



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE INGENIERIA

“ANÁLISIS BIOMECÁNICO POR ELEMENTOS FINITOS DE
UN CLAVO INTRAMEDULAR PARA EL TRATAMIENTO DE
LAS FRACTURAS DISTALES DE FÉMUR”

TESIS

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE
INGENIERO MECÁNICO

PRESENTA:

FRANCISCO MAURICIO MARTÍNEZ LOZADA

ASESOR: DR. VICTOR MANUEL DOMINGUEZ HERNANDEZ
ING. EDGAR ISAAC RAMIREZ DIAZ

MÉXICO D.F. 2009



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

AGRADECIMIENTOS

En primer lugar, quiero agradecer a mis padres por el cariño y el apoyo moral y económico que siempre he recibido de ellos, el cual es invaluable para mí. Gracias por estar conmigo en los buenos momentos de mi vida, pero sobre todo, por acompañarme a superar los malos. Hago este triunfo compartido, esperando que comprendan que mis ideales y esfuerzos son inspirados en cada uno de ustedes.

Mamá, jamás encontraré la forma de agradecerte el cariño, comprensión y ayuda brindada.

Papá, gracias por el apoyo y los esfuerzos realizados para que yo lograra llegar a esta etapa de mi vida.

Diana, gracias por estar conmigo, acompañarme y ser una de las personas más especiales en mi vida.

Le doy gracias a todos mis amigos que me apoyaron, me divertieron y me acompañaron durante mi estancia en la Universidad y fuera de ésta.

Al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT) por el apoyo prestado a través del Proyecto Salud-2005-01-13909 "Rediseño de un implante ortopédico para el tratamiento de tumores de rodilla por medio del método del elemento finito y su validación experimental"

Al laboratorio de biomecánica y personal que labora en él.

Agradezco especialmente al D. en C. Víctor Manuel Domínguez Hernández y al M. en C. Víctor Manuel Araujo Monsalvo, por brindarme su amistad y el apoyo para realizar esta tesis.

Al Dr. Genaro Rico Martínez, Jefe del Servicio de Tumores Óseos, por su gran ayuda.

Al la Dra. Elisa Martínez Coria, Jefa del Servicio de Tomografía Computarizada y al T.R. Martín Luna Méndez, por el apoyo brindado.

Agradezco a los profesores por sus enseñanzas tanto en la vida profesional como personal, sé que algunas de las experiencias que viví nunca las olvidaré y las aplicaré tarde o temprano a lo largo de mi vida.

A la UNAM, por hacerme sentir orgulloso de pertenecer a ella y en particular a la Facultad de Ingeniería.

Índice

Capítulo I Marco Teórico	1
1.1 Huesos	1
1.1.1 Hueso Compacto	1
1.1.2 Hueso Esponjoso	3
1.1.3 Formación del Tejido Óseo	4
1.1.4 Remodelación Ósea	5
1.2 Rodilla	6
1.3 Anatomía del Fémur	7
Capítulo II Fracturas	12
2.1 Clasificación de las Fracturas Según su Etiología	12
2.2 Clasificación Según su Mecanismo de Producción	12
2.3 Clasificación de las Fracturas del Extremo Distal del Fémur	15
2.4 Principios Generales del Tratamiento de las Fracturas	17
2.5 Indicación Según el Tipo de Fractura en la Parte Distal del Fémur	18
2.6 Alternativas de Tratamientos	19
2.6.1 Clavos Intramedulares	19
2.6.2 Placas	20
2.7 Reparación de las Fracturas Óseas	21
2.8 Modelación y Remodelación Asociada a los Implantes	22

Capítulo III Método de Elementos Finitos en la Biomecánica	23
3.1 Construcción 3D del Fémur	23
3.2 Modelado de la Zona de Fractura	27
3.3 Construcción Tridimensional del Clavo Intramedular para el Tratamiento de las Fracturas Distales de Fémur	28
3.4 Propiedades de los Materiales	30
3.5 Discretización del Modelo: Tipo de Mallado	32
3.6 Malla de la Zona de Fractura	34
3.7 Condiciones de Carga y Frontera del Modelo	36
3.8 Casos de Estudio	38
Capítulo IV Análisis de resultados	40
4.1 Componentes Óseos	41
4.2 Componentes Metálicos	43
4.3 Análisis con Respecto a la Consolidación de la Fractura	45
4.4 Análisis con Respecto a la Variación en el Diámetro	50
Capítulo V Conclusiones	58
5.1 Conclusiones Generales	58
5.2 Trabajo Futuro	59
Bibliografía	60

Prólogo

La mecánica es una rama de la física que, por su importancia, tiene aplicaciones casi infinitas en un gran número de las actividades humanas. En tanto se orienta al movimiento de los cuerpos y su evolución en el tiempo bajo la acción de fuerzas, la mecánica es hoy día utilizada tanto en la producción de máquinas sencillas, o muy complejas, que posibilitan un mayor bienestar al ser humano.

Si bien el conocimiento de la mecánica ha permitido al ser humano trasladarse de un lado a otro con mayor facilidad y comodidad, o ha facilitado la producción de alimentos para garantizar la satisfacción de sus necesidades básicas, también este conjunto de conocimientos se ha orientado desde hace décadas a apoyar la recuperación de la salud del ser humano cuando éste se ha visto afectado por accidentes o lesiones que afectan su salud. En este sentido, la biomecánica, como disciplina científica que tiene por objeto el estudio de estructuras de carácter mecánico que existen en los seres vivos, ha generado grandes avances en la sustitución de articulaciones y/o rehabilitación de órganos del cuerpo humano, a tal grado que hoy día la medicina no puede concebirse sin el conocimiento de la biomecánica.

Por lo anterior en la Universidad se busca aplicar el conocimiento científico con una orientación social, donde se selecciona un problema cotidiano de salud, como lo es una fractura ósea, y se realizan estudios para mejorar el desempeño de un implante que acelere su rehabilitación y adecuado funcionamiento, para beneficio de quienes sufren este padecimiento.

Una fractura se define como la pérdida de continuidad del hueso. Su origen puede ser muy diverso: desde aquella causada por una enfermedad en los huesos que hace que sean débiles y propensos a éstas, hasta la causada por la aplicación de una fuerza o presión excesiva sobre el hueso.

En el tratamiento de fracturas el objetivo principal es conseguir la máxima recuperación funcional posible del segmento afectado, mediante el establecimiento de dispositivos que faciliten los procesos biológicos normales que conduzcan a la consolidación ósea.

La fractura de la parte distal del fémur se localiza en la región supracondílea. Este tipo de fractura representa entre el 6 y el 7% de todas las fracturas de fémur y aqueja principalmente a dos grupos: En el primero se encuentran los pacientes jóvenes afectados con fracturas producidas por traumatismos violentos, los cuales se encuentran en edad productiva y por lo tanto necesitan una forma de poder recuperar de manera eficiente la movilidad de la pierna y tener una consolidación del hueso de forma correcta. El segundo grupo lo integran pacientes en edad avanzada, en los que se produce una fractura por caída casual, principalmente en hueso osteoporótico. Este tipo de pacientes requieren

tener una fijación correcta del hueso ya que a esa edad y con el problema de la osteoporosis, es más difícil obtener una consolidación del hueso completa.

El tratamiento en este tipo de fracturas ha evolucionado a través de los años, sin embargo, aún existen dificultades para su recuperación y de igual forma, resulta difícil hacer un pronóstico certero de la evolución de ésta. En el mercado actual existen diversos tipos de implante para fracturas distales de fémur que son utilizados para sanar este tipo de fracturas.

Ante la necesidad que tiene el país de desarrollar su propia tecnología, se creó en el Instituto Nacional de Rehabilitación un nuevo tipo de implante que trata de responder a las necesidades de recuperación que afectan a esta parte del hueso.

Como objetivo, esta tesis pretende determinar el efecto que tiene el diámetro del clavo y el material en la estabilidad mecánica del implante teniendo en cuenta que los parámetros de diseño modifican de manera significativa el desempeño biomecánico del implante y afectan al hueso provocando inestabilidad en la fijación.

Este trabajo está constituido por cinco capítulos, los primeros dos abarcan la parte teórica de la tesis. El primer capítulo se fundamenta la teoría anatómica y fisiológica de los huesos, su forma y los diferentes tipos de huesos que existen. Así como la anatomía y la fisiología del fémur, para así familiarizarse con la terminología correspondiente, y conocer a fondo las características geométricas y propiedades de este hueso.

En el segundo apartado se enfoca en el tema de las fracturas en el hueso, su clasificación según su etiología y por su mecanismo de producción, se hace un énfasis en las fracturas del extremo inferior del fémur, que es el principal tema de esta tesis. Se hace referencia a los principios generales del tratamiento de fracturas, los métodos que existen para reducirlas y la forma en que el hueso se remodela en presencia de un implante.

La parte técnica de esta tesis abarca los capítulos tres y cuatro. En el tercer capítulo se describen los conceptos básicos para la aplicación del método de elementos finitos a la biomecánica, se explica la manera en que se construyó el fémur y el implante, así como la forma en que estos fueron simulados. En el cuarto analizan los resultados de los diferentes casos planteados, los cuales ayudan a visualizar los efectos que tienen los cambios de diseño en el desempeño del implante.

Por último, en el quinto capítulo se exponen las conclusiones que se obtuvieron después del análisis de resultados y se plantea el trabajo futuro.

Capítulo I Marco Teórico

1.1 Huesos

El aparato locomotor es el conjunto de órganos que dan soporte, protección y movilidad al cuerpo humano, éste está formado por los huesos y los músculos que lo mueven.

Los huesos tienen distintas funciones biomecánicas, las cuales consisten en servir como palancas sobre las cuales actúan los músculos para producir los movimientos: forman un armazón para el cuerpo, dan anclaje a los músculos y realizan funciones de protección formando cavidades donde se alojan diferentes órganos.

Los huesos se clasifican según su forma en: huesos largos en los cuales predomina el eje (longitudinal) sobre los demás (anchura y espesor) y además tienen un cuerpo o diáfisis localizado entre dos cabezas; los huesos cortos, tienen anchura y longitud aproximadamente iguales, los huesos planos, como su nombre lo indica, son planos y delgados y finalmente los huesos irregulares, que no tienen una forma determinada.

Los huesos están formados por tejido óseo, que es una variedad de tejido conectivo especializado en el soporte de cargas, el cual se encuentra en constante renovación. Existen dos formas de tejido óseo: el tejido óseo compacto y el tejido óseo esponjoso, los cuales se diferencian por su aspecto macroscópico y por la forma de ordenarse las láminas óseas en su espesor [1, 2].

1.1.1 Hueso Compacto

El tejido óseo compacto o cortical tiene un aspecto macroscópico macizo, sin huecos en su espesor y la disposición de sus láminas óseas presenta dos formas diferentes.

En la superficie del hueso, las láminas forman unas envolturas completas para el hueso, denominadas láminas circunferenciales las cuales forman una especie de corteza para la superficie ósea.

En este tipo de hueso, las láminas están dispuestas, en su mayor parte, en forma concéntrica alrededor de canales longitudinales del hueso denominados conductos de *Havers*¹, que conforman los sistemas de *Havers* u osteonas corticales.

¹ Conductos de Havers. Es la unidad anatómica y funcional del tejido óseo.

Otro sistema de canales conductores son los conductos de *Volkman*², los cuales comunican los conductos de *Havers* entre sí y con las superficies externa e interna del hueso. Estos conductos atraviesan de forma casi transversal el tejido óseo y no están rodeados de láminas ordenadas de forma concéntrica. Por medio de estos canales, los conductos de *Havers* se comunican con los vasos de periostio (Figura 1.1).

El periostio cubre la superficie externa de los huesos con excepción de las regiones cercanas a las articulaciones, y los sitios de inserción de tendones, ligamentos, y membranas intraóseas, también contribuye con una parte importante del suplemento de sangre al hueso y sus células pueden reabsorber y formar hueso [2, 3].

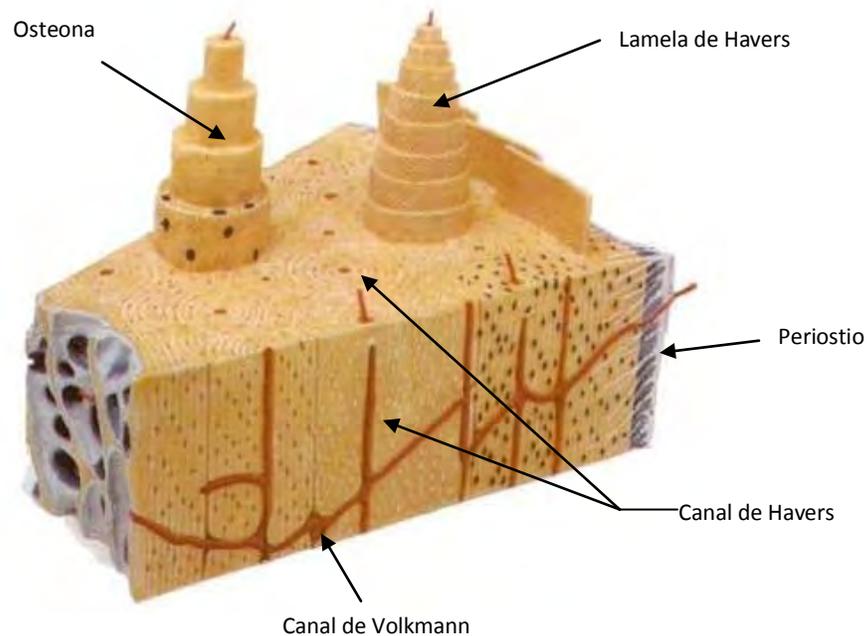


Figura 1.1 Aspecto del tejido óseo compacto [4]

² Conductos de Volkmann. Son una serie de canales microscópicos encontrados en el sistema estructuralmente complejo del tejido óseo compacto.

1.1.2 Hueso Esponjoso

El hueso esponjoso está compuesto por trabéculas u osteonas trabeculares, las cuales tienen forma de disco con un espesor que varía entre 10 y 400 μm . Estas trabéculas nacen de la superficie interna del hueso compacto hacia la cavidad medular, se entrecruzan en distintas direcciones y forman un reticulado esponjoso cuyos espacios huecos están ocupados por médula ósea. En este tipo de hueso no existen sistemas de *Havers* ni conductos de *Volkman*, a pesar de que también está compuesto por láminas.

La producción y destrucción de este hueso está regulada por factores mecánicos, de forma que las trabéculas tienden a orientarse según las líneas de carga a las que está sometido el hueso.

Casi todos los huesos se componen de tejido óseo cortical y trabecular (Figura 1.2), aunque en cantidad y distribución muy variables. En los huesos largos, por ejemplo el fémur, la diáfisis³ se compone de tejido óseo compacto; por el contrario, los extremos de los huesos largos se componen casi con exclusividad de tejido óseo esponjoso y sólo en la parte más externa presenta tejido óseo compacto (Figura 1.3). [1, 3]

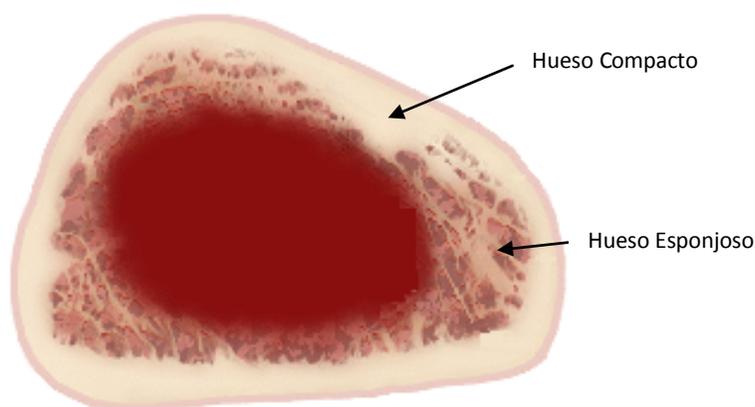


Figura 1.2 Hueso Cortical y Hueso Esponjoso [5]

³ Diáfisis. Parte central de los huesos largos.

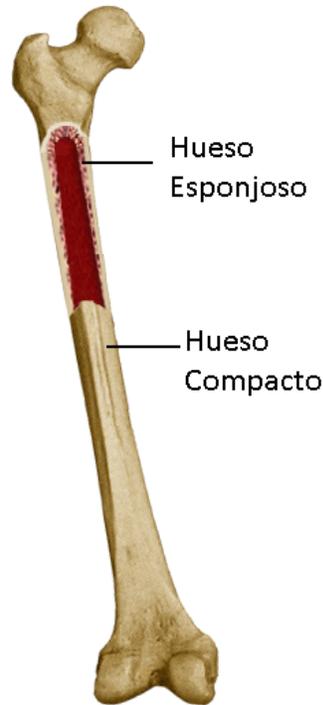


Figura 1.3 Hueso Cortical y Hueso Trabecular en el fémur [5]

1.1.3 Formación del Tejido Óseo

La formación, crecimiento, mantenimiento y reparación del esqueleto requiere que el hueso se forme a lo largo de la vida.

El proceso para la formación de hueso inicia cuando el tejido mesénquimal⁴ toma la apariencia de osteoblastos⁵, células especializadas que realizan la formación, crecimiento, mantenimiento y reparación del hueso, y comienzan a secretar una matriz extracelular, la cual se mineraliza, y los osteoblastos se convierten en osteocitos⁶, que son las células del hueso maduro. La aparición de los osteoclastos⁷, que provienen de la sangre, inicia el proceso de remodelación, el cual convierte el hueso fibroso inmaduro en hueso maduro.

⁴ Tejido Mesenquimal. Es el tejido del organismo embrionario, de tipo conjuntivo laxo: con una abundante matriz extracelular, compuesta por fibras delgadas y relativamente pocas células.

⁵ Osteoblastos. Son células del hueso, sintetizadoras del tejido óseo, por lo que están involucradas en el desarrollo y el crecimiento de los huesos.

⁶ Osteocitos. Son células que se forman a partir de la diferenciación de los osteoblastos.

⁷ Osteoclastos. Son células multinucleadas que degradan y reabsorben hueso.

A pesar de que sólo existe un mecanismo para la formación de hueso, éste puede ocurrir dentro del cartílago (osificación endocondral), dentro de la membrana de la matriz orgánica, o por el reemplazo de hueso nuevo por el hueso existente (osificación aposicional).

La mayoría del cambio del hueso durante el crecimiento proviene de la modelación ósea, pero se cree que al menos en una pequeña proporción se debe a la remodelación. La modelación y la remodelación no son el resultado de la actividad de un solo tipo de células (osteoclastos u osteoblastos) o de una sola función celular, por el contrario, es el resultado de la resorción y formación coordinada del hueso sobre regiones extensas de hueso y periodos prolongados de tiempo. [1, 6]

1.1.4 Remodelación Ósea

A lo largo de la vida, la remodelación fisiológica y el reemplazo de hueso, en la misma posición, ocurre sin afectar la densidad o la forma del hueso; esto ocurre tanto en la superficie del hueso, como en el interior del mismo.

La remodelación ósea es importante a lo largo de toda la vida del hueso, ya que mediante este mecanismo, el hueso modifica de manera permanente su forma y estructura para adaptarlas a la función mecánica que desempeña. Esta modificación, aunque tiene lugar de forma lenta, es muy importante por estar sometida al control de los factores mecánicos que actúan sobre el hueso. De esta forma, el hueso incrementa la producción ósea en las zonas a las que es sometida a tensión y, en contraste, la ausencia de carga mecánica (por ejemplo, tras el reposo o en ausencia de gravedad) induce la resorción del hueso.

La estructura interna del hueso del adulto se está remodelando de manera continua mediante la formación de hueso nuevo, mientras se está resorbiendo el hueso viejo o antiguo. Esto se relaciona con el hecho de que se están sustituyendo de manera sostenida los conductos de Havers y con qué debe resorberse hueso de una zona y añadirse a otra para resistir a las sollicitaciones cambiantes que se le aplican. [2, 6]

1.2 Rodilla

La extremidad inferior cumple las funciones de locomoción y de sustentación del cuerpo en la posición bípeda y se estructura en tres segmentos unidos por las articulaciones de la cadera, la rodilla y el tobillo.

La rodilla es una articulación compleja constituida por el extremo distal del fémur en el cual se encuentran los cóndilos interno y externo, cada uno con su correspondiente epicóndilo y el extremo proximal⁸ de la tibia, en el cual también se encuentran los cóndilos interno y externo. Entre las dos caras de la superficie articular superior se encuentran las fosas intercondíleas anterior y posterior. Por su parte, la rótula es un hueso que también forma parte de la región articular en la rodilla; su forma ósea se aproxima a un aspecto triangular, con su vértice orientado hacia abajo. La rótula sirve de inserción proximal para el ligamento rotuliano.

Esta articulación se puede dividir en tres uniones: entre los cóndilos internos del fémur y la tibia, entre los cóndilos externos de ambos huesos y entre la rótula y el fémur.

Muchos ligamentos pasan entre el fémur y la tibia en la articulación de la rodilla (Figura 1.4). Los ligamentos de la articulación de la rodilla son el ligamento anterior, el ligamento posterior y los ligamentos meniscales. [1,7, 8]

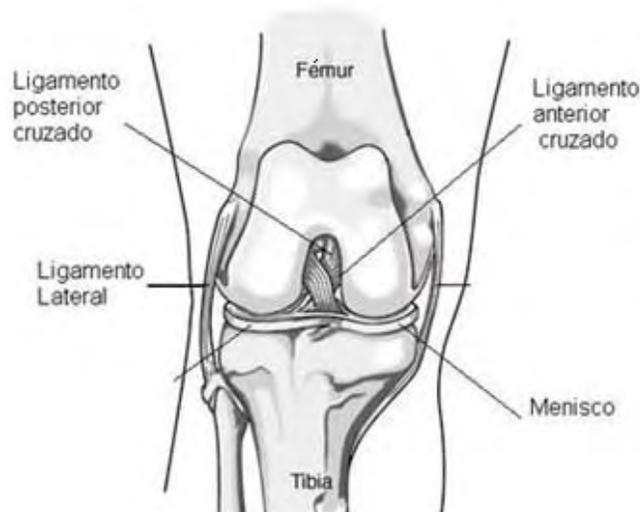


Figura 1.4 Anatomía básica de la rodilla [9]

⁸ Proximal. Se refiere a una parte del cuerpo que está más cerca del centro del cuerpo que otra parte

1.3 Anatomía del Fémur

El Fémur forma parte del muslo y es el hueso más largo y más robusto del cuerpo. Su tamaño oscila entre 34 y 54 cm. Este hueso no es rectilíneo, sino que presenta una curvatura la cual lo hace más apto para soportar el peso. Desde el punto de vista anatómico, y como en todos los huesos largos, se pueden distinguir en el fémur tres partes fundamentales: Un cuerpo o diáfisis, una epífisis⁹ superior o proximal, y una epífisis inferior o distal.¹⁰

La diáfisis corresponde a la parte central del hueso y aproximadamente tiene una forma prismática triangular. Posee en su parte media tres caras: cara anterior, cara interna y cara externa, y en sus extremos una cara posterior (Figura 1.5). Presenta un borde interno y un borde externo, y en su tercio medio un borde posterior al cual se le conoce también como línea áspera, la cual es muy prominente. Presenta dos labios (interno y externo), ambos se dirigen hacia los extremos, donde divergen formando la cara posterior o superficie poplítea la cual se sitúa entre las crestas supracondíleas (Figura 1.6).

