



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA
DE MÉXICO**

FACULTAD DE INGENIERÍA

**DETERMINACIÓN DE LA RIGIDEZ
ESTRUCTURAL DE UN FÉMUR HUMANO
MEDIANTE FEM**

T E S I S

**QUE PARA OBTENER EL TITULO DE:
INGENIERO MECÁNICO**

P R E S E N T A:

MARCOS DAVID LEÓN ENRIQUEZ

DIRECTOR DE TESIS

M. en I. EDGAR ISAAC RAMÍREZ DÍAZ



CD. UNIVERSITARIA

2015

Agradecimientos

A mis padres por todo el apoyo y motivación durante tantos años, que me ayudaron a superar los obstáculos más grandes, me forjaron como la persona que soy y muchos de mis logros se los debo a ustedes entre ellos este, sin ellos nada de esto hubiera sido posible; les agradezco por todo.

A toda mi familia, pero en especial a mis abuelos Javier y Antonia, y mi tío Placido que me motivaron y guiaron para conseguir grandes logros, ustedes me han aportado grandes experiencias y aprendizajes a mi vida.

A mis amigos que estuvieron en las etapas más importantes de mi vida, gracias por el apoyo y consejos, gracias a mis amigos de la facultad por tantos momentos buenos y por llevarme amistades para toda la vida.

A la Universidad Nacional Autónoma de México y la Facultad de Ingeniería por la formación académica y personal brindada.

A mi director de tesis el M en I. Edgar Isaac Ramírez Díaz por todo el conocimiento aportado para la realización de ésta tesis, por todo el tiempo invertido para responder todas mis preguntas y por llevar por buen camino ésta tesis.

A mis sinodales Dr. Armando Ortiz Prado, Dr. Lázaro Morales Acosta, M.I. Osvaldo Ruiz Cervantes y al Ing. Martín Bárcenas Escobar por el tiempo dedicado en las correcciones de mi tesis.

A la UDIATEM (Unidad de Investigación y Asistencia Técnica en materiales) por la ayuda prestada para la realización de este trabajo.

Al Dr. Armando Alpízar Aguirre del Instituto Nacional de Rehabilitación por proporcionar las tomografías para este estudio.

PRÓLOGO.....	3
CAPÍTULO 1: ESQUELETO Y HUESOS	5
1.1 Introducción.	5
1.2 Generalidades de los huesos.	5
1.2.1 Estructura ósea.	5
1.2.2 Hueso cortical.	5
1.2.3 Hueso trabecular.	6
1.3 Fisiología del esqueleto humano.	6
1.4 Clasificación de los huesos.	7
1.4.1 Huesos largos.....	8
1.4.2 Huesos cortos.....	8
1.4.3 Huesos planos.....	9
1.4.4 Huesos irregulares.	10
1.5 Comportamiento mecánico de los huesos.	10
1.6 Fémur humano.	11
1.6.1 Epífisis proximal o superior.....	12
1.6.2 Cuerpo del fémur o diáfisis.	13
1.6.3 Epífisis distal o inferior.....	14
CAPÍTULO 2: PRUEBAS MECÁNICAS EN HUESO.....	16
2.1 Introducción.	16
2.2 Ensayo de tracción.	16
2.3 Ensayo de compresión.	17
2.4 Ensayo de torsión.	18
2.5 Ensayo de flexión.	19
2.6 Comportamiento mecánico en ensayos del hueso.....	20
CAPÍTULO 3: RECONSTRUCCIÓN DE MODELOS MEDIANTE TOMOGRAFÍAS AXIALES COMPUTARIZADAS (TAC).....	26
3.1 Introducción.	26

3.2 Metodologías de reconstrucción de modelos 3D.....	26
3.3 Reconstrucción de modelo 3D.....	32
3.4 Ensayos de flexión mediante elemento finito.....	36
 CAPÍTULO 4: METODOLOGÍA PARA LA GENERACIÓN DE UN MODELO 3D DE FÉMUR HUMANO A PARTIR DE TOMOGRAFÍAS AXIALES COMPUTARIZADAS.	40
4.1 Postprocesamiento de tomografías axiales computarizadas.	40
4.2 Generación de modelo de un fémur humano.....	42
4.3 Simplificación del mallado.....	44
4.4 Simulación de ensayos de flexión en cuatro puntos en el software Abaqus®.....	45
4.4.1 Asignación de propiedades.	45
 CAPITULO 5: ANÁLISIS DE RESULTADOS	48
5.1 Ensayos de flexión en cuatro puntos.	48
5.1.1 Modelo 1 flexión en plano frontal.....	48
5.1.2 Modelo 1 flexión en plano sagital.	51
5.1.3 Modelo 2 flexión en plano frontal.....	52
5.1.4 Modelo 2 flexión plano sagital.	53
5.1.5 Modelo 3 flexión en plano frontal.....	55
5.1.6 Modelo 3 flexión en plano sagital.	56
5.2 Análisis comparativo de ensayo de flexión en plano frontal.....	57
5.3 Análisis comparativo de ensayo de flexión en plano sagital.	59
5.4 Cálculo del módulo de Young.....	61
5.4.1 Cálculo del momento de inercia.....	61
5.4.2 Cálculo de la deflexión.	63
5.5 Resultados del módulo de elasticidad en simulación de modelo isotrópico.	63
 CAPITULO 6: CONCLUSIONES	65
 CAPITULO 7: BIBLIOGRAFÍA:	67

Prólogo.

