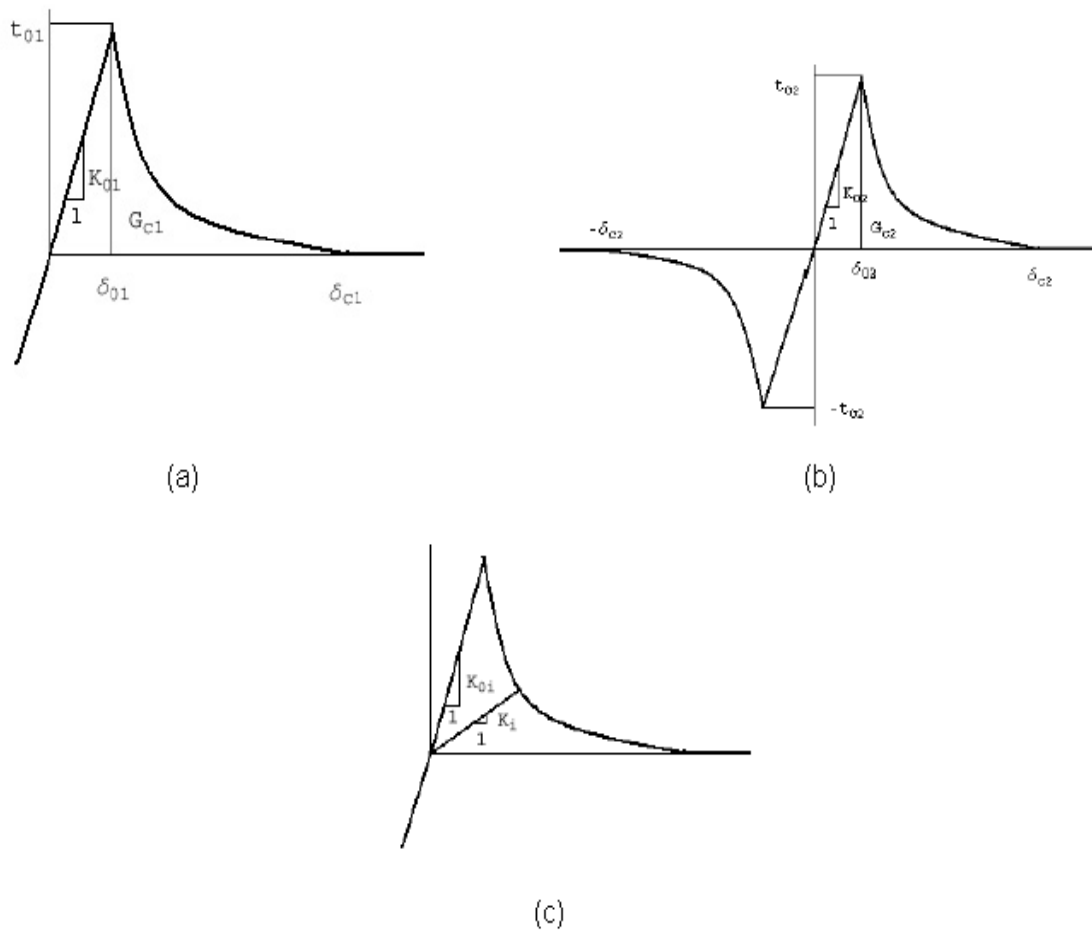


Figura F.B.1. Modelo constitutivo: (a) Dirección normal (b) Dirección tangencial (c) grado de unión. [2007[1]].

Los valores de los parámetros mecánicos de la interfaz se han obtenido a partir de varios estudios experimentales (tabla T.B.1). Al principio de la simulación el grado de osteointegración de la interfaz hueso-implante se ha supuesto de 0,05.