La diáfisis del fémur está especialmente relacionada con los músculos cuádriceps, posibilitando el movimiento de extensión de la pierna. [1, 8]

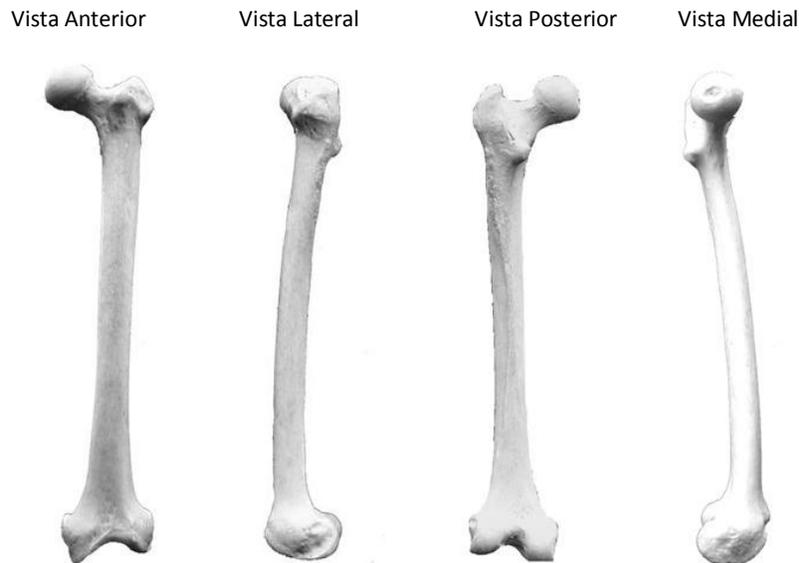


Figura 1.5 Vistas del fémur [10]

⁹ Epífisis. Cada uno de los extremos de un hueso largo.

¹⁰ Distal. Se refiere a una parte del cuerpo que está más lejos del centro del cuerpo que otra parte.

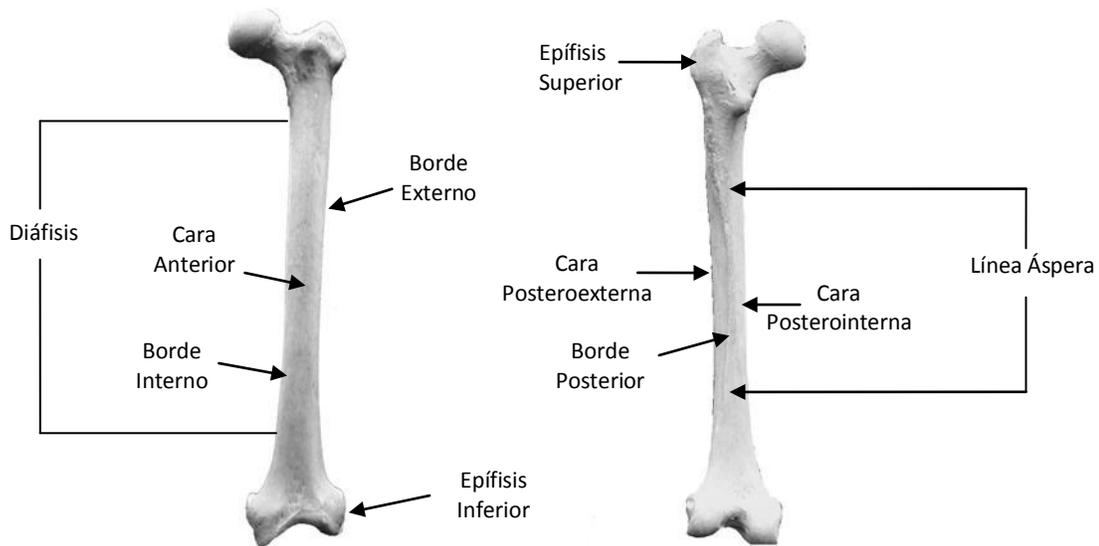


Figura 1.6 Anatomía del Fémur

La extremidad superior del fémur, o epífisis superior, es muy irregular y consta de cuatro componentes: la cabeza del fémur, la cual tiene una forma aproximada a dos tercios de esfera; es en esta parte donde se ubica la superficie articular para el hueso coxal; el cuello, que se extiende oblicuamente entre la cabeza; y dos grandes tuberosidades situadas entre el cuello y el cuerpo femoral, el trocánter mayor y el trocánter menor. El punto en que confluyen la extremidad superior y el cuerpo del fémur se denomina cuello quirúrgico (Figura 1.7).

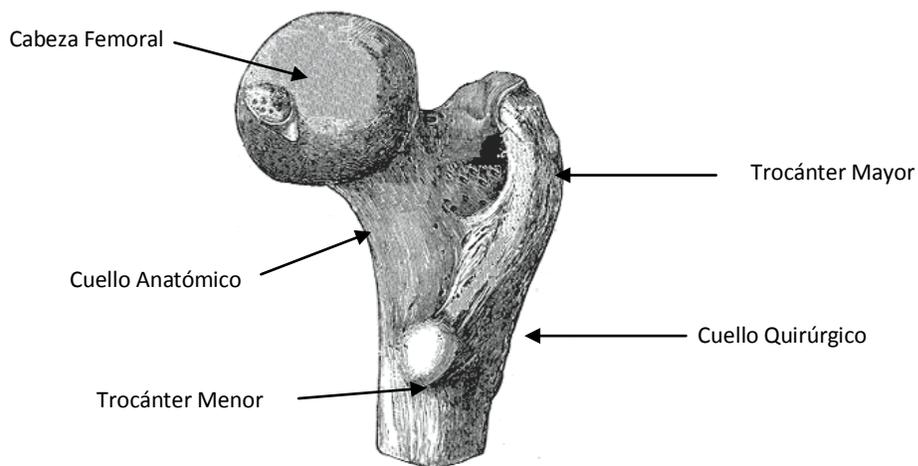


Figura 1.7 Anatomía de la extremidad superior del fémur [11]

La extremidad inferior del fémur es un ensanchamiento transversal de la diáfisis femoral, la cual consta de dos grandes masas óseas laterales, los cóndilos femorales, los cuales se encuentran unidos por la cara anterior, pero en la parte posterior e inferior se encuentran separados por la fosa intercondílea. Esta fosa está limitada por abajo y por los bordes de los cóndilos; por delante, los cóndilos forman la superficie patelar o tróclea femoral, que es el lugar donde se articula con la rótula (Figuras 1.8, 1.9).

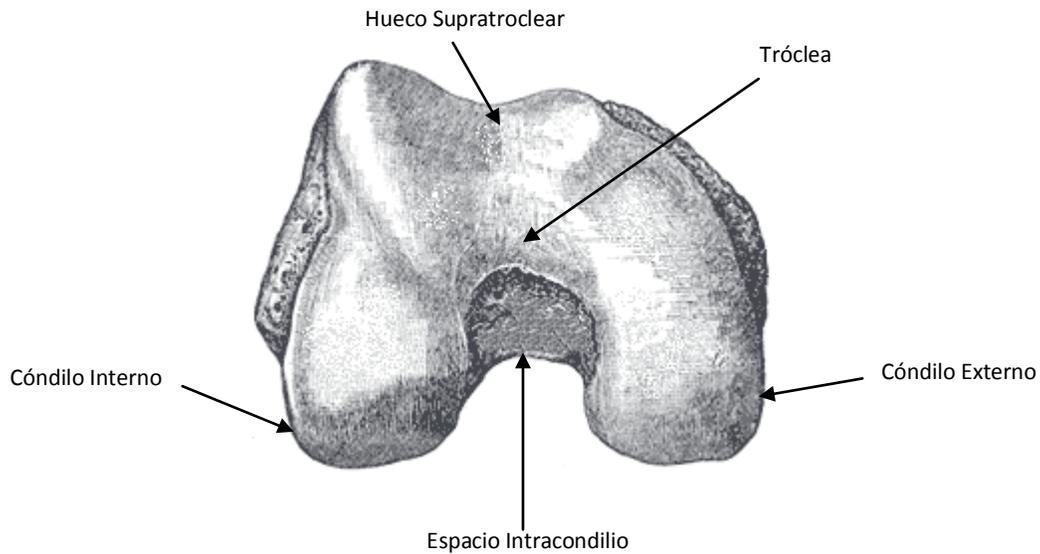


Figura 1.8 Anatomía de la extremidad inferior del fémur [12]

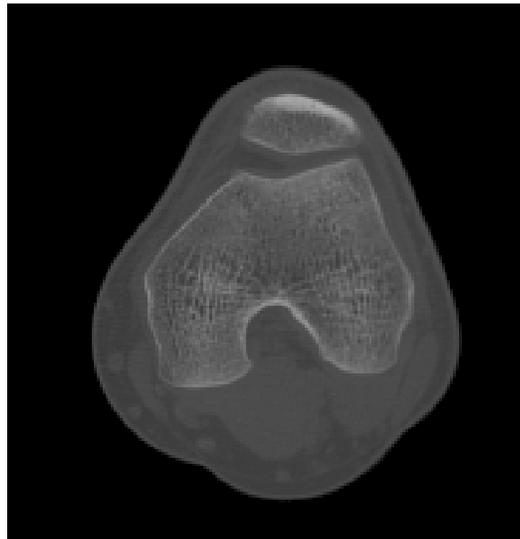


Figura 1.9 Tomografía de la extremidad inferior del fémur

El cóndilo externo presenta un volumen mayor que el cóndilo interno; presta inserción al ligamento lateral externo de la articulación de la rodilla, en la tuberosidad externa de su cara lateral, así como al gemelo externo y poplíteo (Figura 1.10).



Figura 1.10 Cóndilo externo [13]

El cóndilo interno es más pequeño que el externo. En la cara lateral del cóndilo interno se encuentra, en la parte media, una gruesa prominencia llamada tuberosidad interna donde se inserta el ligamento lateral interno de la articulación de la rodilla. Por encima de esta tuberosidad, se levanta en tubérculo del abductor mayor. Por detrás y por debajo del tubérculo del abductor mayor se encuentra una pequeña excavación para la inserción del músculo gemelo interno (Figura 1.11).

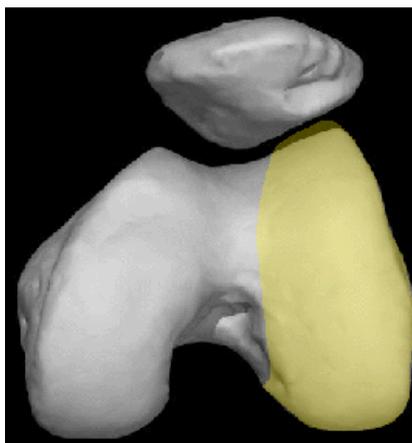


Fig. 1.11 Cóndilo Interno [13]

En las caras medias de ambos cóndilos se insertan los ligamentos cruzados de la articulación de la rodilla. [8, 14]

Una vez que se han revisado los aspectos anatómicos y fisiológicos más relevantes que involucran a las estructuras óseas en general, y a las del fémur en particular, se procederá a analizar las características principales de las fracturas óseas y aquellas que afectan principalmente al tercio distal del fémur, su clasificación y sus posibles tratamientos. De igual manera se estudiarán los aspectos fundamentales del tratamiento de las fracturas, las indicaciones a seguir según la práctica clínica y sus alternativas, las cuales involucran al clavo intramedular para el tratamiento de las fracturas distales de fémur.

Capítulo II Fracturas

Una fractura puede definirse como la interrupción de la continuidad del hueso. Las fracturas pueden ser incompletas si sólo se rompe una parte del hueso, o completas cuando la ruptura afecta a la totalidad del espesor del hueso.

Las fracturas incompletas son especialmente frecuentes en niños, en quienes los huesos son muy flexibles y no llegan a romperse del todo, por el contrario, las fracturas completas pueden ser más o menos graves en función de la separación de sus extremos, del número de fragmentos o de si se asocian a heridas (fracturas abiertas).

2.1 Clasificación de las Fracturas según su Etiología

Las fracturas habituales son aquellas en las que el factor fundamental es un traumatismo cuya intensidad es mayor de la que puede soportar el hueso sano, produciendo una fractura; su gravedad y su pronóstico son proporcionales a la violencia del traumatismo y se clasifican en *fracturas de alta o baja energía*.

En las fracturas por insuficiencia o patológicas el factor fundamental es la debilidad ósea. Este tipo de fracturas pueden deberse a enfermedades óseas fragilizantes o metabólicas, a tumores o a procesos que debiliten un área circunscrita de hueso.

La *fractura por estrés o fractura por fatiga* se denomina como la ruptura en la continuidad del hueso a consecuencia de la aplicación de fuerzas repetidas. Cuando las microfracturas que se producen diariamente debido a cargas, no tienen tiempo de curar antes de la actividad física ulterior y por consiguiente empieza a crecer hasta convertirse en una fractura mayor. Este tipo de fracturas son frecuentes entre los deportistas [15].

2.2 Clasificación según su Mecanismo de Producción

Este tipo de clasificación se divide en fracturas por mecanismo directo y fracturas por mecanismo indirecto.

Las fracturas por *mecanismo directo* son las producidas en el lugar del impacto de la fuerza responsable, como un golpe u otro tipo de traumatismo.

Las fracturas por *mecanismo indirecto* son las que se producen a distancia del lugar del traumatismo y se pueden clasificar de la siguiente forma:

Fracturas por Compresión: La fuerza actúa en el eje del hueso, lo que produce una aproximación de las trabéculas en sentido longitudinal y una separación en el sentido transversal, por lo que se observa un acortamiento del hueso, en el sentido de la compresión, y un ensanchamiento, en el sentido perpendicular a la compresión. Este tipo de fracturas pueden ocurrir debido a un trauma o a un proceso patológico, como la osteoporosis o un tumor (Figura 2.1).

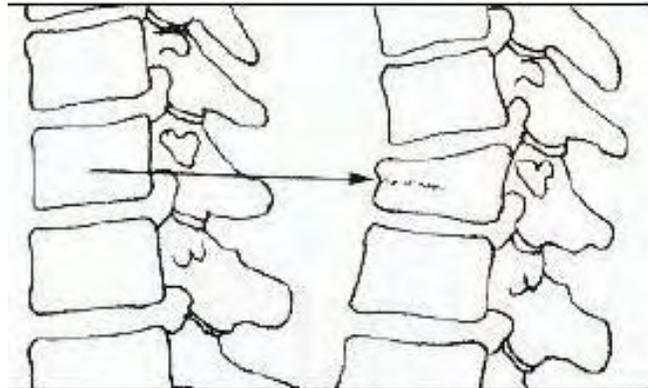


Figura 2.1 Fracturas por compresión [15]

Fracturas por Flexión: La fuerza actúa en dirección perpendicular al eje mayor del hueso y en uno de sus extremos, estando el otro fijo. Los elementos de la concavidad ósea están sometidos a compresión, mientras que la convexidad está sometida a tracción (Figura 2.2).

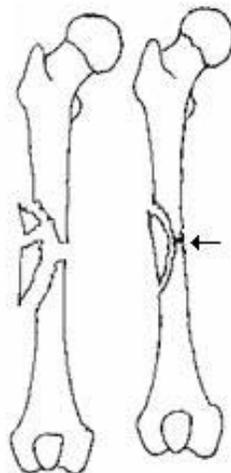


Figura 2.2 Fracturas por flexión [15]

Fractura por Torsión: En este tipo de fractura el hueso se deforma como resultado de una fuerza que le imprime un movimiento de rotación sobre su eje, estando un extremo fijo o cuando ambos extremos experimentan este tipo de fuerzas en sentido contrario (Figura 2.3).



Figura 2.3 Fractura por Torsión [15]

Fracturas por Tracción: Las fracturas por tracción o por arrancamiento son infrecuentes; se presentan en sujetos jóvenes que sufren potentes contracciones de las masas musculares, en ejercicios violentos, con arrancamiento de las tuberosidades óseas (Figura 2.4) [15]



Figura 2.4 Fractura por Tracción [16]

2.3 Clasificación de las fracturas del extremo distal del fémur

Se consideran fracturas distales de fémur, aquellas fracturas articulares y/o extra-articulares que se encuentran en la extremidad inferior del mismo. Este tipo de lesión representa el 6-7% de todas las fracturas del fémur.

Los dos grupos más representativos son los pacientes jóvenes con fracturas producidas por traumatismos violentos y pacientes en edad avanzada, en los que se produce una fractura por caída casual, en hueso osteoporótico.

Si el mecanismo es de trauma directo sobre la rodilla flexionada es frecuente la asociación de fractura articular de fémur distal y rótula; si la fuerza del impacto actúa en sentido longitudinal de la extremidad, con la rodilla en extensión, se produce un impacto de los cóndilos contra los platillos tibiales, pudiendo asociar fracturas de fémur y tibia con importante desplazamiento de fragmentos.

Las fracturas de baja energía son más frecuentes entre los 60 y 70 años de edad y afectan principalmente a mujeres. Suelen producirse por caída casual, por mecanismo indirecto de rotación sobre un hueso osteoporótico [17,18].

Según la clasificación de Müller de A.O. (Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen), el fémur se codifica con el número 3 y el segmento distal también con el número 3, por lo que la localización anatómica para este tipo de fracturas será el número "33" (Figura 2.5).



Figura 2.5 Localización anatómica de la extremidad inferior del fémur según la clasificación Müller.

En este segmento, se diferencian tres tipos: A, B y C (Figura 2.6). El “A” es una fractura extra-articular, el “B” articular parcial, en la que solamente una parte de la superficie articular del fémur está separada de la diáfisis, y el “C” articular completa, en el cual la superficie articular condílea está dividida al menos en dos fragmentos y a su vez separados de la diáfisis [17, 19].

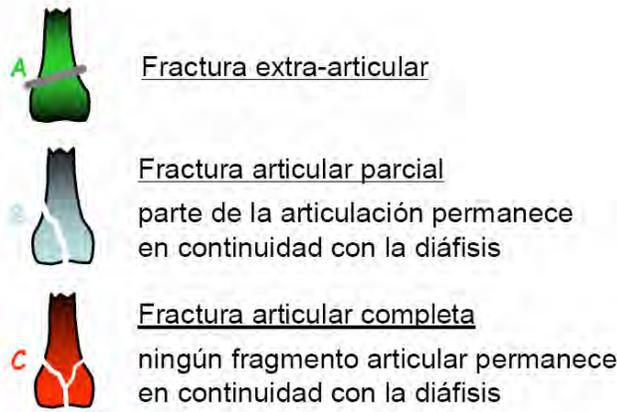
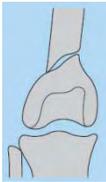


Figura 2.6 Tipos de fracturas en la extremidad inferior del fémur. [19]

Por lo tanto, cada tipo se clasifica a su vez en tres grupos A, B, y C (Tabla 1.1), relacionados con la morfología de la fractura. Finalmente se puede también dividir cada grupo en tres subgrupos 1, 2 y 3, dependiendo la complicación de la fractura.

Tabla 1.1 Clasificación Müller de A.O. de las fracturas distales de fémur [17]

	1	2	3
Tipo A	 Fractura Simple	 Fractura Metafisiaria	 Fractura Metafisiaria Compleja
Tipo B	 Fractura del Cóndilo Lateral	 Fractura Medial Sagital	 Fractura Posterior
Tipo C	 Fractura Metafisiaria Simple	 Fractura Metafisiaria Compleja	 Fractura Articular compleja

2.4 Principios generales del tratamiento de las fracturas

El objetivo principal en el tratamiento de fracturas es conseguir la máxima recuperación funcional posible del segmento afectado mediante el establecimiento de aparatos que faciliten los procesos biológicos normales de consolidación en una posición adecuada de los fragmentos separados en la fractura. [15]

La reducción de una fractura consiste en manipularla hasta lograr una relación anatómicamente deseable para conseguir una buena función y acelerar la consolidación. Existen dos formas para reducir una fractura: mediante manipulación cerrada o procedimientos no quirúrgicos y mediante el control quirúrgico de la fractura.

Los procedimientos no quirúrgicos se refieren a las diferentes maniobras manuales o con tracción mecánica sin abrir el foco de fractura. Tiene la ventaja de ser menos agresiva, pero su desventaja es que en ocasiones no se llega a conseguir una reducción estable o una reconstrucción anatómica perfecta.

Se pueden utilizar yesos y similares. Estos tipos de fijación sirven sólo para la inmovilización de la fractura mediante el uso de vendajes o férulas convencionales. En los últimos años se han comercializado otros materiales para sustituir el yeso. La mayoría de ellos son de fibra de vidrio impregnada con resinas de poliuretano y tienen como ventaja que son materiales más duros, ligeros y resistentes al agua.



Figura 2.7 Yeso, tratamiento no quirúrgico [20]

Otro tipo de procedimiento no quirúrgico, aunque cada vez es menos usado, es la tracción continua, el cual sirve para alinear y estabilizar el foco de fractura. La tracción puede permitir cierta movilidad articular, controlar la contractura muscular y disminuir la inflamación al tener la extremidad elevada. Todo esto se consigue aplicando pesas a través de un sistema de poleas. (Figura 2.8)

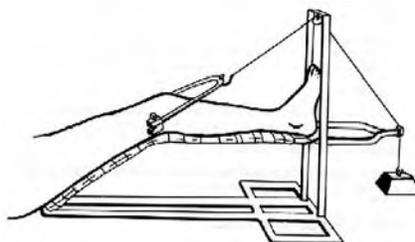


Figura 2.8 Tracción continua, tratamiento no quirúrgico [21]

Los procedimientos quirúrgicos son procedimientos de fijación de la fractura que requieren del abordaje quirúrgico del paciente. Se accede directamente al foco de fractura con la desventaja de la agresividad y la ventaja de que se permite la reconstrucción anatómica perfecta. En este procedimiento se emplea un elemento de fijación que hace que los fragmentos fracturados se compriman entre sí. Cuando la compresión es insuficiente, los micromovimientos del foco conducen a la reabsorción de hueso, con lo que el montaje pierde estabilidad [15, 19].

2.5 Indicación según el tipo de fractura en la parte distal del fémur

Las fracturas 33 A extra-articulares, son la mejor indicación para una placa percutánea. En los casos simples 33 A1, la colocación de una placa convencional por cara externa confiere una estabilidad suficiente (placa de neutralización).

Cuando existe una fractura 33 A3 con una sola placa convencional se puede producir una pérdida de reducción y desplazamiento secundario con deformidad axial, por lo que es necesario poner dos placas, una en cada lado, o una placa en un lado y fijador externo complementario en el contrario.

Actualmente la aparición del sistema LISS (Less Invasive Stabilization System) femoral y de placas LCP (Locking Compression Plate) metafisarias, confieren estabilidad angular, por lo que en muchos casos es suficiente una sola placa para dar estabilidad a los compartimentos interno y externo simultáneamente.

Las fracturas articulares parciales 33B se tratan generalmente con osteosíntesis directa: tornillos a compresión y placa de sostén. Las fracturas articulares totales 33C requieren una reducción generalmente abierta para el componente articular, y si el trazo es muy diafisario, se suele asociar una placa percutánea [19].