La obtención de propiedades mecánicas de materiales biológicos forma parte fundamental en la ingeniería, buscando un material sustituto para éstos, y a la postre se obtengan prótesis que tengan propiedades similares que cumplan con los requerimientos estructurales. El fémur es el hueso largo más grande en el cuerpo humano, esto conlleva a ser uno de los huesos más importantes que junto con los músculos son primordiales para el sostén del cuerpo humano así como para diversos movimientos.

Movimientos como la caminata, marcha rápida, saltos, entre otros movimientos naturales en el cuerpo humano provocan una respuesta en los huesos. Para entender éstos se realizan diversos ensayos que simulan dichas condiciones, de las cuales se obtienen datos importantes tanto de propiedades mecánicas del material como estructurales del hueso y de tal forma comprender su comportamiento a dichas fuerzas. Los ensayos de flexión son comúnmente usados para llevar a cabo estudios en fémures humanos, pero debido a la dificultad de contar con especímenes frescos para obtener datos más precisos se ha optado por otras alternativas que ayudan a corroborar y dar una aproximación en los resultados.

En los últimos años y con el avance de la tecnología se ha recurrido a la construcción de modelos 3D a partir de tomografías axiales computarizadas, los cuales son sometidos a simulaciones que arrojan datos que corroboran los obtenidos en pruebas de fémures humanos reales, además que dichos modelos han mostrado una gran flexibilidad en su manejo. Diversos autores han realizado metodologías para construir modelos de huesos que reúnen las características más importantes para realizar un ensayo de flexión, buscando que éstos sean lo más parecido a la realidad.

Influenciado por obtener un modelo 3D que no pierda las características geométricas de un fémur y éste sea fácil manejar, se realizó en el presente trabajo una metodología para obtener un modelo 3D a partir de tomografías axiales computarizadas y tomar éste como base para la construcción de tres modelos más con diferentes características que tienen como principal objetivo obtener la rigidez estructural en cada uno, y mediante ensayos de flexión en cuatro puntos en dos diferentes planos; además que dicha simulación se introduce un comportamiento transversalmente isotrópico en el hueso cortical y trabecular, buscando que los resultados sean lo más parecidos a la realidad y sean comparativos entre sí y otros estudios.

Comúnmente se obtiene el módulo de Young o de elasticidad con los datos obtenidos en un ensayo de flexión, por lo cual en el presente trabajo se realizó dicho estudio tomando como punto de partida dos ensayos de flexión considerando el hueso cortical como isotrópico. Para la obtención del módulo de Young es necesario conocer el momento de inercia, por lo cual se tomaron tres diferentes consideraciones para el cálculo de éste con el objetivo de mostrar la variabilidad de los resultados y mostrar cual es la opción más correcta.

En el capítulo 1 se describen generalidades de los huesos en el cuerpo humano, con el objetivo de entender su función y tener un concepto más amplio de su importancia, y llevando más a fondo la explicación de las características del fémur humano.

El capítulo 2 está enfocado a pruebas mecánicas en el cual se proporciona información útil de la realización de diversos ensayos al hueso trabecular y cortical, además se da una explicación más a fondo de ensayos de flexión, y se muestran resultados obtenidos por varios autores para tener una referencia comparativa con el presente estudio.

El capítulo 3 muestra metodologías desarrolladas por diferentes autores para obtener un modelo 3D a partir de tomografías computarizadas y cómo éstos cambian a partir de las características de las imágenes analizadas, posteriormente se resalta los usos de estos modelos y resultados obtenidos en simulaciones a fémur humano.

Es común que en la búsqueda de un modelo que cuente con las características geométricas de un fémur, se construyan modelos muy detallados y que posteriormente en su análisis estos sean muy difíciles de manejar, por lo que en el capítulo 4 se trabaja con diversos softwares que ayudan a resolver dichos problemas y con esto tener un modelo que no pierda sus propiedades geométricas y éste sea manejable es el análisis posterior. Partiendo de un modelo base se construyen tres diferentes modelos que son sometidos a ensayos de flexión en cuatro puntos en el plano frontal y sagital y de los cuales se obtiene la deflexión en cada modelo para finalmente calcular la rigidez estructural de cada uno.

Finalmente en el capítulo 5 se muestra el análisis de resultados de los ensayos realizados a todos los modelos, mostrando la rigidez estructural en cada uno, así como sus respectivos esfuerzos y deformaciones presentes, acompañados por imágenes de cada ensayo; además se muestra un comparativo entre los ensayos en el plano frontal contra los del plano sagital. Se muestran gráficos comparativos útiles para comprender los resultados obtenidos y las conclusiones del estudio realizado. Como complemento se muestra una metodología para obtener el módulo de Young a partir de la deflexión, considerando tres diferentes métodos del momento de inercia necesario para el cálculo de éste.

Capítulo 1: Esqueleto y Huesos

1.1 Introducción.

El sistema óseo está formado por un conjunto de estructuras sólidas compuestas básicamente por tejido óseo, que se denominan huesos. El sistema óseo consiste en estructuras rígidas o semirrígidas dentro del cuerpo, que se mueven gracias al sistema muscular. Si tales estructuras están mineralizadas u osificadas, como en los humanos y otros mamíferos, se les llama huesos. Otro componente del sistema esquelético son los cartílagos, que complementan su estructura. Los huesos y otras estructuras rígidas están conectadas por ligamentos y unidas al sistema muscular a través de tendones.