Parámetros de la interfaz hueso-implante					
Parámetro			Valor	Referencia	
$t_{\sigma}$	Tensión última (MPa).	Acción	1,02	[25]	[26]
		Cizalladura	3,52		
$K_{\sigma}$	Rigidez inicial (N/mm).	Tracción	2,045	[25]	[26]
		Cizalladura	6,135		
$\delta_{\sigma}$	Desplazamiento relativo máximo (mm).	Tracción	1,0	[25]	[26]
		Cizalladura	1,148		
$G_{\sigma}$	Energía de fallo (N/mm).	Tracción	0,67	[25]	[26]
		Cizalladura	1,54		
B	Ley de fatiga (S-N) - Tracción y cizalladura		12,58	[27,28]	
C	Ley de fatiga (S-N) - Tracción y cizalladura		-13,43	[27,28]	
$\nu$	Velocidad de osteointegración (mm-1 s-1)		$9,0 \cdot 10^{-4}$	[29]	
$\delta_{\sigma}^{int}$	Límite máximo para los desplazamientos relativos para los que se produce osteointegración ( $\mu\text{m}$ )		50	[30]	

Tabla T.B.1. Parámetros de la interfaz hueso-implante.

---

## BIBLIOGRAFÍA

---



**BIBLIOGRAFÍA.**

- M. Doblaré and J. M. García. Bone remodelling analysis of the proximal femur after total hip replacement and implantation of an exeter prosthesis. *J Biomech*, 34(9):1157-1170, 2001.
- J. C. Simo and J. W. Ju. Strain- and stress- based continuum damage models. I. Formulation. *Int J Solid Struct*, 23:821-840, 1987.
- J. P. Cordebois and F. Sideroff. Damage induced elastic anisotropy. Mechanical behavior of anisotropic solids. *Proceedings of the EUROMECH Colloque*, 115:761-774, 1982.
- J. M. García. Modelos de Remodelación Ósea. Análisis Numérico y Aplicaciones al diseño de Fijaciones de Fracturas del Fémur Proximal. *Tesis Doctoral Centro Politécnico Superior. Universidad de Zaragoza*, 1999.
- C. R. Jacobs, J. C. Simo, G. S. Beaupré, and D. R. Carter. Adaptive bone remodelling incorporating simultaneous density and anisotropy considerations. *J Biomech*, 30 (6):603-613, 1997.
- G. S. Beaupré, T. E. Orr, and D. R. Carter. An approach for time-dependent bone remodelling and remodelling-theoretical development. *J Orthop Res*, 8(5):651-661, 1990.
- G. S. Beaupré, T. E. Orr, and D. R. Carter. An approach for time-dependent bone remodelling-application: A preliminary remodelling simulation. *J Orthop Res*, 8 (5):662-670, 1990.
- A. Odgaard, J. Kabel, B. V. Rietbergen and M. Dalstra, and R. Huiskes. Fabric and elastic principal directions of cancellous bone are closely related. *J Biomech*, 30 (5): 487-495, 1997.
- A. Odgaard, J. Kabel, B. V. Rietbergen and M. Dalstra, and R. Huiskes. Gesammelte abhandlungen über entwicklungsmechanick der organismen I y II. *Wilhelm Engelman Leipzig*, 1895.
- Hibbit, Karlsson and Sorensen, Inc. *Abaqus user's Manual*, v. 6.4. HKS inc. Pawtucket, RI, USA., 2002.
- J. J. Jacobs, A. Shanbhag, T. T. Glant, J. Black, and J. O. Galante. Wear debris in total joint replacements. *J Am Acad Orthop Surg*, 2:212-220, 1994.
- T. P. Harrigan and J. J. Hamilton. Finite element simulation of adaptive bone remodelling: A stability criterion and a time stepping method. *Int J Num Meth Eng*, 36:837-854, 1993.

- P. Moreo, M. A. Pérez, J. M. García-Aznar, and M. Doblaré. Modelling the mechanical behaviour of living bony interfaces. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, accepted. 2007. [1]
- P. Moreo, J. M. García-Aznar, and M. Doblaré. A coupled viscoplastic rate-dependent damage model for the simulation of fatigue failure of cement-bone interfaces. *International Journal of Plasticity*, URL doi:10.1016/j.ijplas.2007.02.05, 2007. [2]