2.6 Alternativas de Tratamientos

2.6.1 Clavos Intramedulares

Los clavos intramedulares son utilizados en la fijación de fracturas de fémur, tibia y húmero (Figuras 2.9 y 2.10). La mayoría se coloca con técnica cerrada y mínima exposición de tejidos blandos, por vía retrógrada. Basan su funcionamiento en el principio biomecánico de la inmovilización, actuando como puente en fracturas muy inestables. La consolidación se produce por la formación de callo perióstico. Las complicaciones descritas en los clavos intramedulares incluyen separación de los fragmentos, cambios en la longitud del hueso, penetración articular, inmovilización inadecuada, fallas en el sistema de fijación. [22]



Figura 2.9 Clavo retrógrado intramedular [23]



Figura 2.10 Clavo retrógrado Biomet Matthews [24]

2.6.2 Placas

Existen diferentes modelos. Éstas placas son fabricadas de acero inoxidable o de titanio, tienen varios agujeros y son colocadas sobre la superficie de los huesos, aseguradas con tornillos (Figuras 2.11 y 2.12). No necesariamente todos los agujeros son usados. Se utilizan con mayor frecuencia en fracturas de huesos largos y requieren una incisión quirúrgica más amplia que otros tipos de fijación. Existe la posibilidad de alteración del flujo sanguíneo cortical, debido a la gran superficie de contacto y de la consolidación. En general basan su funcionamiento en tres principios biomecánicos: compresión dinámica, neutralización y contención o sostén. [25]



Figura 2.11 Placa externa de sostén [26]

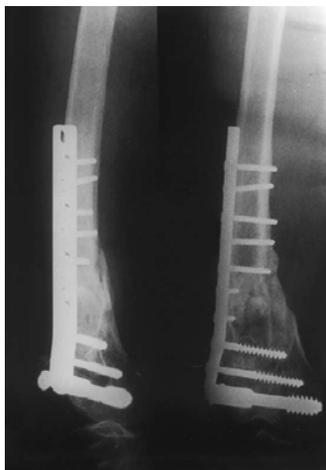


Figura 2.12 Tornillo Dinámico Condilar DCS (*Dynamic Condylar Screw*) [27]

2.7 Reparación de las fracturas óseas

La fractura de un hueso produce lesión y destrucción de la matriz ósea, muerte de las células, desgarros en el periostio¹ y en el endostio², y posible desplazamiento de los extremos del hueso fracturado. Debido a esto se pone en marcha un proceso de reparación específico que es capaz de restablecer el hueso roto uniendo los extremos de la fractura por medio de la formación de nuevo tejido óseo. La reparación de la fractura tiene características especiales: es un proceso de restauración que se completa sin formación de cicatriz, a diferencia de lo que ocurre en otros tejidos, como la piel. Al finalizar el proceso de reparación sólo queda hueso maduro en lugar de la fractura.

La consolidación de la fractura empieza con la acumulación de sangre debido a la ruptura de vasos capilares en el lugar de la fractura, y a que la hemorragia que se produce liberará factores que iniciarán y regularán todo el proceso de activación. (Figura 2.13)

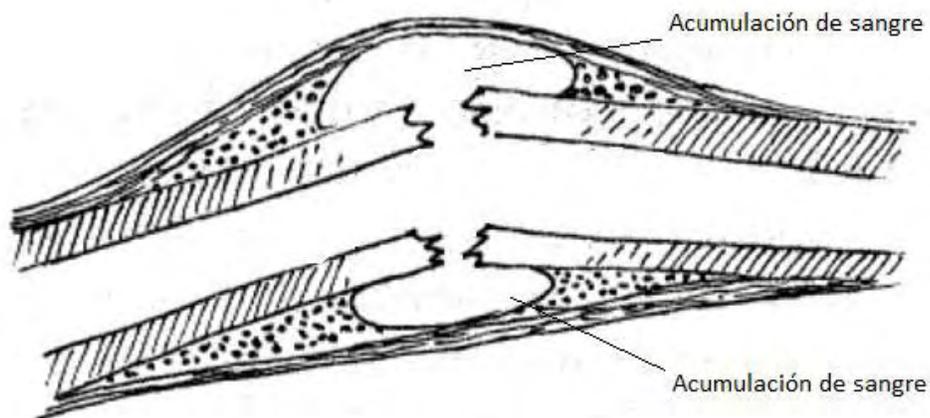


Figura 2.13 Formación del hematoma después de la fractura [28]

La siguiente etapa es una respuesta inflamatoria, que limpia el foco de la fractura para preparar el terreno a la consolidación. Se inicia inmediatamente después de producirse la fractura. Entre el día 4 y 21 hay un aumento del flujo sanguíneo local. La regularización del proceso de consolidación va a depender en parte de la electronegatividad y la relativa falta de oxígeno.

¹ Periostio. Es una membrana de tejido conectivo que cubre al hueso por su superficie externa excepto en lugares de inserción de ligamentos, tendones, y superficies articulares.

² Endostio. Membrana que recubre la superficie de la cavidad medular de los huesos largos.

El proceso continúa cuando comienzan a aparecer osteoblastos, los cuales forman una amalgama celular responsable del callo blando. Por su parte, las células del periostio forman un collar alrededor de cada extremo de la fractura, hasta que llegan a unirse, formando el callo periférico perióstico.

La formación del callo duro se produce gracias a la mineralización del callo blando y variará dependiendo del tejido subyacente. Este proceso durará meses y años, hasta que el hueso primario o fibrilar se transforma en hueso laminar, o hueso maduro. En esta fase desaparece la electronegatividad, se normaliza la tensión de oxígeno, y la cavidad medular, ocupada por el tejido formado, es vaciado y ocupado por médula ósea. Esta fase conducirá a una reorganización interna del callo. [29]

2.8 Modelación y Remodelación Asociada a los Implantes

El uso de las placas rígidas para tratar las fracturas puede disminuir la densidad ósea. Una placa rígida fijada al hueso tiende a disminuir la carga que éste recibe, lo que ocasiona que se incremente la porosidad del tejido óseo.

La modelación y remodelación adaptativa también se verifica como respuesta a otros tipos de implantes, que incluyen aparatos intramedulares de fijación de fracturas, fijadores internos, implantes y prótesis para reemplazos articulares.

La modelación y remodelación ósea asociada con los implantes pueden ser extremadamente complejas: las variables relacionadas con el diseño del implante, material empleado y el método de fijación, además de los relacionados con la condición local del hueso, incluyendo su densidad y forma, así como los relacionados al paciente, incluyendo edad, sexo, balance hormonal y actividad, todos ellos tienen impacto en la modelación y remodelación del hueso después de la inserción de un implante. Una mayor comprensión de estas variables puede mejorar los resultados a largo plazo de los pacientes que han recibido implantes, en especial aquellos que lo deben portar por décadas. [15, 29]

El estudio de las técnicas para lograr una buena consolidación de la fractura ha involucrado distintas disciplinas, como la ingeniería, que buscan mejorar, ofrecer y comprobar procedimientos correctivos en lesiones óseas. La estabilización de fracturas en el extremo distal del fémur se realiza mediante la colocación de clavos intramedulares o placas.

El objetivo de este estudio es realizar una comparación biomecánica en el diseño de un clavo para fracturas distales de fémur con ayuda del análisis por elementos finitos, y así desarrollar una herramienta para aportar datos que ayuden a los cirujanos en la elección del implante más adecuado para este tipo de fractura.

Capítulo III Construcción del Modelo de Elementos Finitos

En las últimas décadas las herramientas de cálculo numérico computacional, y en especial el Método de los Elementos Finitos, se han popularizado en el campo de la biomecánica. Estas herramientas permiten crear los medios virtuales para el estudio del sistema músculo-esquelético y de esta manera estimar el comportamiento mecánico de conjuntos hueso-implante sin necesidad de intervención y experimentación en el cuerpo humano. Al mismo tiempo, es posible desarrollar y trabajar con modelos individualizados que consideren las características particulares de cada paciente y que ayuden en la exploración y búsqueda de soluciones a problemas específicos antes de la intervención quirúrgica.

La primera aplicación del Método del Elemento Finito (MEF) a la biomecánica data de 1972, cuando Brekelmann y colaboradores lo aplicaron al análisis de un fémur para investigar los esfuerzos del hueso bajo cargas fisiológicas. Desde entonces el interés por aplicar el MEF aumentó de forma considerable. [30]

La mayoría de los trabajos de investigación están enfocados al estudio del diseño de las prótesis y su análisis pre-clínico. Muchos de estos diseños que se utilizan para sustituir articulaciones han sido analizados mediante el MEF, ya sea por el fabricante o por centros de investigación. [31, 32]

Para este estudio se modeló un caso clínico donde el fémur sufre una fractura simple tipo A1 de acuerdo a la clasificación de Müller, dañando el tercio distal del mismo, la cual requiere la introducción de un clavo intramedular para mantener los huesos en una posición adecuada mientras se consolidan.

3.1 Construcción 3D del fémur

Recientemente se han creado diversas formas de reconstruir la geometría de un hueso. El método más aceptado parte del procesamiento de las tomografías, tanto escaneadas como en formato digital. Los primeros trabajos que reportaron el empleo del tomógrafo para determinar la geometría y las propiedades mecánicas del hueso fueron publicados en la década de los noventa. Gracias al avance de la tecnología y de la medicina, se han ido implementando nuevas formas de recrear un hueso de una forma más real y más rápida. [33 - 35]

Con el fin de determinar la geometría del modelo se realizaron 375 cortes tomográficos al fémur de un voluntario aparentemente sano, de sexo masculino, de 1.72 m de estatura y 24 años de edad (Figura 3.1). Todos los cortes se practicaron a una distancia de 1.25 mm entre corte y corte.

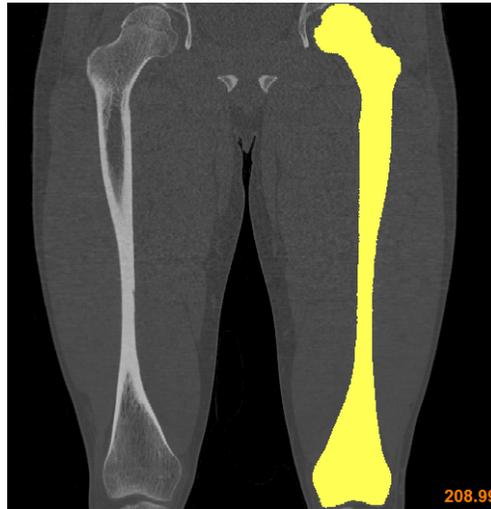


Figura 3.1 Corte Tomográfico Coronal.

Las imágenes tomográficas fueron guardadas en formato DICOM, para posteriormente ser convertidas a IGES y procesadas de tal modo que se obtuvieron planos en cada corte (Figura 3.2). Estos planos describen la geometría tanto del interior como del exterior del fémur. Para realizar el modelo tridimensional del fémur se importó cada plano al software ANSYS, Versión 11. ®



Figura 3.2 Planos del hueso visualizados en un corte tomográfico transversal.

Para la construcción del modelo se seleccionaron algunos cortes tomográficos. En el extremo proximal y el extremo distal del hueso se utilizaron un mayor número de cortes debido a la complejidad de la geometría, mientras que para la parte media se usó una distancia mayor entre planos (Figuras 3.3 y 3.4).



Figura 3.3 Planos de la parte proximal y distal de fémur.

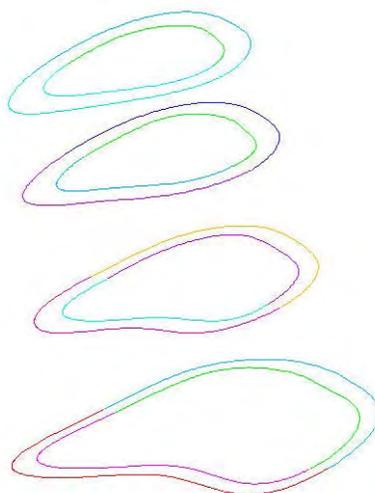


Figura 3.4 Planos de la parte media de fémur.

Mediante el software ANSYS se fue creando el modelo del fémur, uniendo los planos y formando áreas; de modo tal se creó el contorno del hueso (Figura 3.5). Una vez desarrollado el perfil del mismo se unieron las áreas para poder formar un sólido (Figura 3.6).

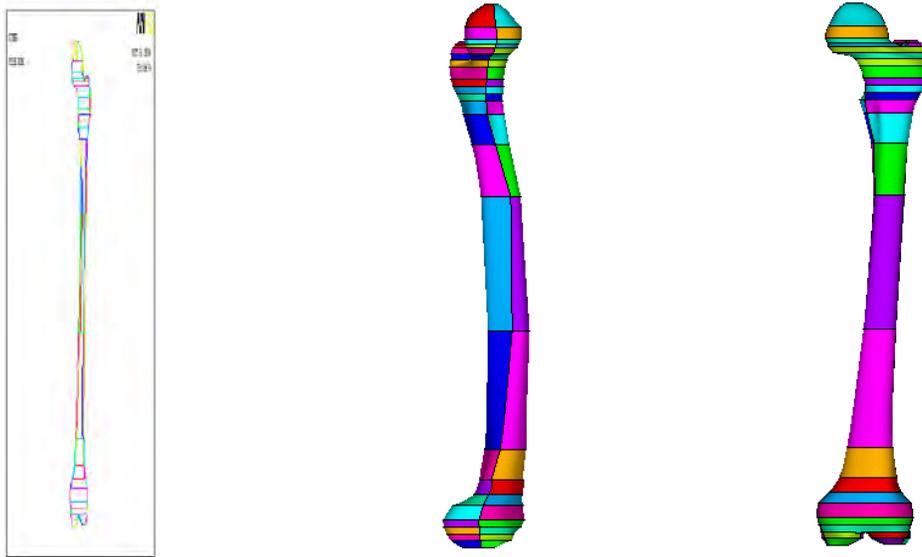


Figura 3.5 Áreas creadas para el diseño del Fémur.



Figura3.6 Fémur Sólido.

3.2 Modelado de la Zona de Fractura

Como ya se mencionó la fractura simulada corresponde a una fractura simple tipo A1, de acuerdo a la clasificación de Müller, dado que ésta es la fractura más común de las que son tratadas con este tipo de clavo. La zona de fractura fue simulada dividiendo el hueso cortical con dos planos separados entre sí a una distancia de 4 mm, con una inclinación de 10° con respecto a la horizontal, formando de este modo tres volúmenes, a los cuales se les asignaron diferentes tipos de materiales (Figura 3.7).

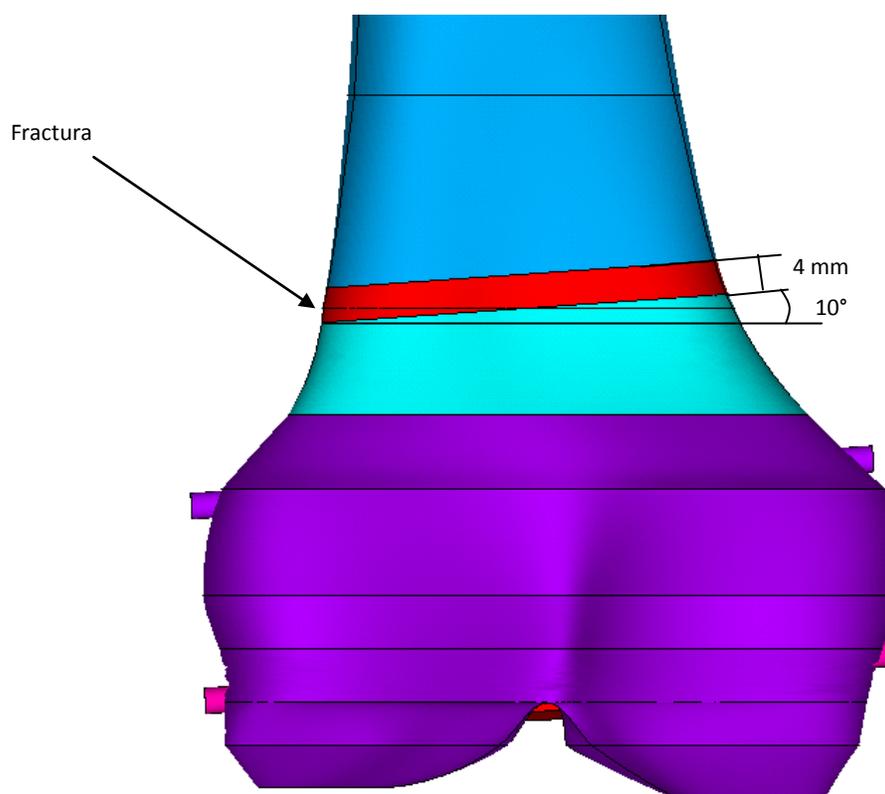


Figura 3.7 Fractura modelada.

3.3 Construcción Tridimensional del Clavo Intramedular para el Tratamiento de las Fracturas Distales de Fémur

A partir de un prototipo de clavo intramedular para fracturas distales de fémur, diseñado en el Instituto Nacional de Rehabilitación, se obtuvieron las dimensiones de los componentes del clavo, para posteriormente crear, por medio de sólidos, un modelo de elementos finitos del implante, incluyendo los pernos bloqueadores, tal como se muestra en la figura 3.8.

Después de que se desarrolló el modelo del fémur, se generaron varios modelos de implante en el cual se varió el diámetro del clavo, en tanto que permanecieron sin cambio la longitud del implante, su inclinación y la posición y diámetro de los pernos. De esta forma se crearon los modelos que corresponden a los casos de estudio.

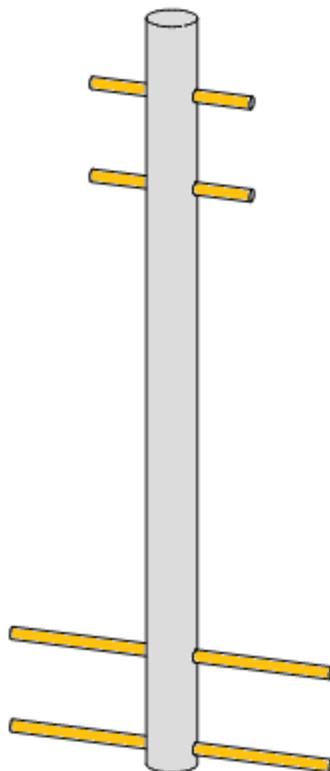


Figura 3.8 Clavo intramedular.

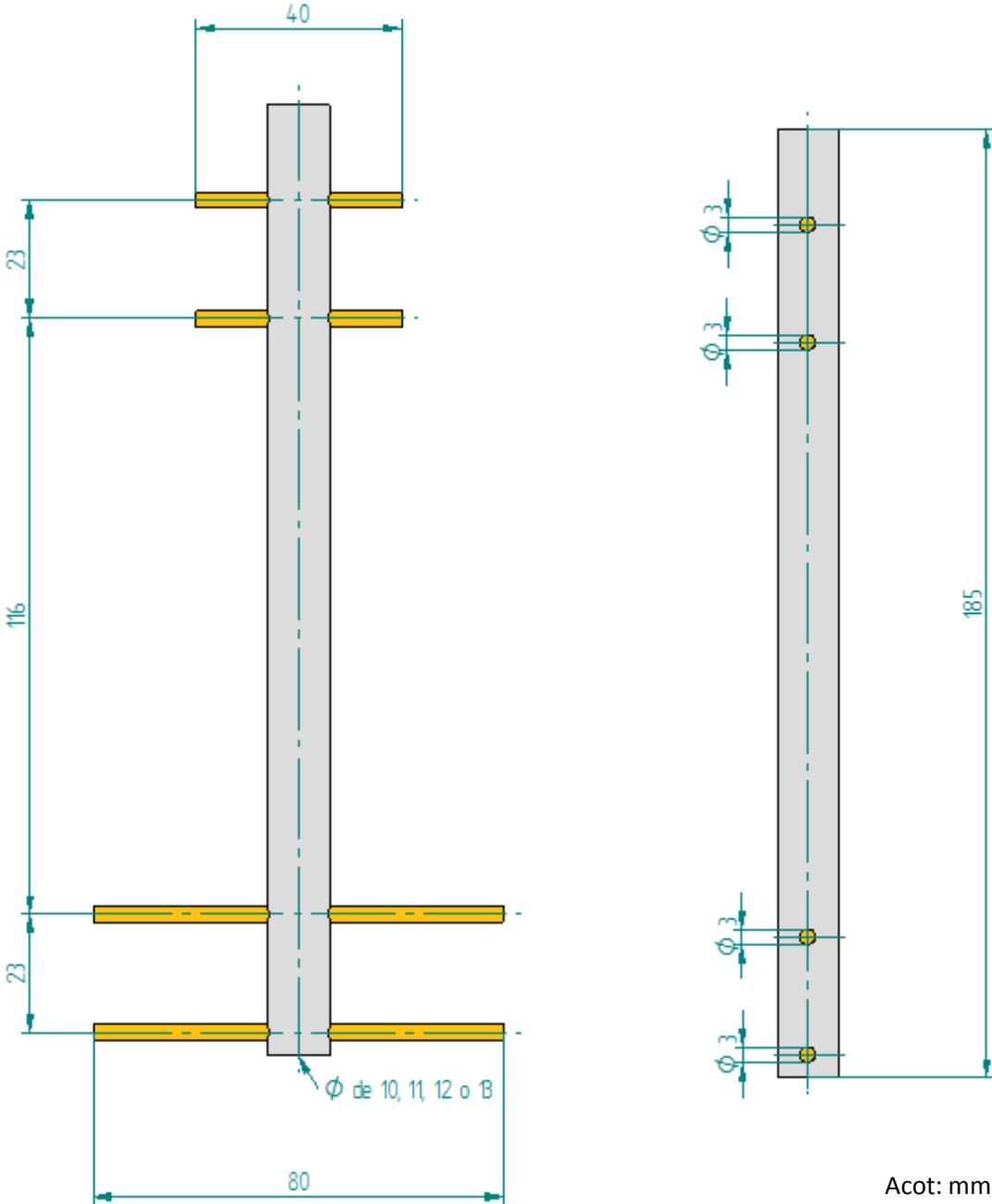


Figura 3.9 Dimensiones del clavo

3.4 Propiedades de los Materiales

Las propiedades mecánicas del hueso se determinan mediante ensayos de tracción, compresión, torsión, o de corte sobre especímenes. A partir de estos ensayos se pueden determinar las propiedades estructurales de los materiales. Otras características que definen a los materiales y que deben conocerse son su densidad, módulo elástico o de Young y la relación de Poisson.

A partir de la estructura del tejido óseo, se puede deducir que las propiedades mecánicas del mismo no son iguales en todas las direcciones; el hueso cortical y el hueso esponjoso presentan una estructura diferente, lo cual condiciona un comportamiento mecánico distinto.

En general los huesos están sometidos a una amplia variedad de estados de carga. Al estar de pie una persona somete a su fémur a un estado de compresión. Las propiedades pueden variar de un hueso a otro dependiendo de factores como el sexo, la edad o diferentes patologías del mismo; por todo esto, no es posible especificar la resistencia o las propiedades elásticas del hueso con un único valor.