El esqueleto humano es el conjunto total y organizado de piezas óseas que proporciona al cuerpo humano una firme estructura multifuncional (locomoción, protección, contención, sustento, etc.).

1.2 Generalidades de los huesos.

1.2.1 Estructura ósea.

El esqueleto adulto posee dos tipos de hueso: Cortical o compacto y hueso trabecular o esponjoso. Estos dos tipos están representados en un hueso típico, por ejemplo el fémur, en el que el hueso cortical forma la pared de la diáfisis (parte alargada del hueso) y el hueso trabecular se concentra en ambos extremos del hueso (epífisis).

La superficie articular está cubierta de cartílago, que a su vez está cubierta con la membrana sinovial, mientras que el resto del hueso está cubierto de periostio (membrana que rodea la superficie del hueso no cubierta por cartílago, fibroso y denso) por fuera, y de endostio (membrana que contiene las células osteoprogenitoras) menos denso. Por dentro se encuentra la cavidad medular (espacio cilíndrico situado en la parte central en la diáfisis que en los adultos contiene la médula ósea amarilla).

1.2.2 Hueso cortical.

El hueso cortical aparece como masa sólida y dura que se encuentra en la periferia de los huesos individuales del esqueleto, constituyendo el 80% del esqueleto, y posee espacios entre sus componentes duros. Forma la capa externa de todos los huesos y gran parte de la diáfisis de los huesos largos. Entre sus funciones se tiene la de brindar protección y soporte, así como de resistir los esfuerzos producidos por el apoyo y movimiento en general.

1.2.3 Hueso trabecular.

El hueso trabecular es una compleja malla de placas y barras que se entrecruzan. A diferencia del hueso cortical, el hueso esponjoso no contiene osteonas, sino láminas intersticiales que están dispuestas de forma irregular formando placas llamadas trabéculas. Estas placas forman una estructura esponjosa dejando huecos que están llenos de la médula ósea roja. Las trabéculas están dispuestas regularmente y reflejan la dirección de las principales fuerzas mecánicas a que está sometido el hueso.

El hueso trabecular solo comprende el 20% del esqueleto, sin embargo, ocupa más superficie, y su actividad metabólica es casi 8 veces mayor que el cortical. El hueso trabecular está bien adaptado para resistir las fuerzas de compresión.

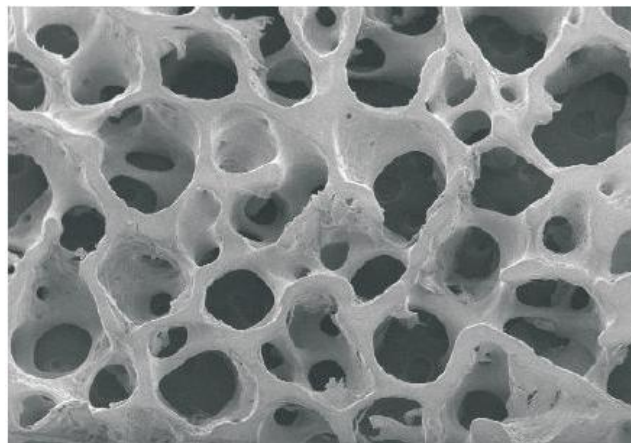


Figura 1.1 Hueso Esponjoso o trabecular. (Ramírez, 2009)

Si cambia la dirección de los requerimientos mecánicos a los que es sometida una trabécula (aumento de peso del individuo, crecimiento u otro) esta cambia su orientación. La densidad, arquitectura y función del hueso trabecular en una posición establecida dependen de la magnitud de las cargas a las que está sometido. Las estructuras con bajas densidades y celdas abiertas, se desarrollan en regiones de bajos esfuerzos, mientras que las de mayores densidades y celdas cerradas se desarrollan en regiones sometidas a altas sollicitaciones. El hueso es un material anisótropo y viscoelástico.

1.3 Fisiología del esqueleto humano.

Fisiológicamente, el esqueleto es sumamente importante. Sostiene a todo el organismo (alojar órganos importantes como los ojos y cerebro), da forma al cuerpo, determina la talla, forma las palancas que completan las articulaciones y músculos, las cuales serán la consecuencia de los movimientos de todo el cuerpo, como se muestra en la figura 1.2 un ejemplo del sistema óseo.



Figura 1.2: Esqueleto humano. (<http://www.stern.de/wissen/mensch/neandertaler-zankapfel-und-star-der-wissenschaft-566719.html>)

De manera más general se puede decir que el esqueleto humano tiene las siguientes funciones:

- Soporte dinámico: colabora para la marcha, locomoción y movimientos corporales: funcionando como palancas y puntos de anclaje para los músculos.
- Almacén metabólico: funcionando como moderador (tampón o amortiguador) de la concentración e intercambio de sales de calcio y fosfatos.
- Transmisión de vibraciones, además, en la corteza esponjosa de algunos huesos, se localiza la médula ósea, la cual lleva a cabo la hematopoyesis o formación y diferenciación de las células sanguíneas (glóbulos rojos y en menor cantidad linfocitos y monocitos).

1.4 Clasificación de los huesos.

Los huesos se clasifican, de acuerdo a sus dimensiones, en largos, cuya longitud es mayor que su ancho y espesor (fémur); cortos, en los que sus tres dimensiones son sensiblemente iguales (hueso del carpo y tarso), planos, en los que su longitud y anchura son más o menos iguales (parietales y occipitales) e irregulares, como las vertebras.

1.4.1 Huesos largos.

La clavícula, el húmero, el radio y el cúbito, en el miembro superior, el fémur, la tibia y el peroné en el inferior son huesos largos. También se incluyen en este grupo metatarsianos y las falanges.

En todo hueso largo se distinguen un cuerpo (diáfisis) y dos extremos (epífisis), que habitualmente son articulares. Las epífisis de los huesos en vías de crecimiento son totalmente cartilaginosas o, si se ha iniciado la osificación, están separados de la diáfisis por discos epifisarios cartilaginosos. La parte del cuerpo inmediata al disco epifisario es más ancha que el resto y constituye la zona de crecimiento y de nueva formación ósea, llamada metáfisis. El tejido óseo de la metáfisis y el de la epífisis, aparecen en el adulto, en estado de continuidad, esto quiere decir que el cartílago de crecimiento de la metáfisis es sustituido por tejido óseo esponjoso y de esta forma la diáfisis y la epífisis quedan unidas y ya no es posible que el hueso aumente su longitud.

La diáfisis de los huesos largos está constituida por un tubo de hueso compacto cuya cavidad se llama cavidad medular. La cavidad medular contiene médula roja, médula amarilla o una combinación de ambas. La epífisis y la metáfisis están formadas por columnas y trabéculas irregularmente anastomosadas (Interconectado o unido de forma repetitiva a modo de red), a las que se llama hueso esponjoso. (Figura 1.4)



Figura 1.4: Fémur, Partes del hueso largo. (Jiménez, 2009)

1.4.2 Huesos cortos.

Los huesos cortos se caracterizan por la semejanza del eje longitudinal y transversal. Los huesos cortos se hallan en las manos y en los pies y están formados por tejido óseo esponjoso, con su correspondiente médula, envuelto por una fina capa de tejido compacto. El periostio (membrana de tejido conectivo concentrada de tejido vascular, fibroso y resistente) los recubre totalmente, excepto a nivel de las superficies articulares.

Los huesos cortos se forman por osificación indirecta. Las células del centro del modelo cartilaginoso en crecimiento mueren y en el espacio hueco que se forma de esta forma se introducen los denominados osteoblastos (células productoras de hueso) desde la piel que recubre el cartílago. Los osteoblastos se convierten lentamente en células óseas (osteocitos). La totalidad del tejido cartilaginoso, por el contrario, no se osifica, sino que determinadas partes se conservan como cartílago articular. (Figura 1.5)

Los huesos cortos se clasifican de la siguiente manera:

- A- Huesos sesamoides: Constituyen un tipo de hueso corto y aparecen en las manos y en los pies, envueltos en tendones o cápsulas articulares. Son de diverso tamaño y número. Algunas sirven para modificar el ángulo de tracción tendinosa; otros son tan pequeños que es difícil asignarles una función importante determinada. (Figura 1.4)
- B- Huesos supernumerarios: No siempre constantes en su localización, es decir que son huesos extras que pueden aparecer en el esqueleto; por ejemplo en la zona craneal puede tener los huesos llamados sutúrales.

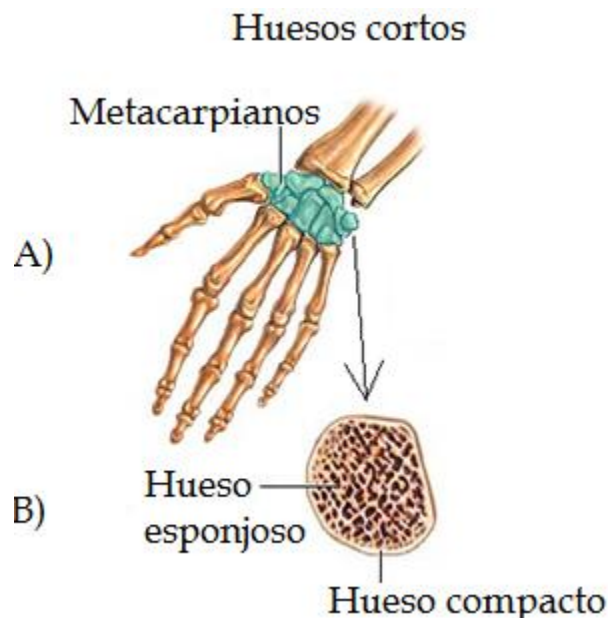


Figura 1.5: Hueso corto, A) Metacarpio B) Hueso esponjoso. (Jiménez, 2009)

1.4.3 Huesos planos.

Los huesos planos presentan dos caras; el número de bordes varía según la forma de hueso. Los huesos planos se componen de dos láminas de tejido compacto, con interposición de tejido esponjoso y su correspondiente medula ósea. La lámina esponjosa de los huesos de la bóveda del cráneo es llamada diploe (en griego pliegue) y contiene muchos conductos venosos. Estos huesos son muy delgados por lo que se componen únicamente de una lámina papirácea (parte de la cavidad orbitaria) de tejido compacto. Las superficies articuladas de los huesos planos están cubiertas de cartílago o, en el caso de algunos huesos craneales de tejido fibroso.