Las propiedades mecánicas del hueso trabecular no han sido investigadas al mismo nivel que las del hueso cortical. Se sabe que el hueso trabecular es anisotrópico, aunque el grado de anisotropía elástica no se ha medido aún. Se ha demostrado que el módulo elástico depende del tipo de arquitectura trabecular, y de forma muy importante, de la porosidad del tejido. [31, 36]

Para simplificar el estudio se supuso que el hueso trabecular es homogéneo, linealmente isotrópico (Tabla 3.1) y el hueso cortical se supuso homogéneo linealmente ortotrópico (Tabla 3.2), lo que concuerda con algunas publicaciones especializadas en biomecánica. Para la zona de fractura se supuso un material isotrópico al cual se le fue cambiando su densidad y su módulo de elasticidad con respecto al 25%, 50% y 75% de su consolidación (Tabla 3.3); al momento de llegar al 100% se consideró como hueso cortical. [37, 38]

Tabla 3.1 Propiedades del Hueso Trabecular. [38]

	1650
	1
	0.33

Tabla 3.2 Propiedades del Hueso Cortical. [38]

	1950
	11.5
	11.5
	17.5
	0.33
	0.33
	0.33
	3.3
	3.3
	3.3

Tabla 3.3 Propiedades de la Zona de Fractura.

	25%	50%	75%
	412.5	825	1237.5
	2.5e08	5e08	7.5e08
	0.33	.33	0.33

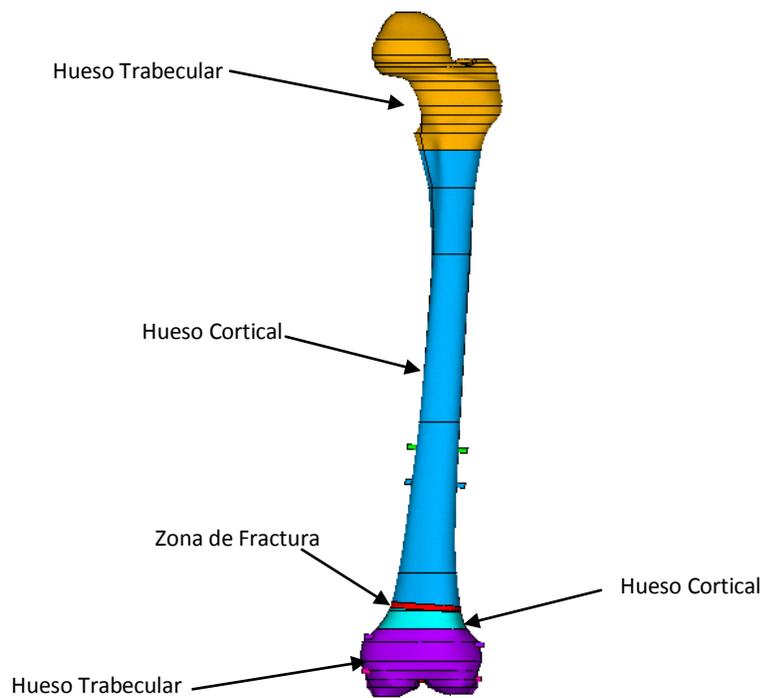


Figura 3.9 Tipos de hueso en el fémur.

El clavo se analizará para dos materiales diferentes: primero se utilizará acero inoxidable 316 LVM grado médico y después la aleación a base de titanio Ti-6Al-4V. Estos Materiales son los que se utilizan con mayor frecuencia para este tipo de implante.

Tabla 3.4 Propiedades de los Materiales Utilizados en el Clavo [38]

207	0.3	7920
110	0.3	4430

3.5 Discretización del Modelo: Tipo de Mallado

Al igual que la geometría del fémur y las condiciones de frontera, la generación de la malla tiene una extrema importancia en el modelado por elemento finito. La calidad de ésta tiene una influencia directa en la precisión y el costo computacional del análisis. [37]

Al refinar la malla, la solución tiende hacia la solución exacta. Se debe recordar que generalmente no se conoce la solución exacta y que los criterios de convergencia no permiten conocer el error, sólo garantizan la tendencia hacia una solución mejor.

El tipo de elemento que se utilizó para realizar el mallado del modelo fue Solid92, el cual es un sólido de estructura tetraédrica de diez nodos y tres dimensiones. Tiene capacidades de plasticidad, fluencia y amplia deformación.

Para determinar el tamaño de malla idóneo se realizó un estudio de convergencia, que permite encontrar el número de nodos a partir del cual los valores de esfuerzo calculados no varían significativamente (Tabla 3.5).

Se corrieron once casos con las mismas cargas y condiciones de frontera. A la cabeza femoral, al clavo y a los pernos se les asignó una malla establecida previamente (5, 3, 0.8 mm, respectivamente) y a la diáfisis y a la parte distal del fémur se fue variando y disminuyendo la malla hasta obtener un cambio mínimo (0.2% de variación) en los esfuerzos de von Mises (Figura 3.10).

Tabla 3.5 Convergencia de la Malla en el Fémur

N°	Número de Nodos	Tamaño de Malla				Tiempo [hh:mm:ss]	Esfuerzo de von Mises [MPa]
		Pernos [mm]	Clavo [mm]	Hueso			
				Cabeza [mm]	Diáfisis y Distal [mm]		
1	194,756	0.8	3	5	15.5	0:27:04	404.1
2	196,499	0.8	3	5	15	0:29:50	406.1
3	203,107	0.8	3	5	13	0:31:24	413.6
4	197,117	0.8	3	5	12	0:33:03	408.4
5	200,477	0.8	3	5	11	0:37:47	410.5
6	209,819	0.8	3	5	10	0:39:19	409.4
7	210,991	0.8	3	5	9.5	0:38:13	409.2
8	214,787	0.8	3	5	9	0:42:40	408.7
9	220,210	0.8	3	5	8.5	0:43:04	410.6
10	218,774	0.8	3	5	8	0:48:43	410.9
11	225,931	0.8	3	5	7.5	1:15:47	410.4

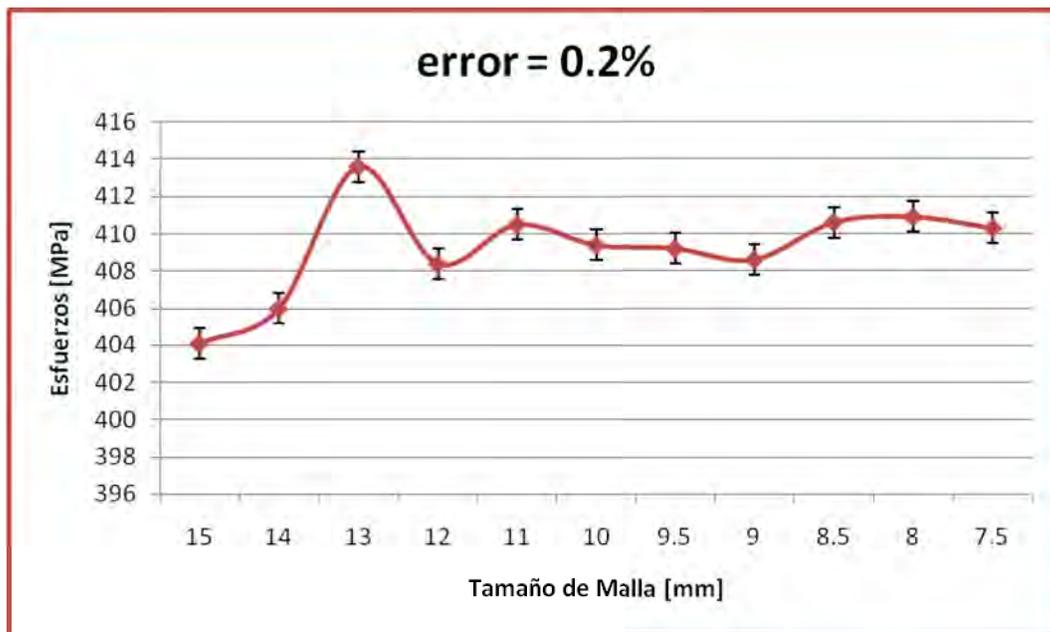


Figura 3.10 Porcentaje de error en el mallado del Fémur.

Después de realizar el análisis de convergencia se escogió la malla más favorable para el estudio, tanto en precisión como en costo computacional. (Tabla 3.6)

Tabla 3.6 Propiedades de la Malla escogida

Nodos	Tamaño de Malla				Esfuerzo de von Mises [MPa]
	Pernos [mm]	Clavo [mm]	Hueso		
			Cabeza [mm]	Diáfisis y Distal [mm]	
218,774	0.8	3	5	8	410.9

3.6 Malla de la Zona de fractura

Al crear la zona de fractura en el fémur se realizó un nuevo estudio de convergencia (Tabla 3.7). El objetivo en esta ocasión era obtener esfuerzos similares entre el fémur con fractura y el fémur sin ésta (Figura 3.11).

Tabla 3.7 Convergencia de la Zona de Fractura

N°	Tamaño de Malla de la Zona de Fractura [mm]	Tiempo [hh:mm:ss]	Esfuerzo de von Mises [MPa]	% error
1	7	0:45:42	410.3	0.14
2	5	0:48:17	410.4	0.12
3	4	0:51:06	410.5	0.08
4	3	0:58:05	410.6	0.07
5	2	1:15:33	410.5	0.08

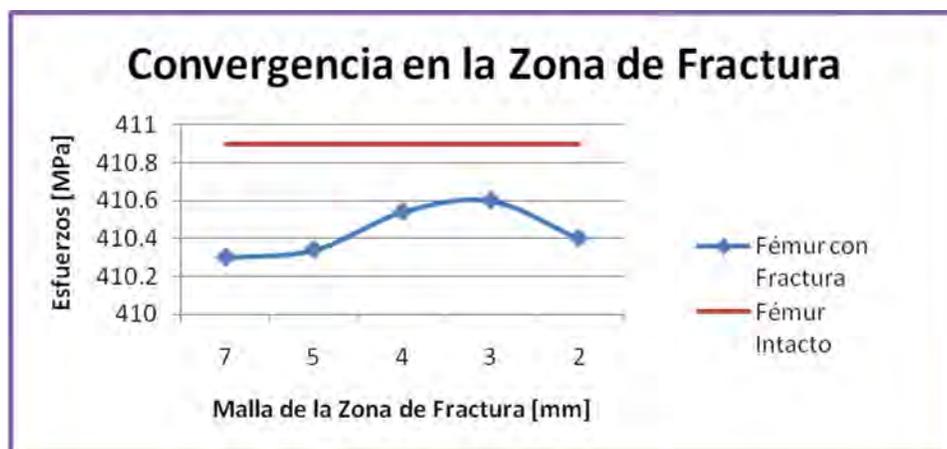


Figura 3.11 Convergencia de la Fractura.

En la siguiente tabla se presenta la malla más favorable para el estudio. Este tipo de configuración en el mallado es considerado la mejor opción ya que es que presenta una mayor precisión en los resultados obtenidos en un tiempo aceptable comparado con las distintas discretizaciones del modelo realizadas.

Tabla 3.8 Malla escogida para el estudio.

Tamaño de Malla					Esfuerzo de von Mises [MPa]
Pernos [mm]	Clavo [mm]	Hueso			
		<i>Cabeza</i> [mm]	<i>Diáfisis y Distal</i> [mm]	<i>Fractura</i> [mm]	
0.08	3	5	8	3	410.6

En la figura 3.12 se puede apreciar el fémur en diferentes vistas con la malla definitiva.

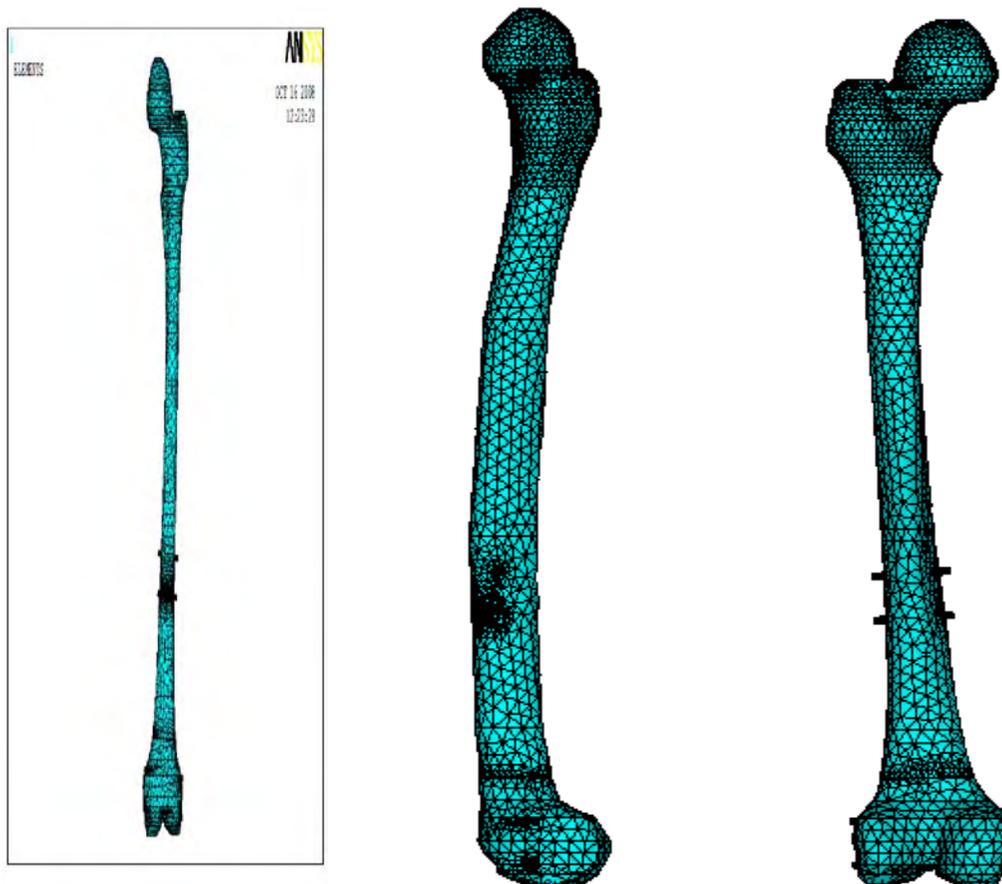


Figura 3.12 Fémur con la malla establecida.

3.7 Condiciones de Carga y Frontera del Modelo

La implementación de fuerzas en una simulación numérica en los huesos es un gran reto para la ingeniería, esto es porque las propiedades mecánicas del hueso han mostrado una dependencia en el sujeto, la anatomía, la orientación, el proceso biológico y a la edad. A pesar de que la dirección de la fuerza muscular puede ser estimada, la verdadera magnitud durante la caminata o cualquier otra actividad no ha sido debidamente definida.

Aunque el fémur se ha estudiado extensamente en la literatura biomecánica, la localización de las fuerzas aplicadas en este hueso ha sido arbitraria, con una gran variación entre diferentes autores. Las cargas aplicadas son generalmente simplificadas a sólo el contacto de la cadera y la fuerza producida por el músculo abductor (Figura 3.13). [39 – 42]



Figura 3.13 Condiciones de Frontera en el Fémur [41].

Las condiciones de frontera en el modelo tienen consecuencias directas en el resultado del análisis. Al igual que las fuerzas aplicadas en el fémur, las condiciones de frontera aplicadas pueden variar según los autores. La restricción más común es limitar los cóndilos, lo cual simula el tejido existente en la rodilla. [39 - 44]

En esta tesis, el modelo se consideró lineal y estático. El análisis estático permite el estudio de esfuerzos, deformaciones, desplazamientos, fuerzas axiales y de corte como resultado de la aplicación de cargas estáticas.

Las cargas aplicadas al modelo se basaron en estudios especializados de biomecánica en la extremidad inferior, las cuales fueron aplicadas a diversos nodos del modelo simulando las fuerzas ejercidas en la cabeza del fémur debido a la reacción de la cadera y la reacción del músculo abductor (Tabla 3.9).

Tabla 3.9 Fuerzas aplicadas en el Fémur [38]

2, 893	616	171	-2, 800
4, 015	-430	0	1, 161

El modelo se restringió en la parte distal del fémur, en las áreas 227 y 228 que es en donde el fémur se apoya (Figura 3.14).

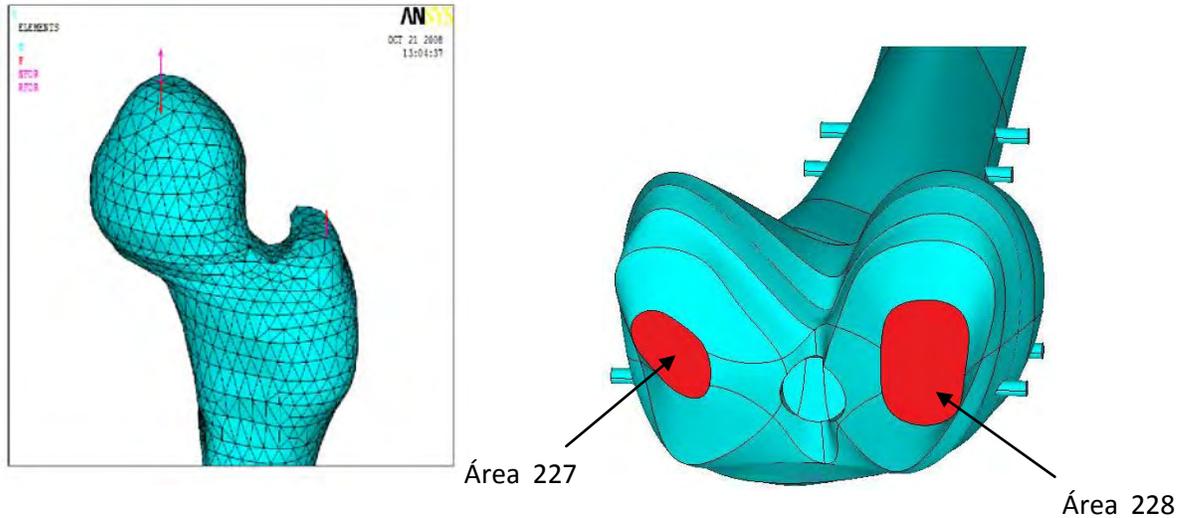


Figura 3.14 Cargas y restricciones aplicadas en el fémur.

La interacción entre el perno y el hueso (Figura 3.15) se consideró por simplicidad totalmente pegados ya que se tomó en cuenta que el clavo transmite la carga al hueso a través de sí mismo y de los pernos, y que, como se había mencionado, el análisis realizado es un análisis lineal-elástico.

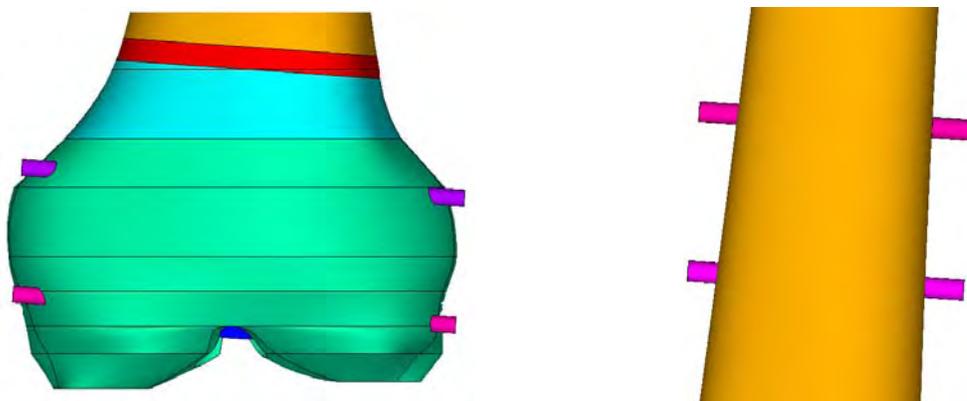


Figura 3.15 Pernos en el Hueso.



Figura 3.16 Condiciones de Frontera en el Fémur.

3.8 Casos de Estudio

El objetivo principal en el tratamiento de fracturas es conseguir la máxima recuperación posible del segmento afectado mediante el establecimiento de aparatos que faciliten los procesos biológicos normales de consolidación.

La fijación quirúrgica de las fracturas distales de fémur con un clavo centromedular retrógrado es uno de los métodos más sencillos y útiles para el tratamiento de este tipo de lesiones. No obstante, se debe considerar que la elección del implante depende de varios factores, como son el tipo de fractura, la calidad del hueso, la edad del paciente y las preferencias del cirujano. [44, 45]

En esta tesis se analizó el funcionamiento del sistema fémur-implante cuando se encuentra sometido a carga. Las variables utilizadas son el diámetro del clavo, el cual cambio entre 10, 11, 12 y 13 mm, la recuperación de la fractura, 25%, 50% 75% y 100% y el material, titanio y acero, lo que da un análisis de 32 casos, los cuales se enlistan en la tabla 3.10.

Además de los modelos descritos anteriormente se analizó un modelo de un fémur denominado “intacto” en el cual se encuentran simulados los elementos óseos sin la intervención de dispositivos mecánicos que influyan en su funcionamiento. Este modelo servirá como referencia para apreciar el funcionamiento del hueso en condiciones normales y como parámetro de comparación con las otras simulaciones descritas anteriormente.

Tabla 3.10 Casos de Estudio

#	Diámetro	Material	Consolidación
1	10	Acero	25 %
2			50 %
3			75 %
4			100 %
5		Titanio	25 %
6			50 %
7			75 %
8			100 %
9	11	Acero	25 %
10			50 %
11			75 %
12			100 %
13		Titanio	25 %
14			50 %
15			75 %
16			100 %
17	12	Acero	25 %
18			50 %
19			75 %
20			100 %
21		Titanio	25 %
22			50 %
23			75 %
24			100 %
25	13	Acero	25 %
26			50 %
27			75 %
28			100 %
29		Titanio	25 %
30			50 %
31			75 %
32			100 %
33	-	-	100%

Capítulo IV Análisis de Resultados

Los modelos de elementos finitos que se desarrollaron fueron analizados aplicando cargas y condiciones de frontera descritas en el capítulo anterior. En primer lugar se observó la distribución de esfuerzos de von Mises en toda la geometría del hueso; esto, con objeto de determinar las zonas críticas.

La distribución de los esfuerzos de von Mises mostró un patrón similar para todos los casos analizados. La figura 4.1 muestra la distribución de éstos en un modelo de elemento finito del fémur.