1.4.4 Huesos irregulares.

Generalmente se les encuentra constituyendo la columna vertebral y los huesos en la base del cráneo. Todos los huesos irregulares son impares y se sitúan en la línea media del cuerpo. De la misma manera que los huesos cortos constan de una lamina fina de hueso compacto que envuelve el hueso esponjoso. Algunos huesos del cráneo que contienen aire en sus cavidades han recibido el nombre de neumáticos.

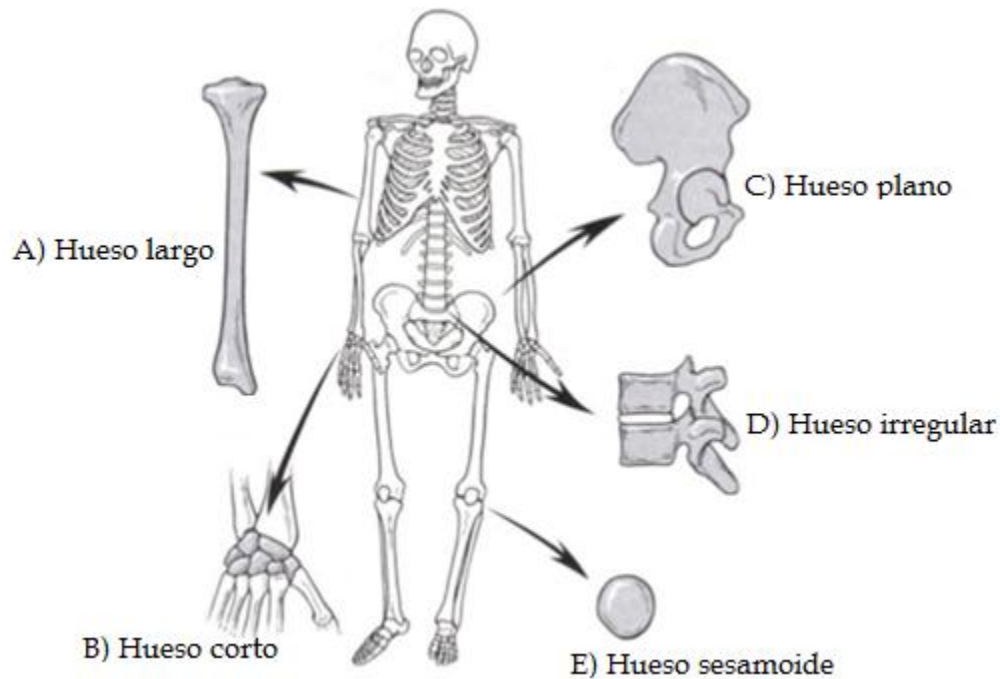


Figura 1.6. Detalles del esqueleto A) hueso largo, B) Hueso Corto, C) Hueso plano, D) Hueso irregular, E) Hueso sesamoide. (<http://tiposde.info/tipos-de-huesos/>)

1.5 Comportamiento mecánico de los huesos.

Los huesos, desde el punto de vista mecánico, tienen una triple función:

1. Sostén, forman el esqueleto o armazón del cuerpo humano
2. Protección, forma cajas y muros de protección de las vísceras que posibilitan el funcionamiento del organismo
3. Palancas mecánicas responsables del movimiento

La función mecánica del esqueleto se interpreta mecánicamente con su arquitectura externa e interna del hueso. Los huesos están contruidos para combinar resistencia, rigidez y poco peso; estas propiedades pueden ser modificadas por determinadas condiciones mecánicas.

La forma de un hueso es determinada principalmente por herencia: la estructura de los huesos embrionarios es muy similar a la de los huesos adultos, y no está sujeta a factores extrínsecos, como el movimiento o la presión. Los huesos embrionarios adquieren su forma característica aunque crezcan en cultivo hístico (cultivo controlado de las células).

Los huesos también desempeñan un papel importante en impactos, aceleraciones y desaceleraciones. El esqueleto humano constituye el elemento pasivo del aparato locomotor de modo que las fuerzas son transmitidas de un hueso a otro a través de las articulaciones, permitiendo al organismo una gran diversidad de posturas y movimientos. Para poder ejercer su función el hueso tiene tres propiedades mecánicas fundamentales que son la resistencia, la rigidez y la tenacidad como anteriormente se mencionó. Las propiedades mecánicas del hueso pueden verse influenciadas por diversos factores como el tamaño y la forma del hueso, su composición y la actividad muscular. Pueden soportar fuerzas de tracción y compresión, y sostener cargas estáticas y dinámicas equivalentes a varias veces el peso del cuerpo

Uno de los conceptos mecánicos más importantes es el de fuerza. Existen tres tipos principales de fuerza: de tracción, de compresión y de flexión. Para conocer las propiedades mecánicas de determinado hueso se realizan las pruebas mecánicas pertinentes sometiendo éste a las diferentes fuerzas (ensayos de tracción, compresión y flexión), estas pruebas se utilizan para obtener la resistencia de los huesos, la cual no sólo depende del material con el que están constituidos sino de la forma que tienen.