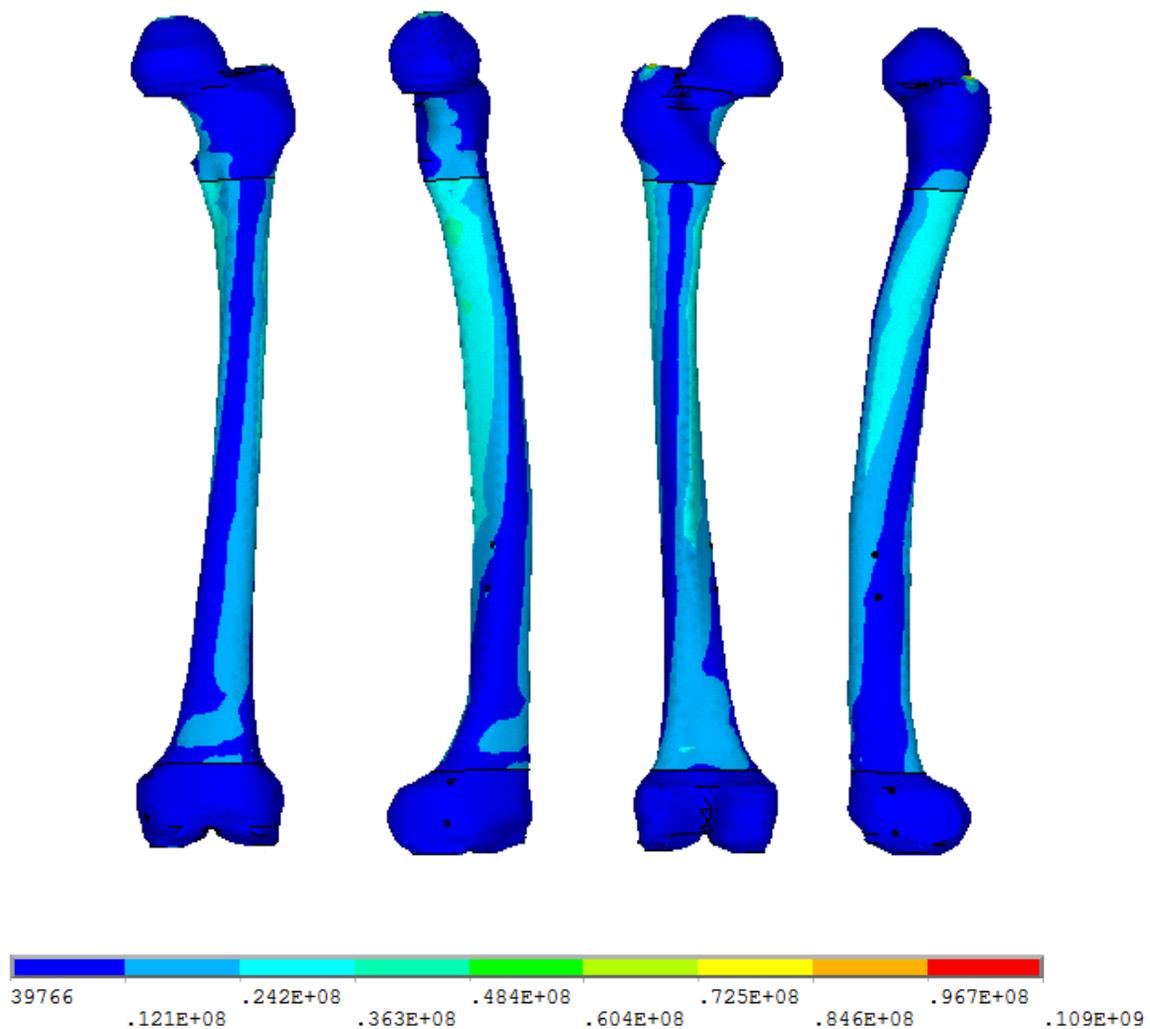


Figura 4.1 Esfuerzos de von Mises en el Fémur.

En todos los casos la distribución de esfuerzos fue similar para cada sección, cambiando solamente el valor del esfuerzo máximo dependiendo del material del clavo, el diámetro y el porcentaje de recuperación de la fractura que era modelado. Para analizar la distribución en los casos planteados y obtener los valores de cada región, se separó cada parte para poder hacerlo individualmente.

A continuación se describen los elementos que conforman el sistema fémur-implante. Los resultados obtenidos se dividieron en dos grupos; el primero, llamado componentes óseos, formado por la cabeza femoral, la diáfisis, la zona de la fractura, la zona por debajo de ésta (nombrada abajo) y la parte distal del fémur; y un segundo grupo, nombrado componentes metálicos, el cual está conformado por el clavo y los cuatro pernos.

4.1 Componentes Óseos

En esta sección se describe cada elemento óseo, su tendencia en la distribución de esfuerzos, las diferencias respecto a las diferentes variables empleadas y las similitudes encontradas.

La cabeza femoral es el componente óseo en el cual se aplican las fuerzas provenientes de la cadera y del músculo abductor descritas anteriormente. A diferencia de las demás partes, la cabeza femoral registra el mismo esfuerzo para los 32 casos analizados, ya que ni el material del clavo, su diámetro, ni la fractura, afecta a esta zona. Debido a que esta región es la primera en recibir y transmitir las fuerzas, registra el mayor esfuerzo con respecto a los demás componentes óseos; esto se puede apreciar en el inciso a) de la figura 4.2, donde se observa cómo el esfuerzo máximo registrado corresponde al punto donde se aplica la carga.

La diáfisis, por su parte, es la pieza con un mayor volumen en este estudio. Este segmento recibe las cargas transmitidas por la cabeza femoral y las propaga a su vez a los pernos y a la fractura. Esta zona registra la misma distribución de esfuerzos para todos los casos, pero a diferencia de la cabeza femoral, la magnitud de éstos cambia según las variables aplicadas en este estudio. La zona crítica en este elemento es la zona de los barrenos superiores, esto se podía intuir ya que es donde el hueso empieza a transmitir carga hacia los pernos y éstos a su vez al clavo. Esta parte del fémur junto con la cabeza femoral son los elementos que registran mayores cargas de todos los elementos óseos.

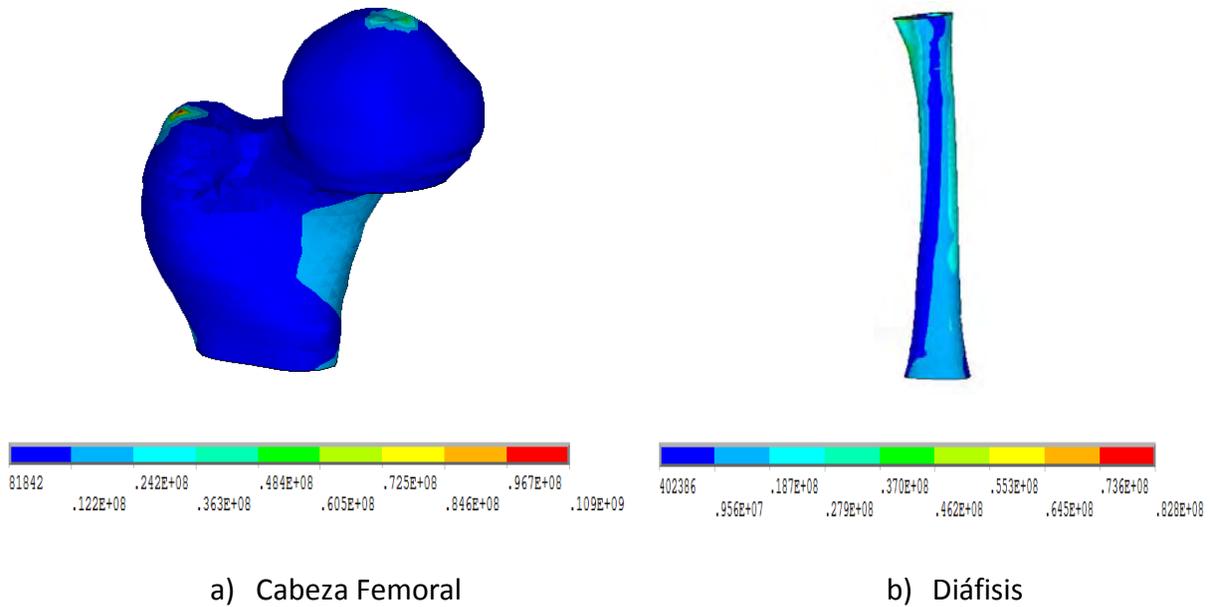


Figura 4.2 Esfuerzos de von Mises en la Cabeza Femoral y en la Diáfisis

En la zona de la fractura y en la parte inferior a ésta, los esfuerzos decrecen de manera importante con respecto a los dos elementos descritos anteriormente; esto se debe a que estas zonas se encuentran relativamente alejadas del punto donde se aplicó la carga inicialmente, y también se debe a que las cargas que la diáfisis debería transmitir a esta zona en condiciones normales son captadas en mayor parte por el clavo, que al ser un dispositivo metálico, es más rígido que el hueso y transmite la carga del perno 1 y 2 a los pernos 3 y 4, reduciendo los esfuerzos en estas zonas.

Las distribuciones de esfuerzos en estos elementos, las cuales se muestran en la figuras 4.3, es similar para todos los casos de estudio, aumentando o disminuyendo en magnitud según las variables empleadas en el análisis.

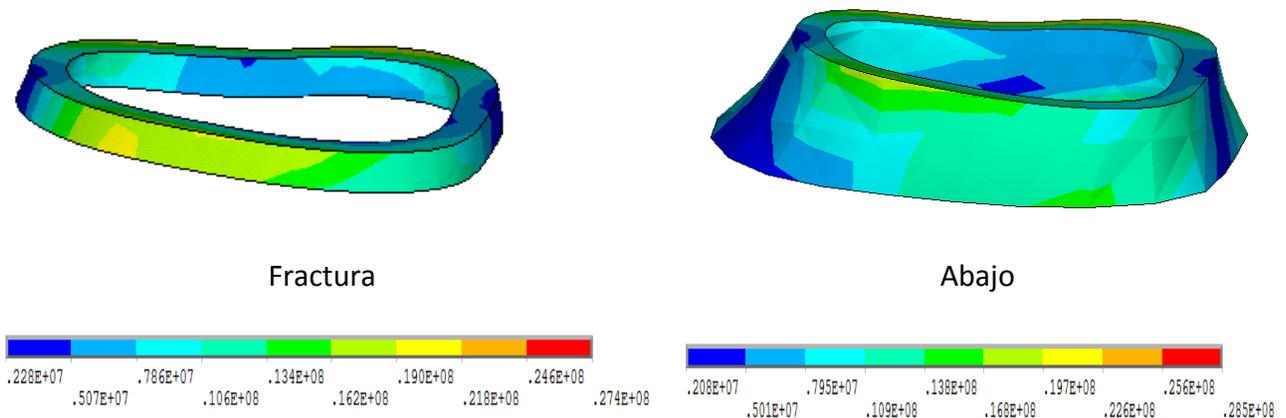


Figura 4.3 Esfuerzos de von Mises en la Fractura y en la parte inferior a ésta.

En el extremo distal del fémur los esfuerzos son muy similares para todos los casos. Las zonas con mayor nivel de esfuerzos se encuentran en los apoyos. Esto se debe a las condiciones de frontera elegidas, ya que al estar en el extremo inferior empotrado, las cargas que actúan en el extremo superior tienen un gran brazo de palanca que hace que esta zona esté sometida a altos niveles de esfuerzo.

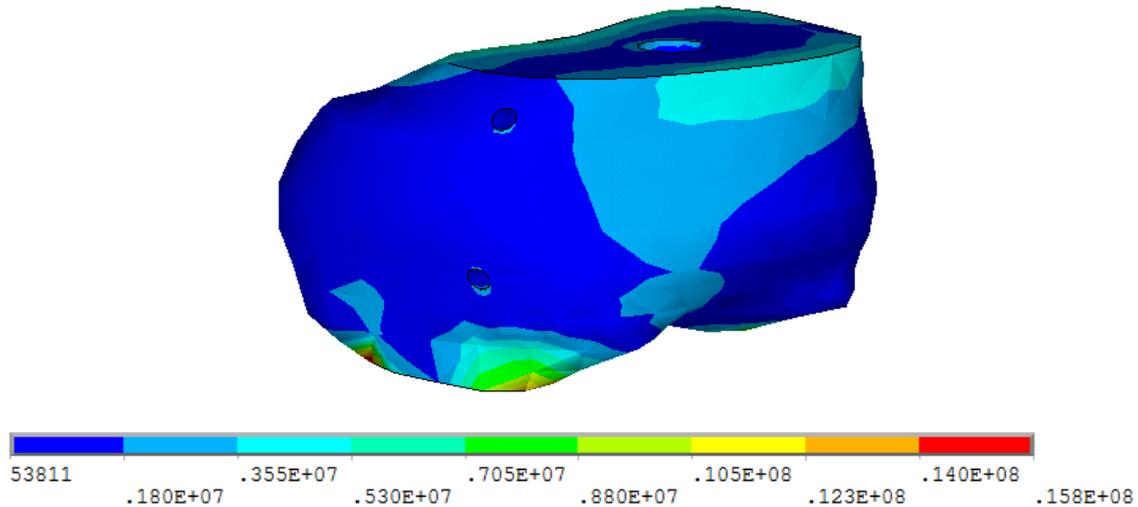


Figura 4.4 Esfuerzos de von Mises en el extremo distal

4.2 Componentes Metálicos

Este conjunto de elementos registra un mayor nivel de esfuerzos que los componentes óseos, dado que estos elementos son más rígidos.

De todos los componentes óseos, el clavo es el componente metálico que registra el mayor esfuerzo de todos. La función principal en este elemento es reducir los esfuerzos en la fractura absorbiendo las cargas aplicadas a esta zona transmitidas desde la diáfisis. Es evidente que este elemento cumple su función dado que los esfuerzos registrados en la fractura son menores que los registrados en el “fémur intacto”, los cuales al principio del tratamiento ayudan a su recuperación.

La zona crítica en este elemento, la cual presenta los valores más elevados de esfuerzo de todo el sistema fémur-implante, es el barreno superior donde se inserta el perno 1, ya que es el lugar donde empieza la transmisión de la carga. Se puede apreciar que la distribución de esfuerzos en el clavo tiene forma en espiral, de forma similar a la del fémur.

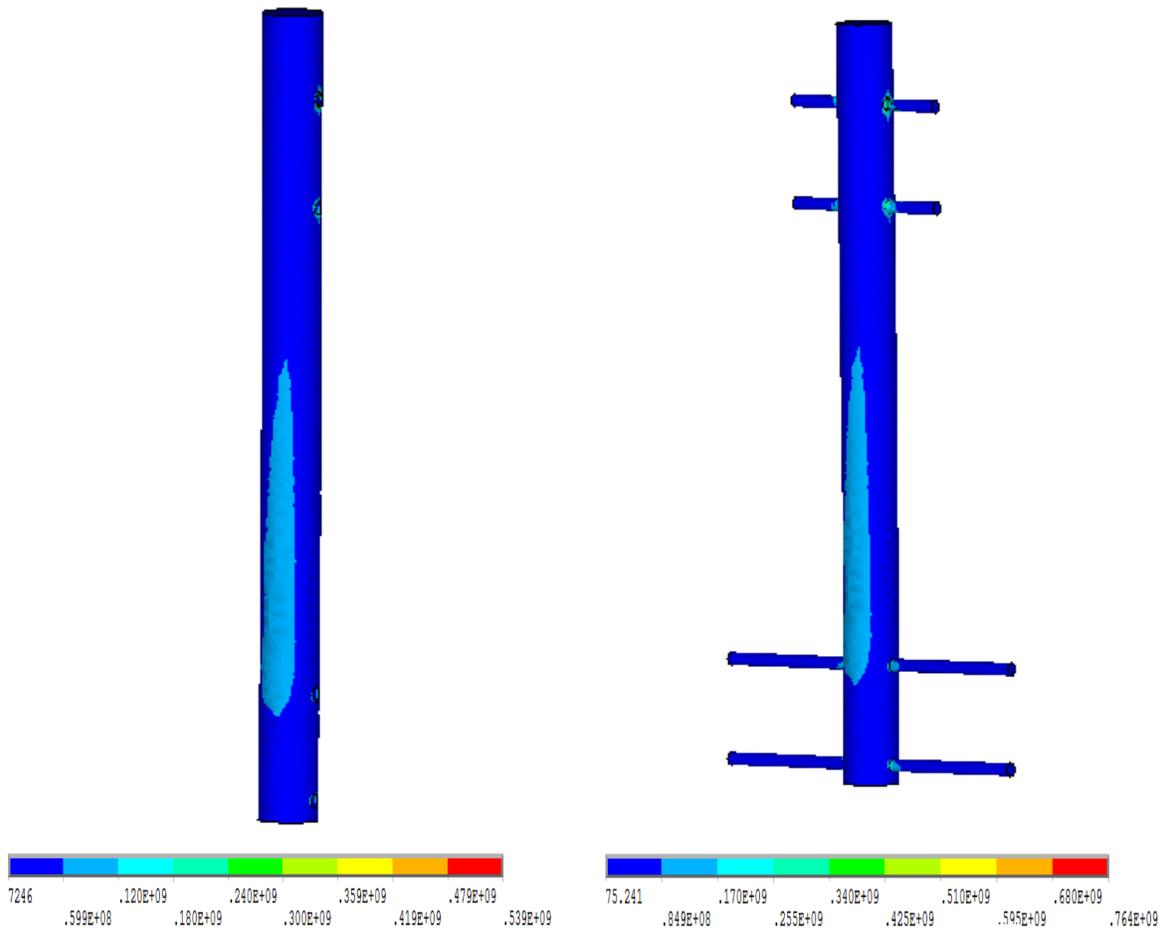


Figura 4.5 Esfuerzos en el clavo

Después del análisis del clavo se describe cada uno de los pernos, empezando por los pernos 1 y 2, los cuales son los más próximos a la cadera seguidos por los pernos 3 y 4, que son los más cercanos a la rodilla.

En los diferentes casos analizados se puede observar cómo el perno superior (perno 1) es el que registra los mayores esfuerzos comparado con los otros tres; esto se debe a que este elemento se encarga de transmitir la carga del hueso al clavo en primera instancia. La unión de este perno con el clavo es la zona más crítica en el sistema como se había descrito anteriormente.

En el siguiente perno (perno 2) se puede percibir una disminución de esfuerzos, no obstante, la magnitud de estos siguen siendo superiores a los apreciados en los componentes óseos. En la figura 4.6 se puede apreciar cómo los esfuerzos en el perno 1 son superiores a los del perno 2, lo que refuerza lo expresado respecto a la función que tiene éste en el desempeño del implante.

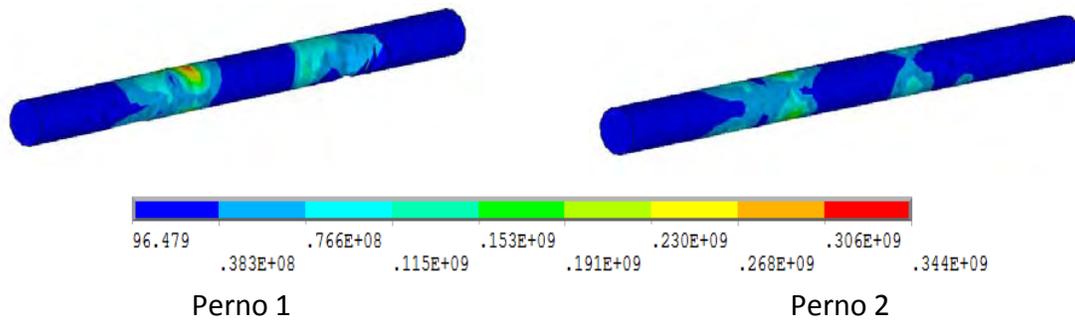


Figura 4.6 Distribución de esfuerzos de von Mises en los pernos superiores (pernos 1 y 2)

Posteriormente, al analizar los pernos que se encuentran en la parte distal del fémur, se puede distinguir cómo disminuyen los esfuerzos en éstos en comparación con los pernos superiores. Esto se debe a que dichos pernos se encuentran relativamente alejados de la zona donde se aplicó la carga inicial. La función de estos pernos es recibir las cargas provenientes del clavo y distribuir las a su vez a la parte distal del fémur, la cual vuelve a ser hueso intacto.

El comportamiento en referencia a la distribución de esfuerzos en los pernos tiene un patrón similar para los 32 casos analizados, siendo una vez más los valores registrados en la magnitud los que diferencian las variables estudiadas.

En las figuras 4.6 y 4.7 se pueden apreciar las diferencias de esfuerzos entre los pernos superiores y los inferiores.

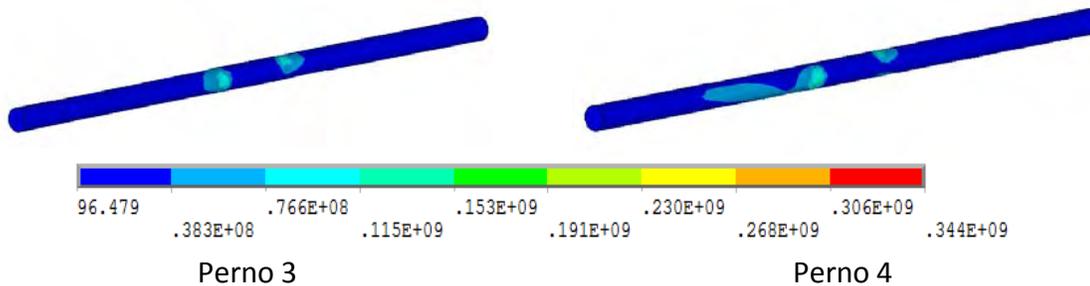
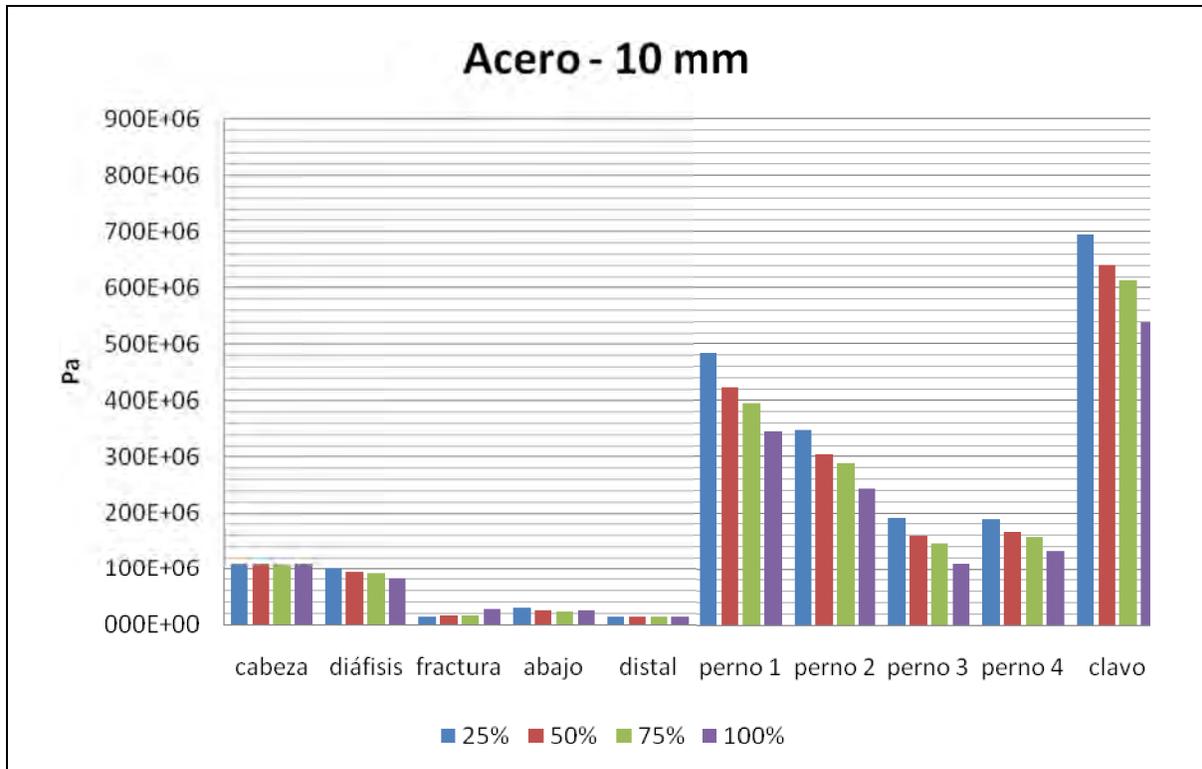


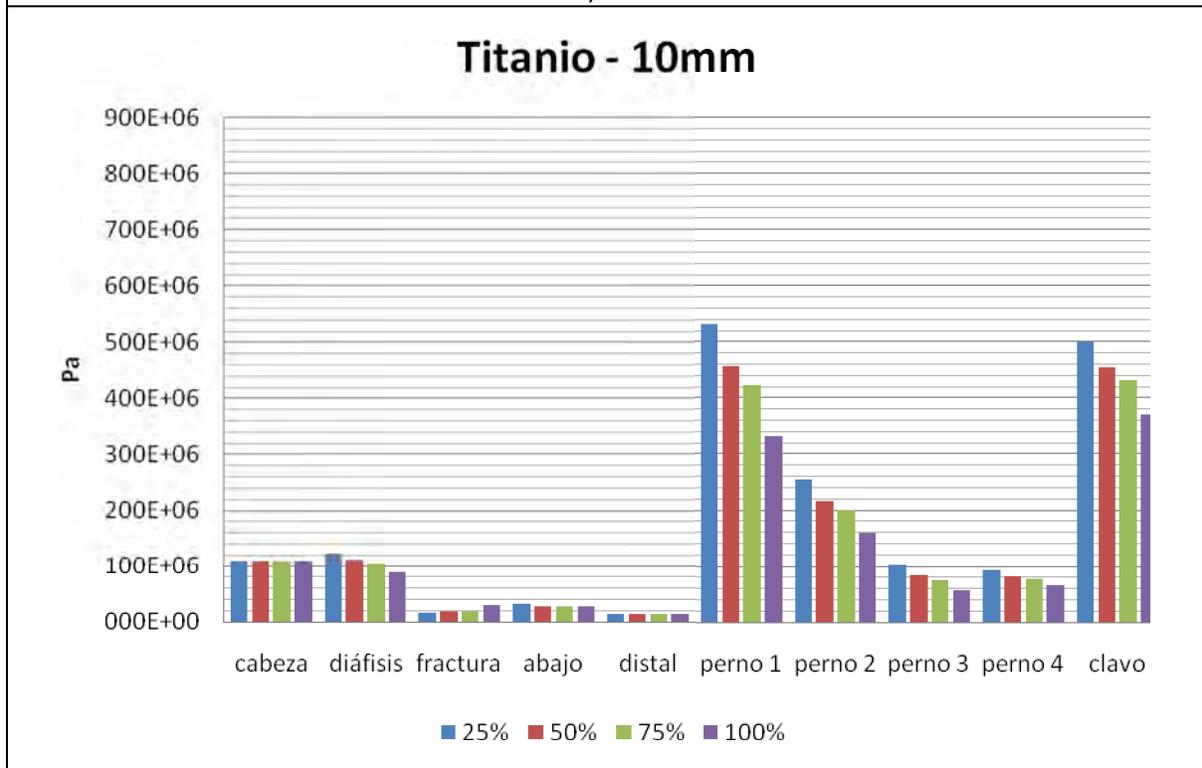
Figura 4.7 Distribución de esfuerzos de von Mises en los pernos inferiores (pernos 3 y 4)

4.3 Análisis con respecto a la consolidación de la fractura

En este apartado se analizaron las gráficas 4.1 a 4.4 en las cuales se describen los esfuerzos de von Mises para todos los modelos simulados. Estas graficas se diseñaron de modo tal que la forma en que se muestran los valores valores sirviera para apreciar el cambio en los esfuerzos con respecto a la consolidación del hueso, ya que a pesar de que los resultados son los esperados, sirven para reafirmar el buen funcionamiento del modelo.

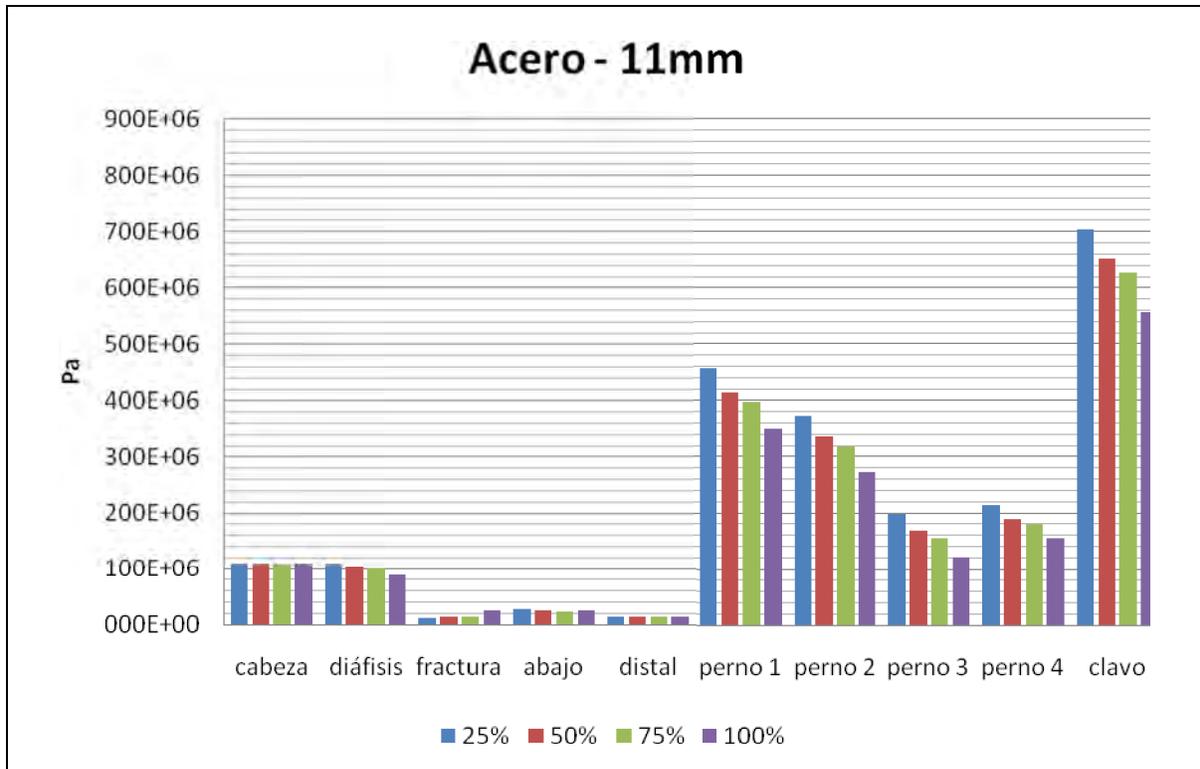


a) Acero

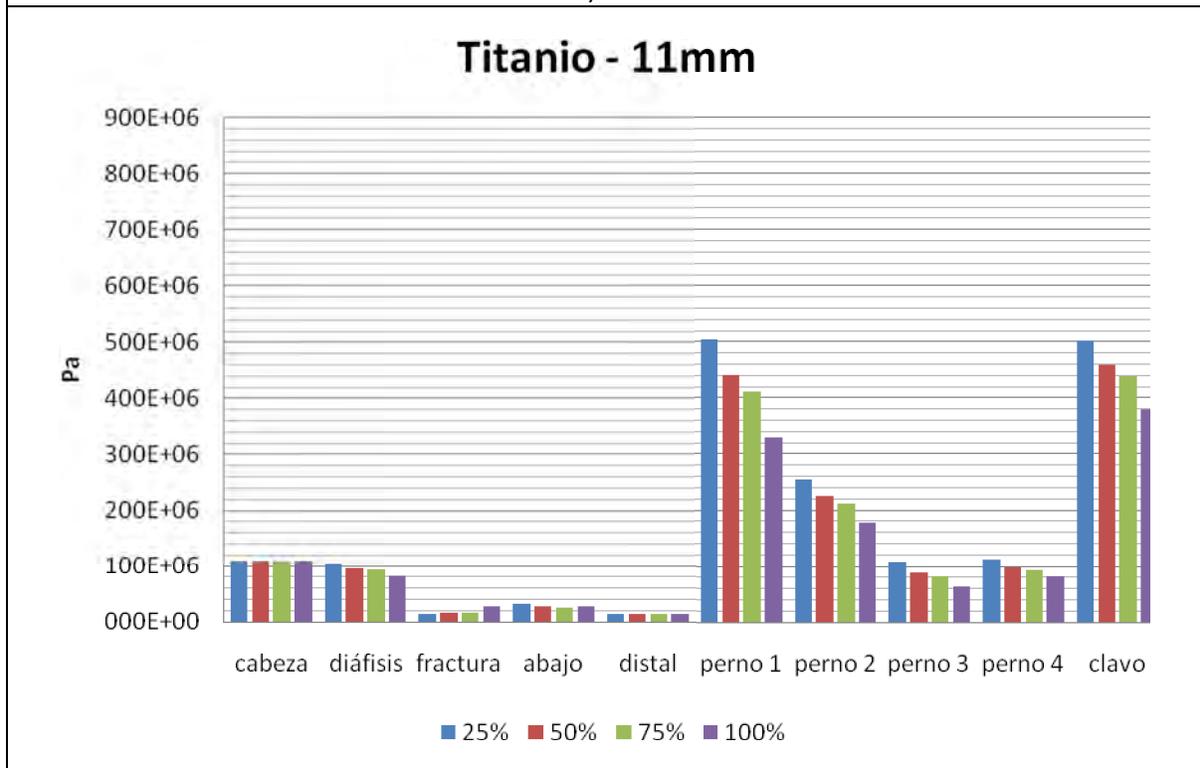


b) Titanio

Gráfica 4.1 Esfuerzos de von Mises para un clavo de 10 mm de diámetro

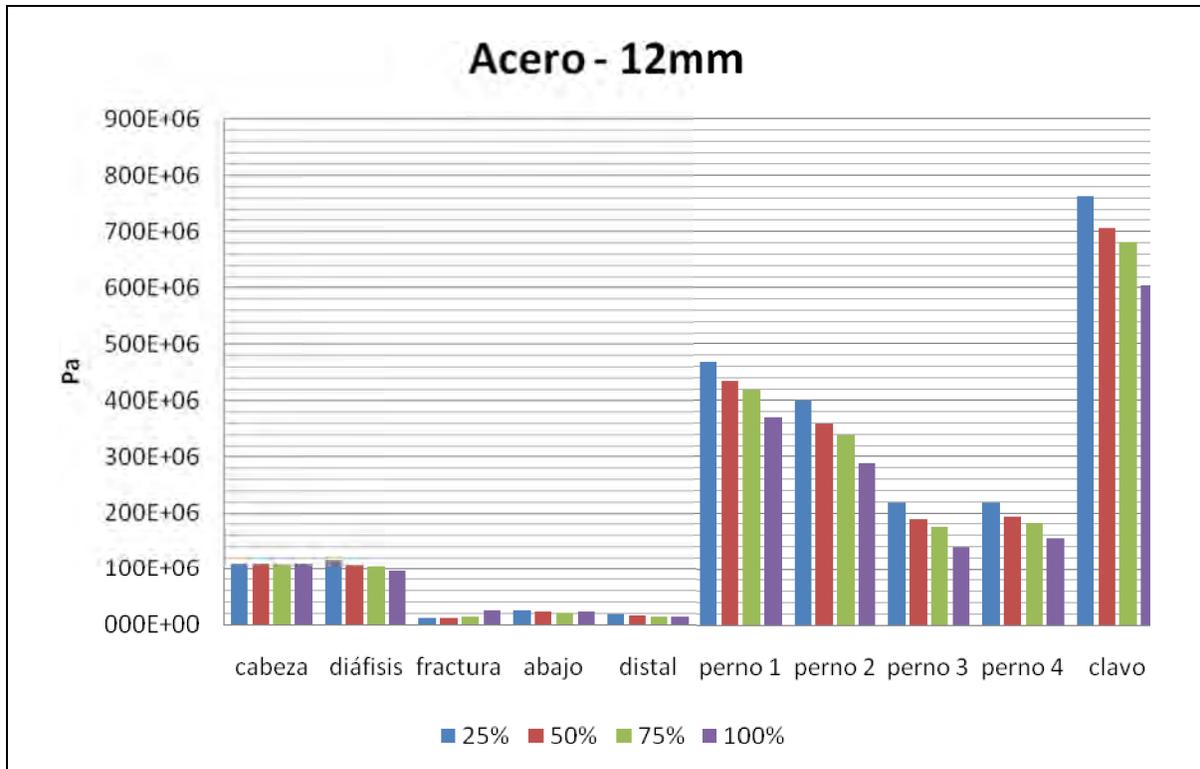


a) Acero

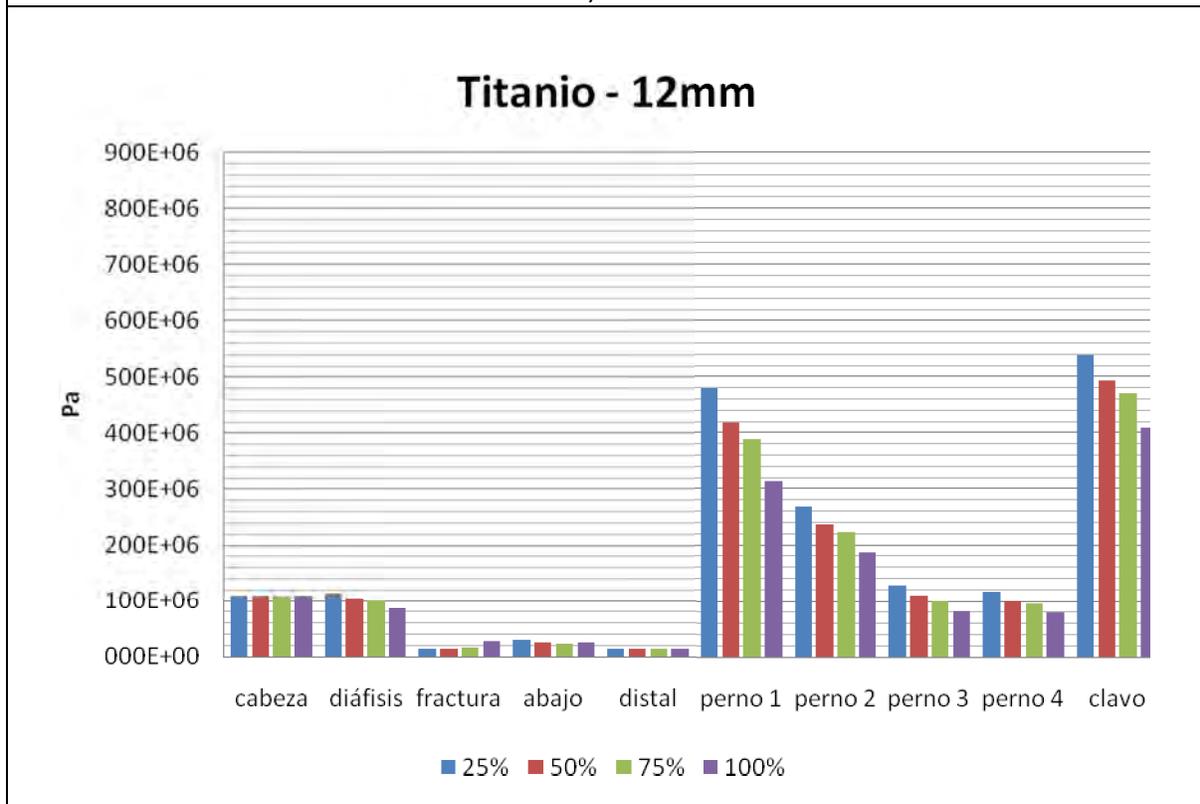


b) Titanio

Gráfica 4.2 Esfuerzos de von Mises para un clavo de 11 mm de diámetro

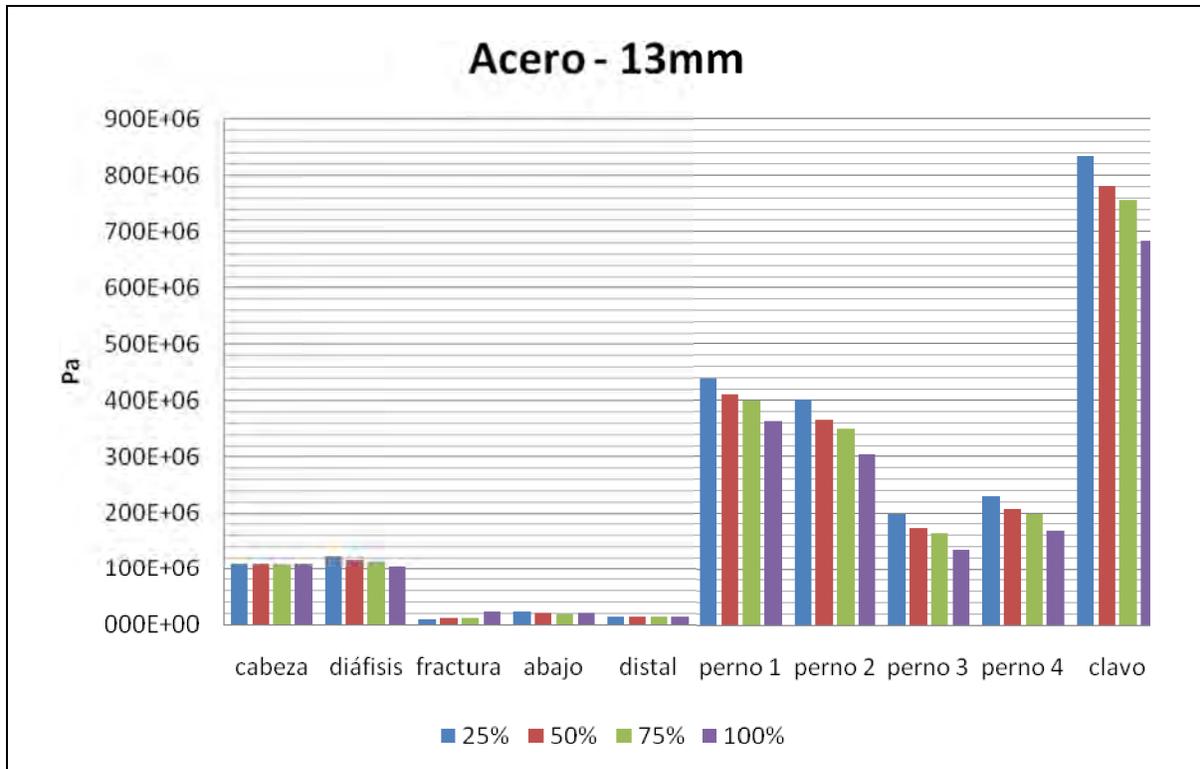


a) Acero

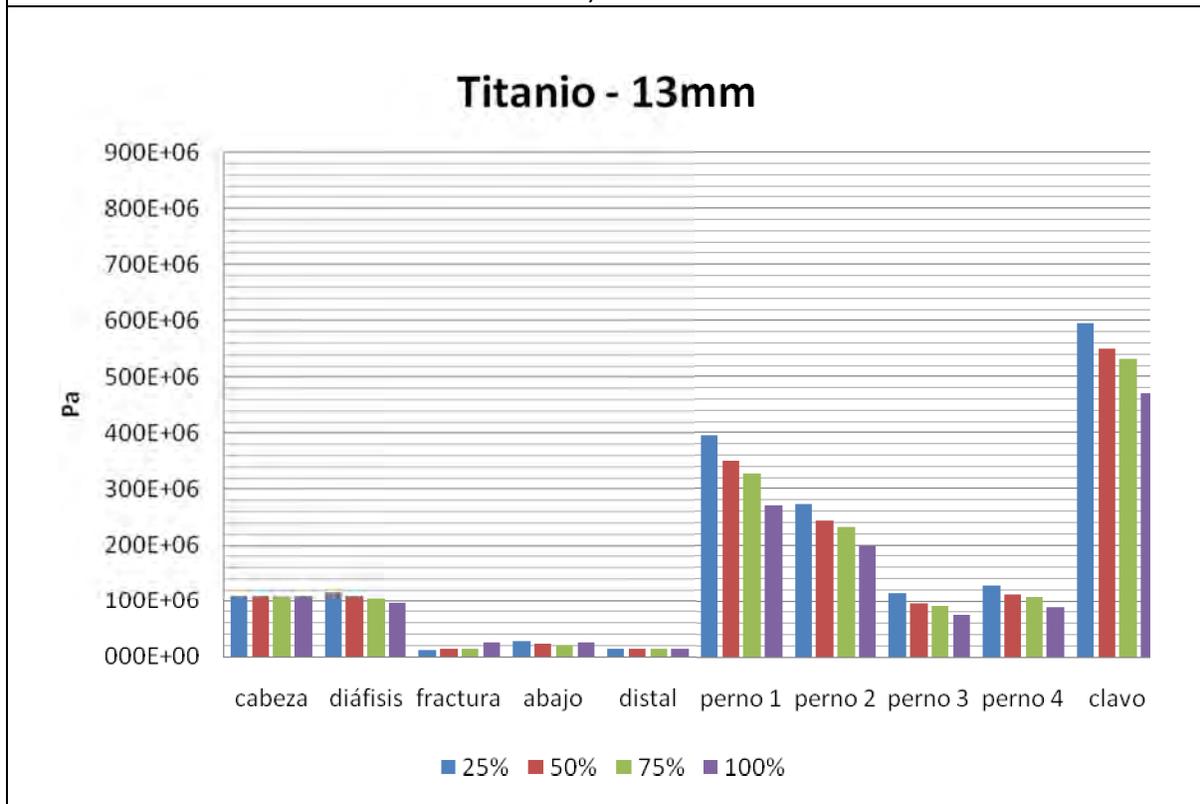


b) Titanio

Gráfica 4.3 Esfuerzos de von Mises para un clavo de 12 mm de diámetro



a) Acero



b) Titanio

Gráfica 4.4 Esfuerzos de von Mises para un clavo de 13 mm de diámetro

En todas las gráficas empleadas se dejó una misma escala para tener una referencia clara de la variación de esfuerzos. Esto facilita la comparación de los esfuerzos entre los materiales utilizados, los diámetros considerados y los grados de consolidación de las fracturas empleadas.

Después de analizar las gráficas anteriores se pudieron observar diferentes tendencias en relación a la recuperación del hueso. Se puede apreciar cómo la consolidación del hueso influye en los esfuerzos que registran todas las zonas estudiadas, exceptuando a la cabeza femoral por las razones anteriormente explicadas.

Como se puede observar en cada una de las gráficas anteriores, los mayores esfuerzos registrados que soporta el implante se perciben cuando el hueso se encuentra a un 25% de su recuperación, como era de esperarse.

Los esfuerzos registrados para este porcentaje de consolidación en el hueso se consideran altos para los materiales utilizados; sin embargo, en la vida real, el paciente al encontrarse en esta situación, utilizaría el apoyo de muletas o estaría principalmente en reposo, sin apoyar el miembro afectado, lo que reduciría el nivel de esfuerzo en el implante.