La resistencia del hueso, tanto a la compresión como a la tracción, está influenciada por su tamaño. Cuanto mayor es, mayor es su resistencia. La resistencia a la flexión está determinada también por su forma y por su longitud. Cuanta mayor cantidad de tejido óseo existe alrededor del eje neutro, más resistente es a la flexión. Cuanto mayor es su longitud, mayor es el momento flector de la fuerza aplicada sobre él. La resistencia del hueso a la torsión también está determinada por su tamaño y forma. Cuanto más grande es el hueso y cuanto más alejada del eje neutro está situada la masa ósea, más resistente es. Por ello, las tibias sometidas a una fuerza de torsión se fracturan antes por el tercio distal, de menor diámetro, que por el proximal.

Existen factores fisiológicos o patológicos que modifican la composición del hueso, por consecuencia cambian las propiedades mecánicas del mismo. Con el envejecimiento del hueso se produce una pérdida de masa ósea la cual afecta tanto al cortical que pierde diámetro y se adelgaza, como el esponjoso en el que disminuye el número de trabéculas, que a su vez se hacen más delgadas. Esta pérdida de la resistencia en el hueso de una persona anciana justifica mayor incidencia de fracturas en él.

1.6 Fémur humano.

El fémur es un hueso largo y es el más grande del cuerpo humano, se ubica en el muslo. Se articula por la parte superior con el hueso coxal (hueso de la pelvis) como se muestra en la figura 1.7 y por la parte inferior con la tibia y la patela. El fémur se divide en un cuerpo o diáfisis y dos epífisis.

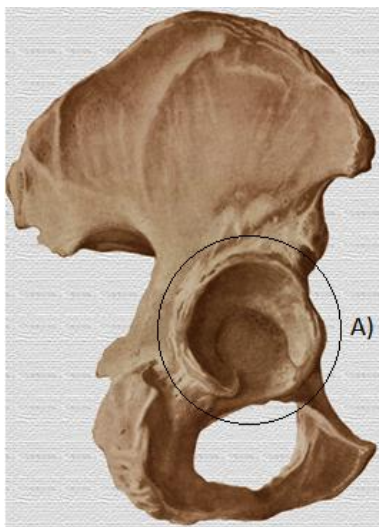


Figura 1.7. A) Hueso Coxal.

(<http://www.iqb.es/facultad%20de%20medicina/anatomia/tema11/coxal02/coxal02.htm>)

1.6.1 Epífisis proximal o superior.

La epífisis proximal o superior de manera general se conforma por cabeza femoral, cuello femoral o cuello anatómico y trocánteres. La cabeza femoral es lisa en forma esférica y presenta una fóvea (Fosa o depresión). La cabeza femoral está unida mediante el cuello femoral el cual posee una angulación y longitud especial que permite el movimiento de la articulación de cadera.

El límite entre el cuerpo y el cuello corresponde a la línea intertrocanterea y la cresta intertrocanterea separa posteriormente el cuello del cuerpo femoral.

La epífisis proximal o superior es donde el hueso femoral se articula con el hueso coxal (figura 1.7); cuenta con la cabeza femoral, cuello anatómico o cuello femoral, cuello quirúrgico, trocánter mayor y menor.

- A) Cabeza femoral: Cubierta por cartílago hialino, abarca algo más de media esfera. Su convexidad medial tiene la ya mencionada fóvea donde se encuentra el ligamento de la cabeza. El cartílago articular se extiende sobre el cuello femoral.
- B) Cuello anatómico: Une a la cabeza femoral con los trocánteres. Con la forma de un cilindro aplanado en sentido anteroposterior, el cuello anatómico del fémur tiene relación directa con la cápsula de la articulación coxofemoral.
- C) Cuello quirúrgico: Región que une la epífisis superior con la diáfisis.
- D) Trocánter mayor: Elevación cuadrilátera situada lateral al cuello femoral. Presenta dos caras (lateral externo y medial interno) y cuatro bordes (superior, inferior, anterior y posterior).
- E) Trocánter menor: Grueso tubérculo que se sitúa en la parte posterior de la porción más baja del cuello femoral. Su superficie redondeada, orientada medialmente, es lisa para la recepción del tendón del músculo psoas mayor. El músculo iliaco se inserta delante del tendón y en el hueso debajo del trocánter menor.