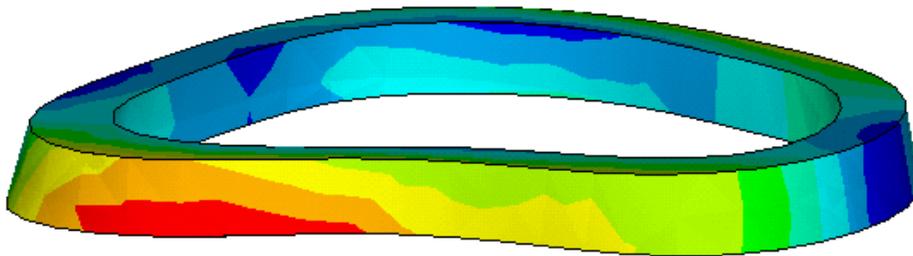
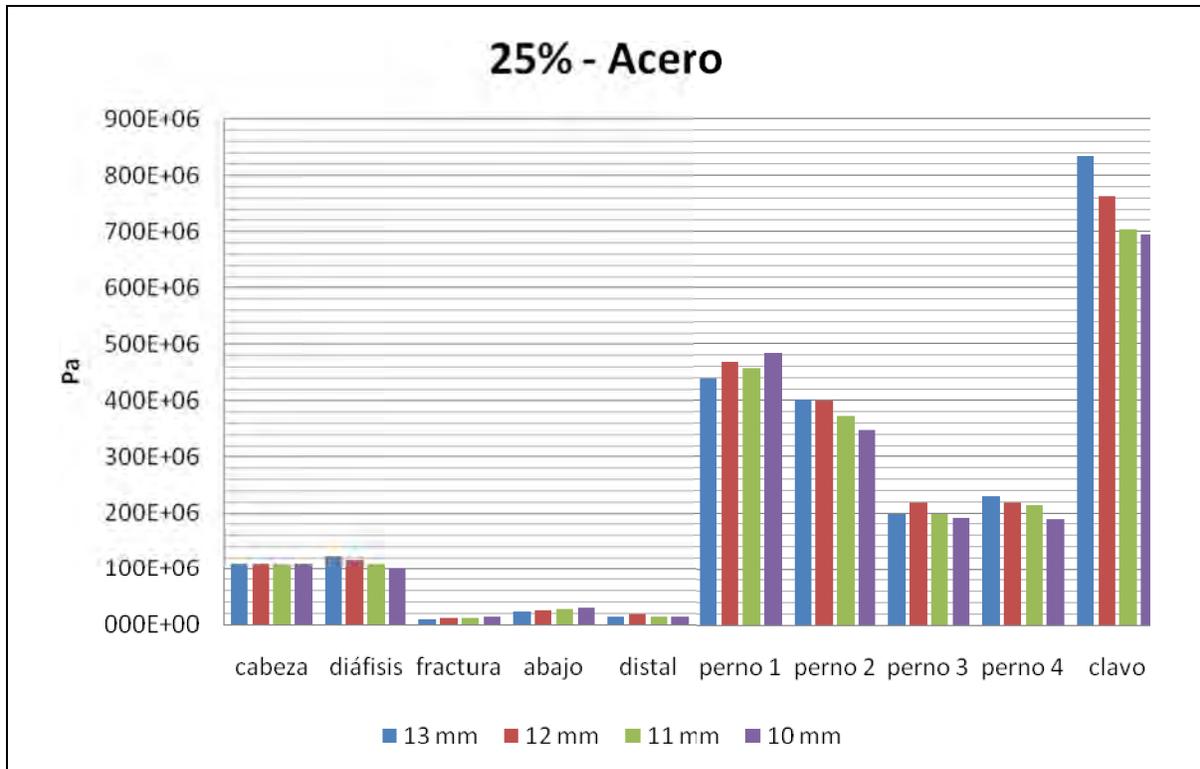


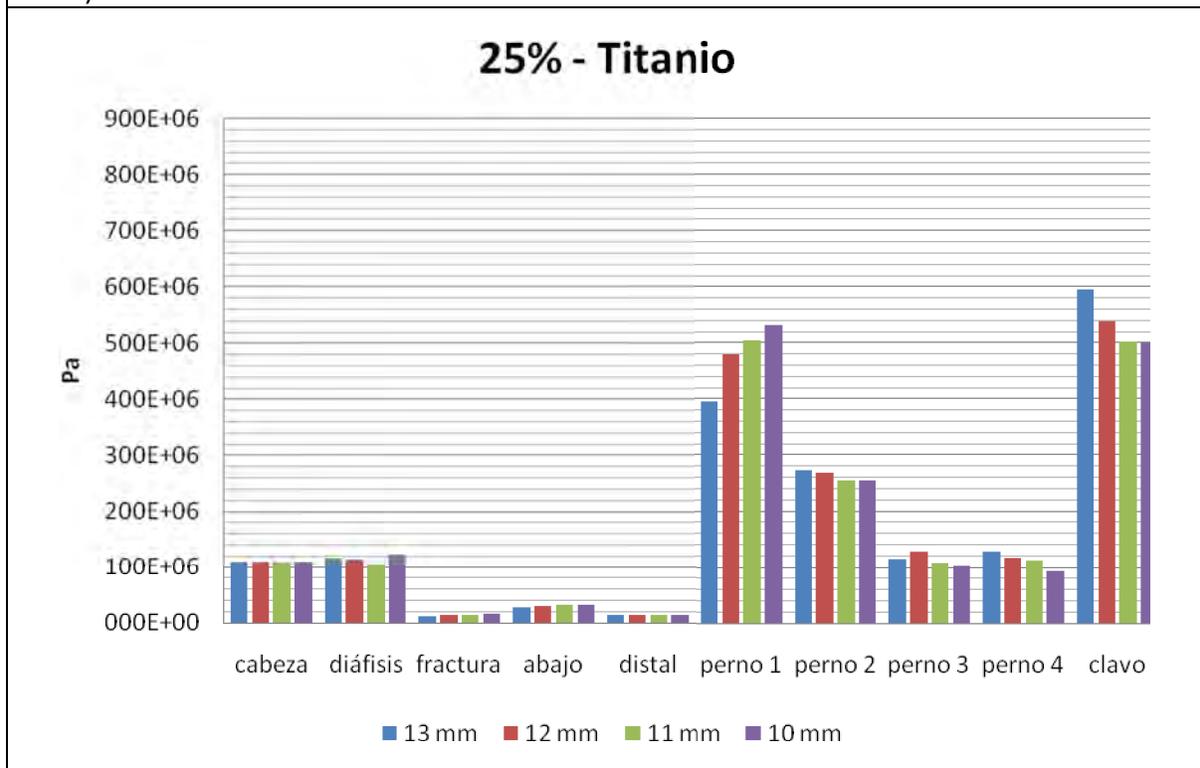
Figura 4.8 Esfuerzos de von Mises en la fractura

4.4 Análisis con respecto a la variación en el diámetro

A continuación se analizan las gráficas 4.5 a 4.8 que, al igual que las gráficas anteriores, detallan los esfuerzos de von Mises para todos los modelos simulados. En estas gráficas los datos se acomodaron de tal forma que se facilitara la visualización en la variación de los esfuerzos con respecto al diámetro del clavo utilizado.

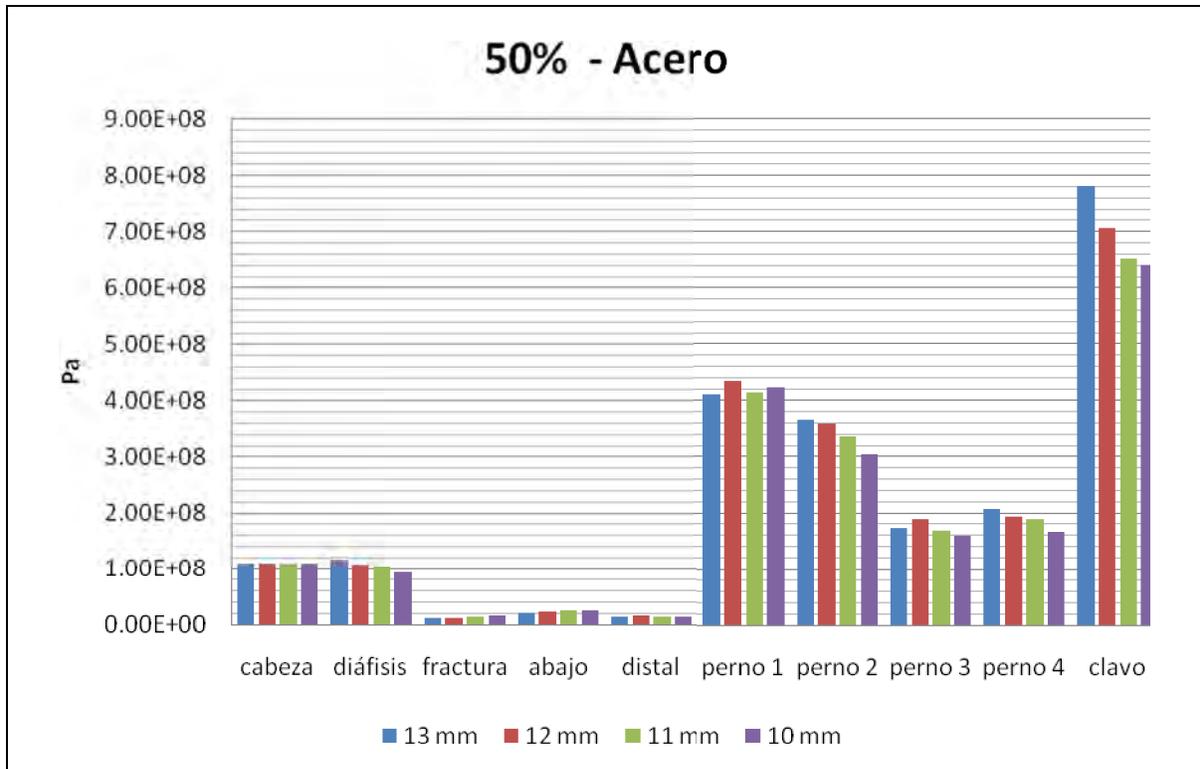


a) Acero

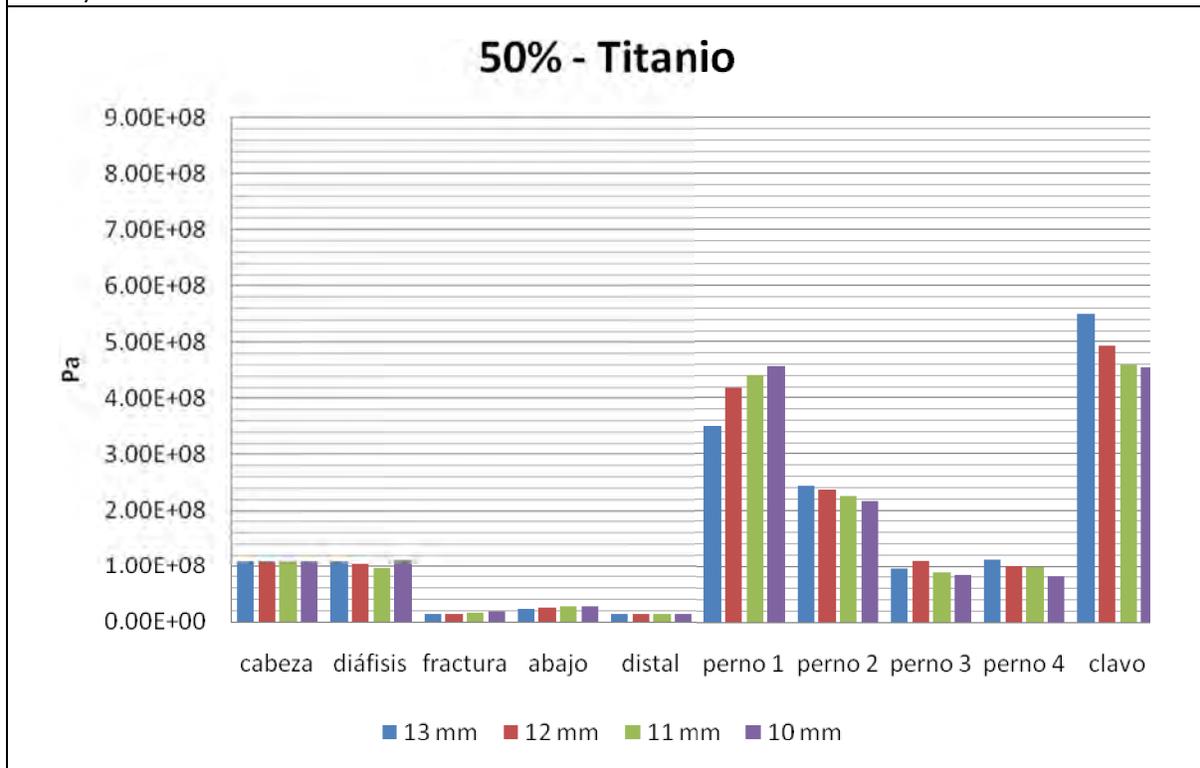


b) Titanio

Gráfica 4.5 Esfuerzos de von Mises para una consolidación del hueso del 25%

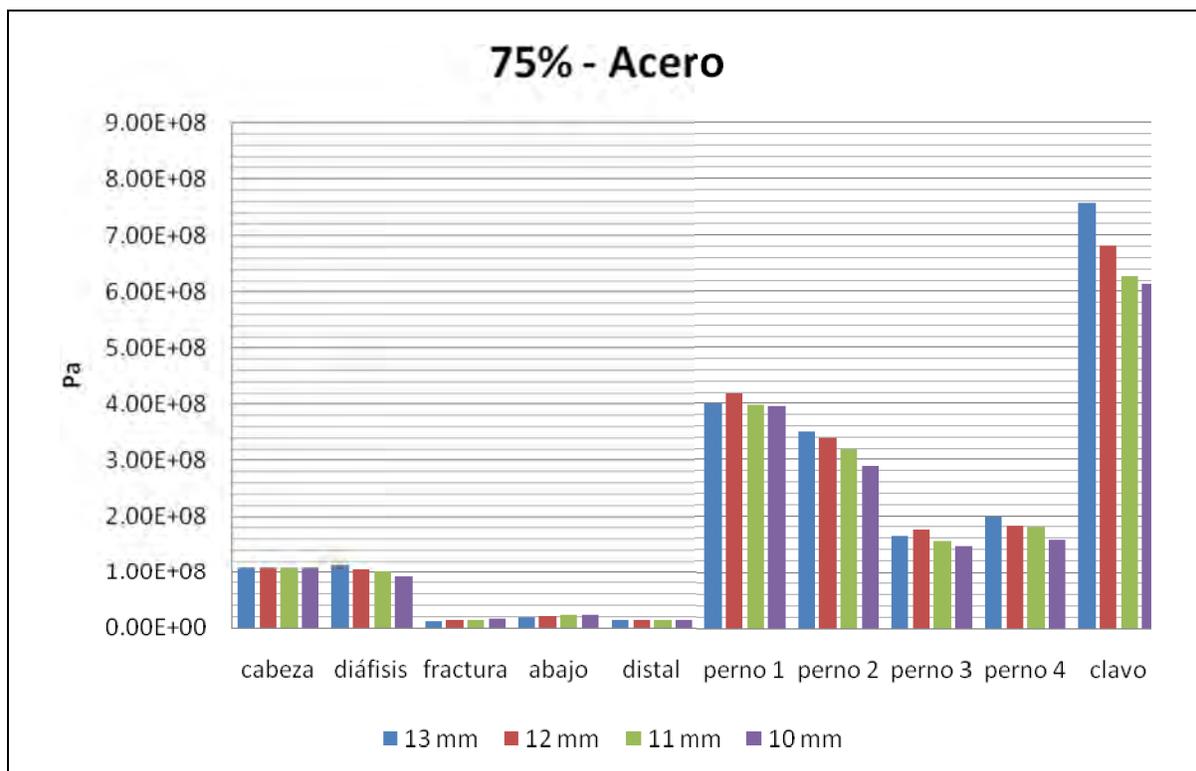


a) Acero

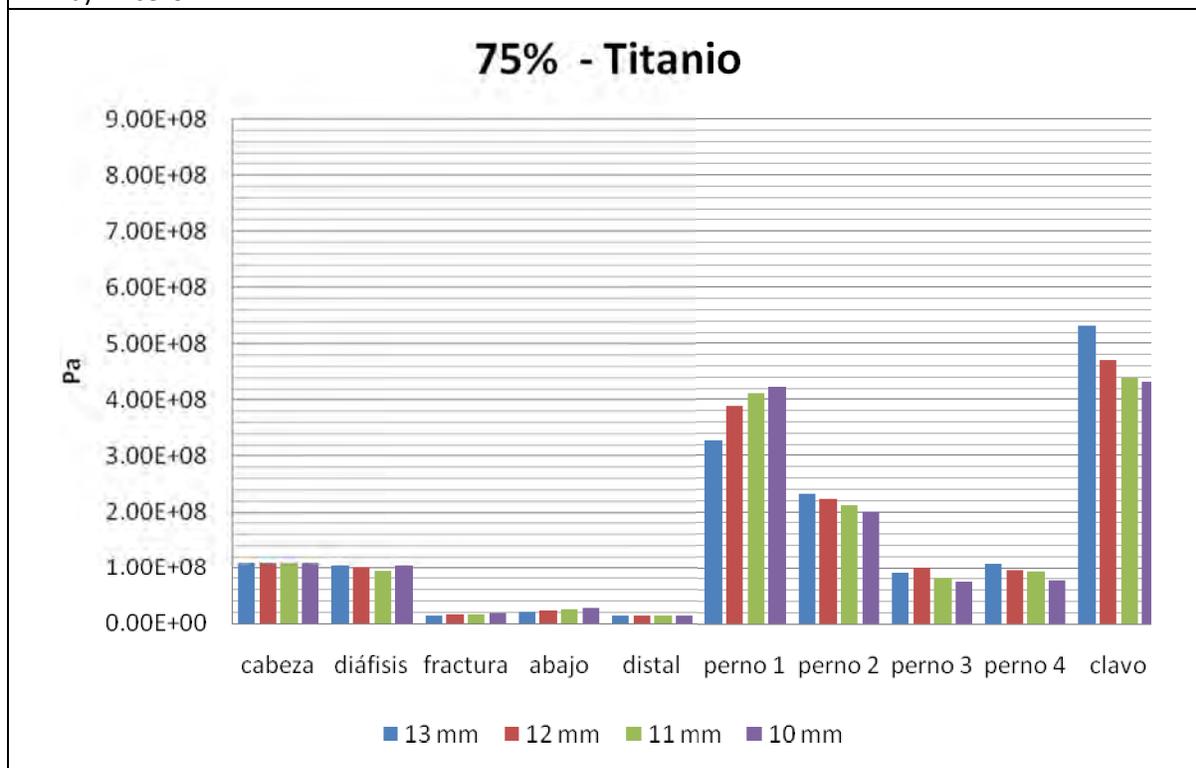


b) Titanio

Gráfica 4.6 Esfuerzos de von Mises para una consolidación del hueso del 50%

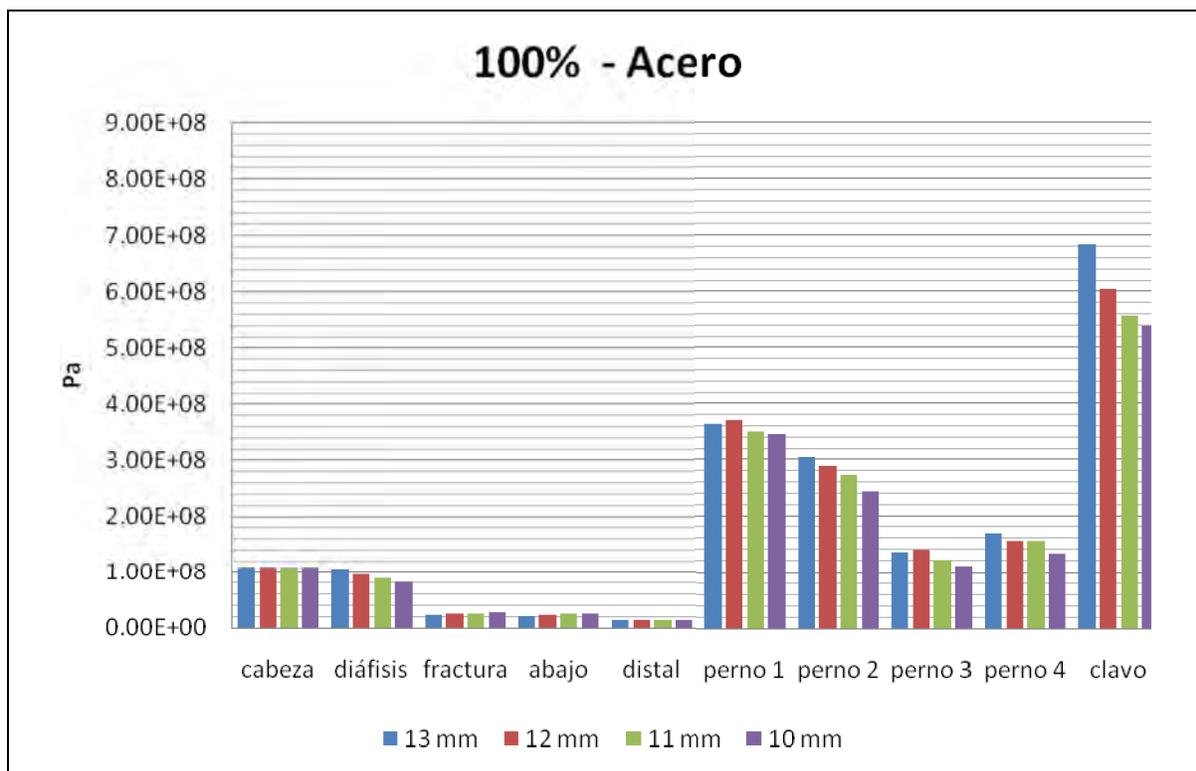


a) Acero

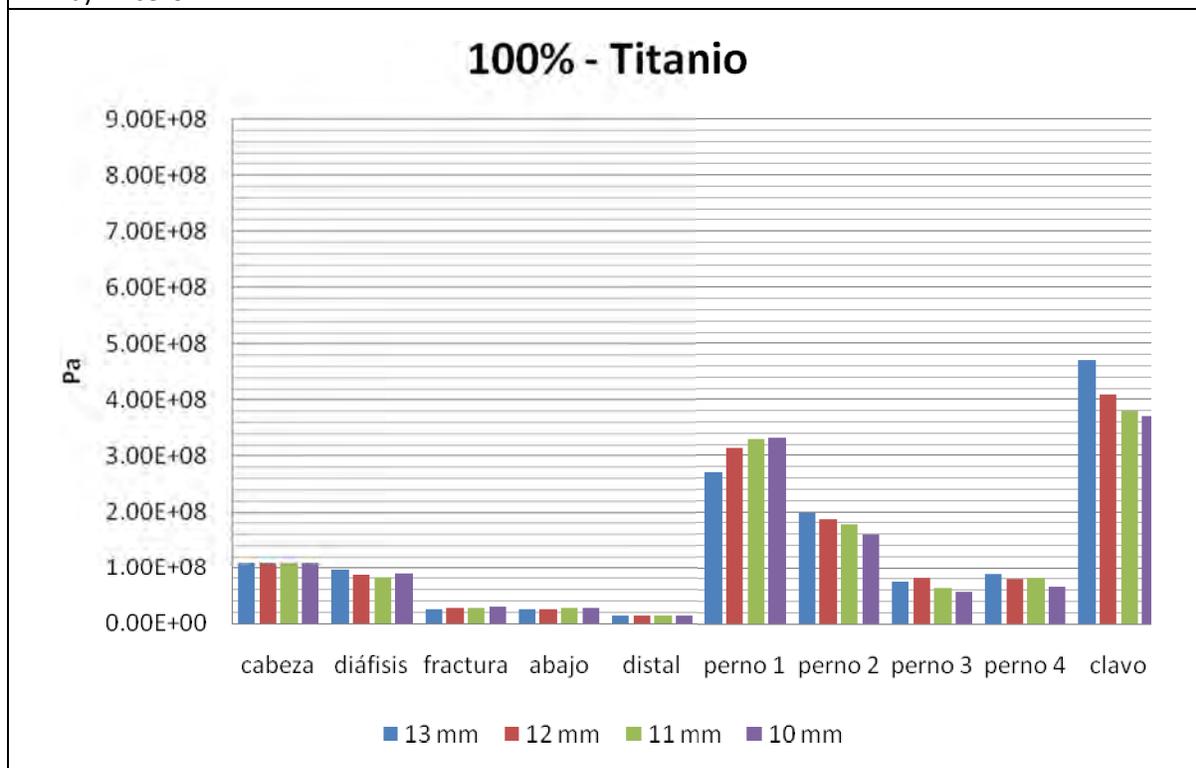


b) Titanio

Gráfica 4.7 Esfuerzos de von Mises para una consolidación del hueso del 75%



a) Acero



b) Titanio

Gráfica 4.8 Esfuerzos de von Mises para una consolidación del hueso del 100%

Los resultados del análisis corroboran la influencia de la geometría del clavo y el efecto provocado por el material empleado en los esfuerzos que el implante y la fractura presentan. La distribución de esfuerzos en el implante disminuye al reducir el módulo de elasticidad del material en los elementos empleados, así, al realizar el análisis con el clavo de acero inoxidable y compararlo con el de titanio la fractura registra esfuerzos menores con el implante de acero que el de titanio, como era de esperarse.