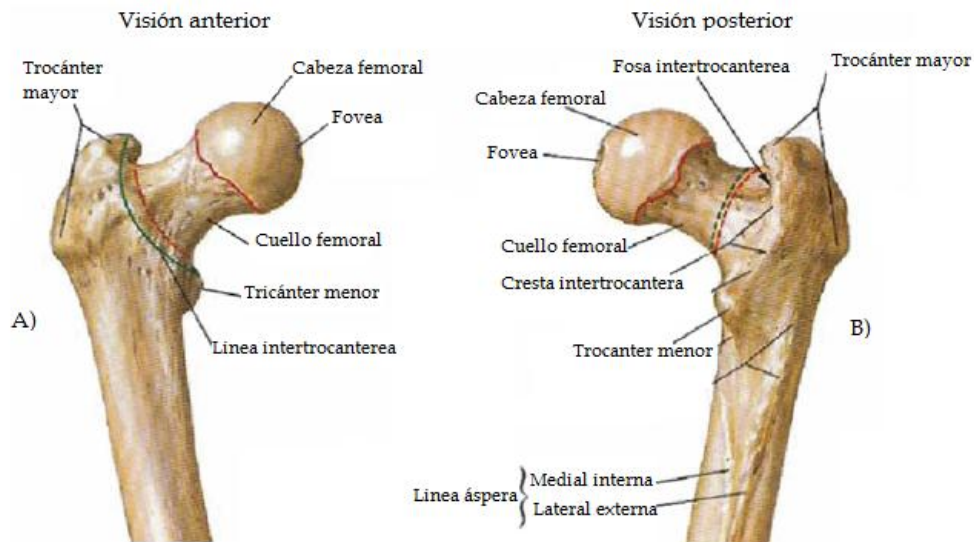


Figura 1.8: A) Visión Anterior de la Epífisis superior, partes de la epífisis B) Visión posterior de la Epífisis superior, partes de la epífisis. (<http://medic-basic.comeze.com/apuntes/anatomia/muslo.html>)

1.6.2 Cuerpo del fémur o diáfisis.

El cuerpo del fémur tiene forma de prisma triangular, aunque en los extremos este es cuadrangular, se distinguen en el cuerpo tres caras: anterior, externa e interna. La cara anterior es lisa y ligeramente convexa en sentido transversal, ésta presta inserción en gran parte al muslo crural y por debajo inserta el subcrural. Separadas de la cara anterior por los bordes interno y externo, se muestran las otras dos caras del fémur, la interna y externa, o mejor, la posterointerna y posteroexterna, que prestan inserción al crural. El vasto interno y externo las cubren, sin que se inserten en la superficie ósea.

De los bordes, el interno y externo están poco marcados, de forma que las caras anterior y posterior laterales carecen de límites claros. El borde posterior, sin embargo, se puede notar la línea áspera. Esta línea áspera está conformada por un labio lateral externo y medial interno entre los cuales queda un intersticio que recorre la diáfisis longitudinalmente, en la figura 1.9 se muestran las caras anterior y posterior del hueso.

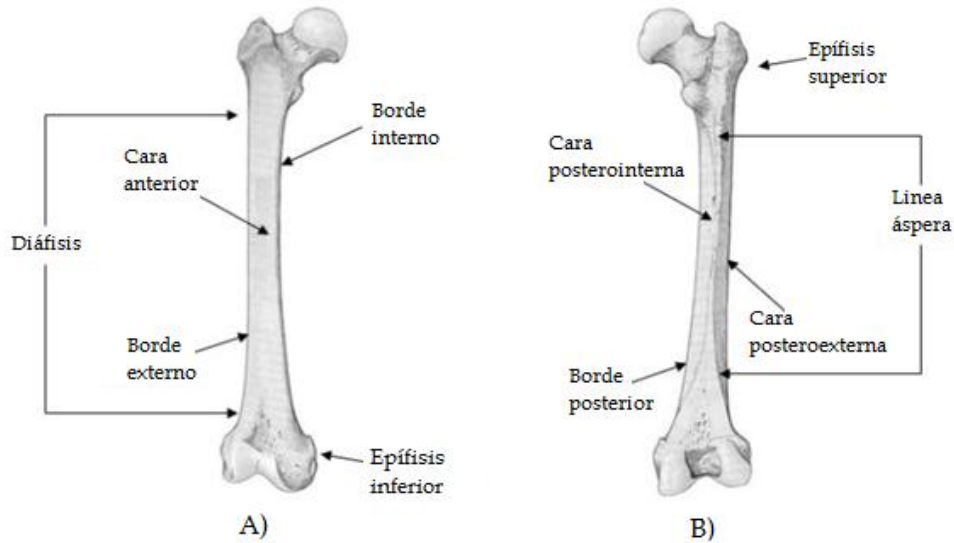


Figura 1.9. A) Cara anterior del fémur, B) Cara posterior del fémur. (Jiménez, 2009)

1.6.3 Epífisis distal o inferior.

El extremo inferior o epífisis inferior del fémur tiene dos cóndilos, separados por detrás por una fosa intercondilea pero unidos por delante por una superficie troclear para la rótula. El cóndilo lateral se proyecta hacia delante más que el medial interno, ayudando de esta forma a estabilizar la rótula. Ambos son casi planos en sentido anteroposterior, pero muy curvados sobre las convexidades posteriores. En la fosa los ligamentos cruzados se intersectan en áreas lisas: el ligamento cruzado anterior muy atrás sobre el cóndilo lateral a lo largo del borde articular, y el posterior, muy adelante sobre el cóndilo medial.

El cóndilo medial interno muestra sobre su superficie medial abarticular convexa una fosa poco profunda para el ligamento colateral tibial; este es el epicóndilo medial. El cóndilo medial es más grueso, está situado más hacia lateral de la línea axil del hueso y desciende más que el lateral. Cada cóndilo posee una cara superior que se une a la diáfisis, una cara inferior, anterior y posterior, las tres articulares y dispuestas en semicírculo para deslizarse sobre la tibia, una cara medial que forma parte de la incisura intercondílea (para la inserción de los ligamentos cruzados), una cara lateral relativamente subcutánea. En la cara lateral del cóndilo medial se ubica el epicóndilo medial (para el ligamento colateral tibial), el tubérculo del aductor mayor (sobre el epicóndilo medial) para el músculo del mismo nombre.