Se pudo observar en las gráficas anteriores cómo el implante de titanio tiene una mejor distribución de esfuerzos con respecto al implante de acero. Los esfuerzos registrados en el clavo de acero son superiores a los de los pernos, al contrario de lo que pasa con el clavo de titanio, cuyos esfuerzos entre el clavo y el perno 1 son muy parecidos para todos los diámetros estudiados. También se observa cómo en el implante hecho de titanio los esfuerzos que se presentan en el clavo y el perno 1 se compensan: entre mayor es el diámetro del clavo el perno recibe menos esfuerzos y viceversa.

En referencia al efecto que tiene el cambio de diámetro en el desempeño del implante, los clavos de menor diámetro soportan tensiones consistentemente menores que los clavos de mayor diámetro debido a la cantidad de material empleado, tanto para el acero como para el titanio; esto a su vez repercute en la consolidación del hueso, ya que los esfuerzos en la fractura decrecen en la medida que aumenta el diámetro del clavo.

En alusión a los casos críticos, se describen a continuación los casos que registran los mayores esfuerzos en el sistema fémur-implante. Estos casos representarían las situaciones que tendrían un mayor riesgo de fallar al momento de ser utilizados.

El caso más crítico analizado en esta tesis en relación a los esfuerzos obtenidos en el implante se encuentra en el caso *acero1325*, el cual representa a un clavo de 13 mm de diámetro con una recuperación de la fractura del 25%. El clavo registra un esfuerzo de 834 [MPa] siendo el esfuerzo registrado más elevado para el sistema en los 32 casos de estudio. La zona de fractura por su parte registra un esfuerzo de 10 [MPa], la cual es el menor esfuerzo que registra la fractura en todos los casos, lo que no es lo más conveniente ya que, de acuerdo con algunos estudios, el hueso necesita un nivel adecuado de estímulos mecánicos para que consolide de forma adecuada. [29, 46]

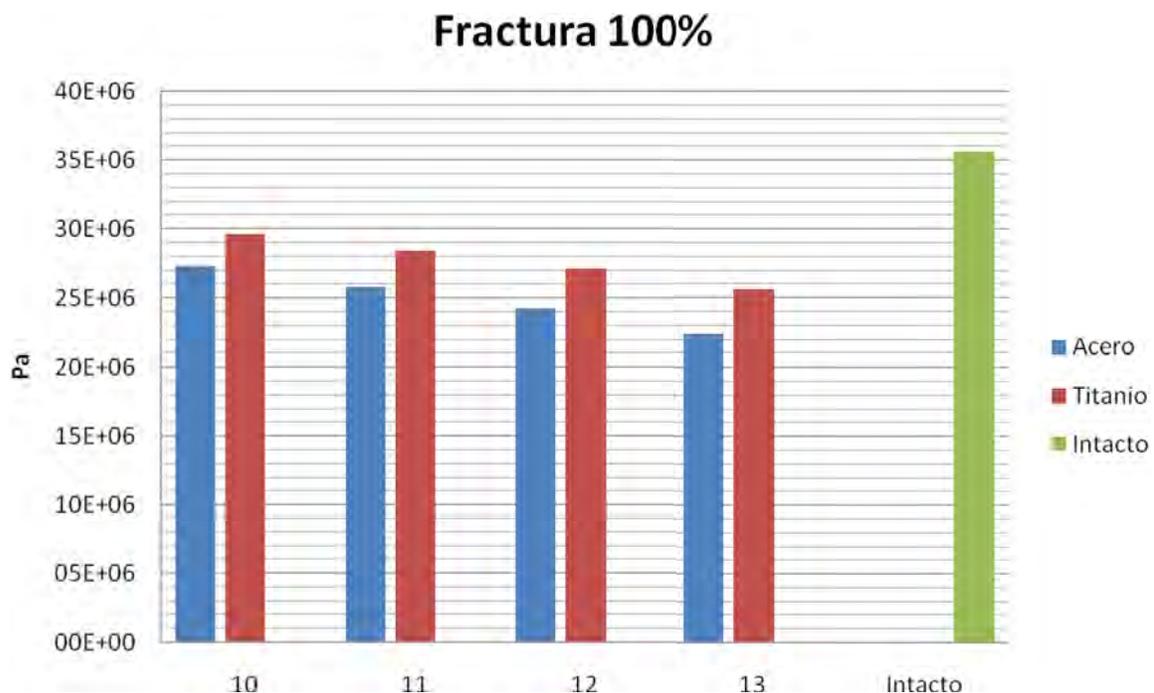
Para los casos simulados en los cuales el implante utilizado se les atribuyeron las propiedades del titanio, el caso más crítico se encuentra en el caso *titanio1325*, el cual al igual que en el caso mencionado anteriormente, representa un clavo de 13 mm de diámetro con una recuperación de la zona de fractura de 25%. El clavo registra un

esfuerzo de 594 [MPa] siendo el esfuerzo más elevado encontrado para el sistema en los casos en los que el clavo es de titanio. La fractura registra un esfuerzo de 12 [MPa] la cual es el registro más bajo para los modelos con clavo de titanio.

Para poder realizar el análisis de esfuerzos que recibe la zona de fractura se utilizó como referencia el caso en el cual se simula el fémur intacto empleado para este estudio, esto con el fin de conocer los esfuerzos registrados en esta zona en condiciones normales.

La simulación descrita anteriormente se elaboró con el fin de obtener una referencia para poder comparar los resultados de esfuerzos registrados en la zona de la fractura y confrontarlos con los distintos casos que incluyen un clavo y sus pernos, los cuales tienen influencia directa en los esfuerzos registrados en esta zona.

En la siguiente gráfica se ilustran los esfuerzos registrados en la zona de fractura para la condición en la que el hueso tiene un 100% de consolidación ósea. Las barras de color azul muestran los esfuerzos registrados en la zona de la fractura para los casos donde se empleó acero, en las cuales se aprecia cómo los implantes de este material absorben un mayor estímulo mecánico, en comparación con las barras rojas que corresponden al clavo de titanio.



Gráfica 4.9 Esfuerzos de von Mises en la zona de fractura una consolidación del hueso del 100%.

Después de haber comparado los resultados mostrados en la grafica anterior, la mejor elección que se puede hacer de los implantes estudiados para este caso fue el implante en el cual el clavo tiene un diámetro de 10 milímetros y el material utilizado es titanio; esto, debido a que los esfuerzos registrados en la fractura son los más parecidos a los que registra el hueso intacto en comparación a los otros implantes. Si le asignamos al nivel de esfuerzo del hueso intacto en el sitio de la fractura el valor de 100%, el clavo de 10 mm de diámetro fabricado en titanio tiene 82.9 % de esfuerzo el cual es más cercano a los esfuerzos en el hueso intacto. La tabla 5.1 muestra todos los porcentajes para los 8 modelos con consolidación completa.

Tabla 5.1 Valor relativo de los esfuerzos en la zona de fractura

Porcentajes de los Esfuerzos en la Zona de Fractura		
	Intacto	100.0 %
10	10 Titanio	82.9 %
11	11 Titanio	79.7 %
10	10 Acero	76.4 %
12	12 Titanio	76.1 %
11	11 Acero	72.2 %
13	13 Titanio	71.7 %
12	12 Acero	67.8 %
13	13 Acero	62.8 %

Es deseable que las partes metálicas estén sometidas a niveles de esfuerzo que no comprometan su integridad. El clavo intramedular es la parte que recibe los más elevados esfuerzos de todo el conjunto, en casi todos los casos. Si se toma como base el esfuerzo de von Mises máximo en el clavo de titanio de 10 mm, el clavo más cercano es el clavo de titanio de 11 mm (3.06%), seguido de los clavos también de titanio de 12 mm (10.96%) y 13 mm (27.64%), a continuación el clavo de acero de 10 mm (45.89%) y los clavos de acero de 11 mm (50.59%), 12 mm (63.88%), y 13 mm (84.86%), lo cual nos demuestra que el titanio es el material más adecuado para este tipo de implante.

Capítulo V Conclusiones

5.1 Conclusiones Generales

El método del elemento finito demostró ser una herramienta computacional muy útil, la cual fue empleada para evaluar el comportamiento mecánico de un sistema hueso-implante modificando los parámetros de diseño, lo que analiza escenarios hipotéticos que no pueden reproducirse de otra forma y con lo cual, permite evaluar la biomecánica de la estabilización de las fracturas en el extremo distal del fémur. Además, éste estudio ofrece elementos al cirujano ortopedista al momento de elegir las dimensiones o el material más apropiado para este tipo de fractura.

La reconstrucción de un modelo tridimensional de un fémur humano a partir de imágenes obtenidas mediante un tomógrafo computarizado resultó ser una metodología eficiente, ya que a pesar de ser un procedimiento dilatado, la geometría que se obtiene resulta ser de una precisión bastante aceptable.

Los modelos tridimensionales de elementos finitos suelen ser muy demandantes en lo que respecta a capacidad de cómputo por lo que el uso de una computadora dotada con suficientes recursos facilitó ampliamente el desarrollo de las simulaciones realizadas.

Los esfuerzos y las deformaciones obtenidos en la simulación para la primera etapa de consolidación de la fractura serían menores en la práctica clínica debido a que las cargas aplicadas al modelo del fémur en estudio no corresponden con las que se verifican durante las etapas postoperatorias tempranas en el caso de este tipo de fractura, ya que los pacientes afectados se encuentran principalmente en reposo o caminan utilizando el apoyo de muletas durante las primeras semanas.

Otro de los aspectos que no se tomó en cuenta para esta tesis fue el papel que tienen los músculos que actúan en cada etapa de la marcha, debido a que éstos son esenciales no sólo para la locomoción en sí, sino que además protegen al hueso de sufrir daño al soportar cargas fisiológicas y su acción reduce el nivel de deformaciones que se presentan cuando el hueso es sometido a carga. Debido a la falta de músculos que aligeren la carga que recibe el fémur y el implante en cuestión, los esfuerzos registrados en el implante resultan ser elevados para cualquiera de los materiales estudiados. Este nivel de esfuerzo podría crear un aflojamiento en los pernos o quizá la falla completa en el sistema, no obstante, es difícil evaluar todas las fuerzas musculares que actúan en cada instante de la marcha, por lo que la situación evaluada es la más crítica.

Si bien el nivel de esfuerzos resultó elevado debido a las condiciones establecidas en los párrafos anteriores el estudio permitió encontrar los parámetros de diseño que causen que el hueso reciba un nivel de esfuerzos lo más parecido a un fémur intacto, lo cual es el objetivo primordial para este tipo de implantes.

La mejor elección que se puede hacer de los implantes estudiados para este caso fue el implante en el cual el clavo tiene un diámetro de 10 milímetros y el material utilizado es titanio; esto, debido a que los esfuerzos registrados en la fractura son los más parecidos (82.9 %) a los que registra el hueso intacto en comparación a los otros implantes. Por ende, el principal problema que tienen los implantes de mayor diámetro es que debido a la cantidad de material empleado hace que el implante absorba los esfuerzos que deberían recaer en la fractura, retardando así la consolidación del hueso.

Los dos escenarios más probables para que ocurriera una falla mecánica del sistema en ausencia de un traumatismo severo son, por una parte que los pernos se deslizaran de su posición, fenómeno que se conoce como migración. Cuando las cargas sobre los pernos son muy elevadas pueden causar que éstos migren y de esta forma aflojan el implante causando su falla. Por otra parte, es posible que el clavo sufra una ruptura por fatiga en la unión de mismo con el perno¹, ya que en este punto se concentran los esfuerzos más elevados y es en este lugar donde podría existir una falla en el material. El empleo de un clavo de titanio de 10 mm de diámetro minimiza el riesgo de falla en este implante.

5.2 Trabajo Futuro

En este trabajo de tesis se desarrolló un modelo lineal, el cual no reproduce con precisión los contactos entre el hueso y el clavo. Un nuevo estudio plantearía crear un modelo no lineal por contacto tanto en la unión del clavo y el hueso, como entre los pernos y el fémur.

Se requieren también simular otros tipos de fractura, ya que en este estudio se analizó la fractura más común. En algunos casos el tratamiento indicado requiere del uso de alambres que mantienen unido al hueso, lo que se conoce como cerclaje. En estos casos habría que introducir estos elementos a los modelos de elementos finitos para validar su funcionamiento.

De igual forma es posible estudiar otros parámetros de diseño, tales como la ubicación de los pernos bloqueadores, la longitud del clavo, así como el empleo de pernos de distinto diámetro. Estos factores también pueden jugar un papel importante en el desempeño biomecánico del implante

Por último, habría que validar experimentalmente los hallazgos encontrados mediante el Método de Elementos Finitos. La opción que parece más viable es emplear huesos de cadáver instrumentados con galgas extensiométricas. Finalmente, un estudio clínico controlado corroboraría los resultados numéricos y experimentales.

Bibliografía

Capítulo I

- [1] García-Porrero, J.A. y Hurlé, J.M. Anatomía Humana. Primera Edición. Mc Graw Hill Interamericana. 2005
- [2] Buckwalter J.A., Glimcher M.J., Cooper R.R., Recker R. Bone Biology Part 1: Structure, Blood supply, Cells, Matrix and Mineralization. The Journal of Bone and Joint Surgery, Pages 1945-6, 1996.
- [3] Bloom y Fawcett, D.W. Tratado de Histología. 12° Edición. Mc Graw Hill Interamericana. 1995.
- [4] www.juntadeandalucia.es/averroes/~29701428/salud/osteo.htm, Enero 2008
- [5] www.rush.edu/spanish/sadult/bone/bone.html, Enero 2008
- [6] Anthony C. Anatomía y Fisiología. Novena Edición. Editorial Iberoamerica. México 1997
- [7] American Academy of Orthopaedic Surgeons, <http://www.aaos.org>, Febrero 2008
- [8] Millet M., Moran C.G. Fractures and dislocations around the knee. Orthopaedic V: injuries to the spine, pelvis and lower limbs. Surgery, Volume 25, Issue 10, Pages 434-438 October 2007
- [9] www.futbolactual.com/noticias/las-lesiones-de-rodilla-una-plaga, Febrero 2008
- [10] www.scar.utoronto.ca/~sawchukl/web/images/bones_Hlres_pdf/femur.pdf, Febrero 2008
- [11] es.wikipedia.org/wiki/Imagen:Femur_head.png, Marzo 2008
- [12] es.wikipedia.org/wiki/Imagen:Gray246.png, Marzo 2008
- [13] www.iqb.es/cbasicas/anatomia/rodilla/u.htm, Marzo 2008
- [14] Mediclopedia <http://www.iqb.es/cbasicas/anatomia/rodilla> Instituto Químico Biológico, España, Marzo 2008

Capítulo II

[15] Ruiz del Pino J., Hazañas Ruiz S., Conde Melgar M. J., Enríquez Álvarez E., Jiménez Peña Mellado E. Fracturas: Conceptos Generales y Tratamiento. www.aofoundation.org, Abril 2008

[16] http://escuela.med.puc.cl/paginas/publicaciones/textotraumatologia/Trau_Secc01/Trau_Sec01_06b.html, Mayo 2008

[17] Millet M., Moran C.G. Fractures and dislocations around the knee. Orthopaedic V: injuries to the spine, pelvis and lower limbs. Surgery, Volume 25, Issue 10, Pages 434-438 October 2007.

[18] Fuentes J. L., Aguilar D. Resultados de las Fracturas De Fémur Tratadas con Clavos Medulares Retrógrados. Managua, Nicaragua. 2003.

[19] Saura Mendoza E., Saura Sánchez E. Osteosíntesis Percutánea en Fracturas de Fémur Distal, Servicio de Ortopedia y Traumatología, Hospital General Universitario de Elche. España. 2006.

[20] http://www.reshealth.org/sub_esp/yourhealth/healthinfo/default.cfm?pageID=P05864, Mayo 2008.

[21] http://escuela.med.puc.cl/paginas/publicaciones/textotraumatologia/Trau_Secc01/Trau_Sec01_17.html, Junio 2008.

[22] García M., Ortega T. Elementos de Osteosíntesis de uso Habitual en Fracturas del Esqueleto Apendicular: Evaluación Radiológica. Revista Chilena de Radiología, Pags. 58-70, 2005.

[23] J.B. Gynning, D. Hansen, Treatment of distal femoral fractures with intramedullary supracondylar nails in elderly patients Injury, Volume 30, Issue 1, Pages 43-46, January 1999.

[24] Laurence M., Jerome A., Benjamin M., Michael G., Paul Smirthwaite, Comparative endurance testing of the Biomet Matthews nail and the dynamic compression screw, in simulated condylar and supracondylar femoral fractures. BioMedical Engineering OnLine 2008.

[25] Rodríguez Flores J.L. Clavo retrógrado en fracturas supracondíleas de fémur. Ortho-tips Vol. 2 No. 1 Pags. 48-52, 2006.

[26] Devendra M., Christopher C., Jonathan K., Depressed femoral condyle fracture, *Injury Extra*, Volume 39, Issue 1, Pages 30-33, January 2008.

[27] Hsuan-Ti Huang, Peng-Ju Huang, Jiing-Yuan Su, Sen-Yuen Lin, Indirect reduction and bridge plating of supracondylar fractures of the femur *Injury*, Volume 34, Issue 2, Pages 135-140, February 2003.

[28] http://escuela.med.puc.cl/publ/PatologiaGeneral/Patol_082.html, Junio 2008.

[29] Buckwalter, J A : Glimcher, M J : Cooper, R R : Recker, R. Bone Biology Part II: Formation Form Modeling Remodeling and Regulation of the Cell Function. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, Pages 1276-1289, 1996.

Capítulo III

[30] Viceconti M, Davinelli M, Taddei F, Cappello A. Automatic generation of accurate subject-specific bone finite element models to be use in clinical studies. *Journal of Biomechanics*, Volume 37, Issue 10, Pages 1597-1605, October 2004.

[31] Dominguez Hernandez V.M., Carbajal Romero M.F., Urriolagoitia Calderón G., Hernández Gómez L. H., Rico Martínez G., Damián- Noriega Z., Lomelí Mejía P.A. Biomecánica de un Fémur Sometido a Carga. Desarrollo de un Modelo Tridimensional por Medio del Método del Elemento Finito. *Revista Mexicana de Ortopedia y Traumatología*, Pags. 633-638, 1999.

[32] García J. M., Doblaré M., Cegoñino J., Bone remodelling simulation: a tool for implant design. *Computational Materials Science*, Volume 25, Issues 1-2, Pages 100-114, September 2002.

[33] Peter J. Laz, Joshua Q. Stowe, Mark A. Baldwin, Anthony J. Petrella, Paul J. Rullkoetter Incorporating uncertainty in mechanical properties for finite element-based evaluation of bone mechanics. *Journal of Biomechanics*, Volume 40, Issue 13, Pages 2831-2836, 2007.

[34] Cegoñino J., García Aznara M., Doblaré M., Palancab D., Seralb B., Seralb F., A Comparative Analysis of Different Treatments for Distal Femur Fractures Using The finite Element Method. *Computer Methods In Biomechanics And Biomedical Engineering*. Vol. 7, No. 5, Pages 245-256, 2004.

[35] Duda N., Heller M., Albinger J., Schulz O., Schneider E., Claes L. Influence of muscle forces on femoral strain distribution *Journal of Biomechanics*, Volume 31, Issue 9, Pages 841-846, September 1998

[36] Pérez Villalobos I. Estudio por elementos finitos de la carpectomía de una muñeca, Universitat Politècnica de Catalunya, Noviembre 2007.

[37] Harrysson O., Hosni Y. A., Nayfeh J.F. Custom-designed orthopedic implants evaluated using finite element analysis of patient-specific computed tomography data: femoral-component case study BMC Musculoskelet Disord. 2007; 8: 91. Published online September 2007.

[38] Domínguez Hernández V.M., Araujo Monsalvo V.M., Silva Lomelí J.J., Rico Martínez G., Linares González L.M., Delgado Cedillo E. Riesgo de fractura del clavo intramedular en un espaciador tumoral para rodilla. Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica Vol. XXIV, Núm. 2, Pags. 144-154, Septiembre 2003.

[39] Helgason Benedikt, Taddei Fulvia, Pálsson Halldór, Schileo Enrico, Cristofolini Luca, Viceconti Marco, Brynjólfsson Sigurður. A modified method for assigning material properties to FE models of bones. Medical Engineering & Physics, Volume 30, Issue 4, Pages 444-453, May 2008.

[40] Taylor M.E., Tanner K. E., Freeman M.A.R. and Yettram A.L., Stress and strain distribution within the intact femur: compression or bending? Medical Engineering & Physics Volume 18, Issue 2, Pages 122-131, March 1996.

[41] Speirs Andrew, O. Heller Markus, Duda Georg N., Taylor William R., Physiologically based boundary conditions in finite element modeling. Journal of Biomechanics, Volume 40, Issue 10, Pages 2318-2323, 2007.

[42] Yosibasha Z., Trabelsia N., Milgrom C., Reliable simulations of the human proximal femur by high-order finite element analysis validated by experimental observations, Journal of Biomechanics, Volume 40, Pages 3688-3699, 2007.

[43] Charalampos B., Jan K., Ian F., Andrew A. The effect of muscle loading on the simulation of bone remodelling in the proximal femur. Journal of Biomechanics, Volume 38, Issue 1, Pages 133-139, January 2005.

[44] Kleemann Ralf U., Heller Markus, Stoeckle Ulrich, William R., Duda Georg N., The loading arising from increased femoral anteversion and offset may lead to critical cement stresses. Journal of Orthopaedic Research, Volume 21, Issue 5, Pages 767-774, 2003

[45] Rodríguez Flores J.L. Clavo retrógrado en fracturas supracondíleas de fémur. Ortho-tips Vol. 2 No. 1 Pags. 48-52, 2006.

Capítulo IV

[46] Huiskes R. If bone is the answer, then what is the question? *Journal of Anatomy*, 197:2, Pages 145-156, 2000.