El cóndilo lateral externo es más voluminoso que el medial interno, presta inserción al ligamento lateral externo de la articulación de la rodilla en la tuberosidad (abultamiento) externa de su cara lateral, así como al gemelo externo y poplíteo. En las caras medias de ambos cóndilos se insertan los ligamentos cruzados de la articulación de la rodilla.

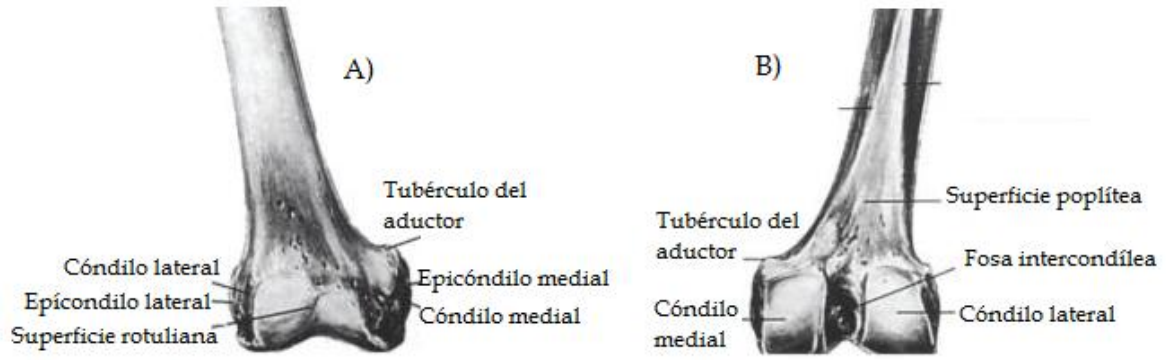


Figura 1.10. A) Cara anterior Fémur, partes epífisis inferior B) cara posterior, partes epífisis inferior. (Sinnatamby, 2003)

Capítulo 2: Pruebas Mecánicas en Hueso

2.1 Introducción.

El conocimiento a fondo de las propiedades del tejido óseo es importante en aspectos tales como la simulación computacional, influencia en determinadas enfermedades, así como su comportamiento en fracturas. Existe una gran variedad de estudios elaborados y dirigidos a la caracterización del comportamiento del hueso así como los procedimientos y ensayos. Los ensayos son realizados comúnmente sobre huesos de animales con características semejantes a las del humano, estos son sometidos a estudios y experimentación de los cuales se pretende obtener información útil para su análisis.

La caracterización mecánica de huesos largos se realiza habitualmente mediante sollicitaciones de flexión, tracción y compresión. De las diferentes metodologías para obtener las propiedades mecánicas del hueso en estudio se pueden considerar como probeta al hueso completo, pero generalmente son obtenidas de uno de los tercios que divide (figura 2.1).

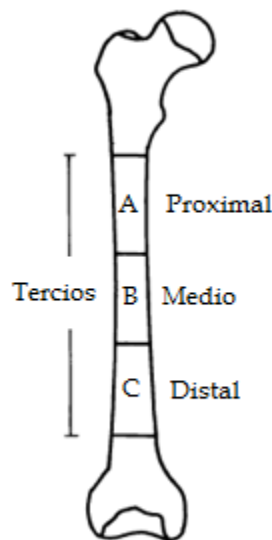


Figura 2.1: División de la diáfisis del fémur. (Mendoza, 1998)

2.2 Ensayo de tracción.

Para ensayos de tracción las probetas generalmente son obtenidas del tercio medio del fémur. Con la extracción de probetas de diferentes partes del fémur se analiza su comportamiento anisotrópico, es decir con diferentes orientaciones. Este ensayo es uno de los más adecuados para obtener sus propiedades mecánicas, sin embargo las probetas deben ser relativamente grandes y fáciles de maquinar. Para metales, la norma ASTM E8 sugiere las dimensiones y geometría de una muestra que será sometida a un ensayo de tracción, donde la probeta se diseña para que la parte de mayor deformación ocurra en la parte central de la misma. Estas características se pueden extrapolar para realizar el ensayo en hueso donde se obtienen muestras planas o cilíndricas.

2.3 Ensayo de compresión.

Para los ensayos de compresión se usa la parte tubular del hueso, de esta manera se obtiene una distribución de carga uniforme (Figura 2.2). Los ensayos realizados a huesos completos se asemejan más a las sollicitaciones que tienen los mismos en el cuerpo humano.



Figura 2.2: Ensayo de compresión. (Zaldívar, 2010).

El ensayo de compresión se usa comúnmente para hueso cortical, debido a que no tienen dificultades respecto al tamaño de las muestras para los mismos, además que el maquinado en éstas es relativamente fácil. Se obtienen muestras del fémur y posteriormente se maquinan dejando muestras cubicas de 9 mm (muestras obtenidas de la diáfisis del fémur o del hueso largo en estudio).

Para realizar el ensayo de compresión a hueso completo se usa una técnica donde se prepara un molde para mantener sujeta la zona distal del fémur y se sitúa el hueso de forma que el eje de la diáfisis forme un ángulo determinado con la vertical estando ambas rectas contenidas en un mismo plano. El hueso queda sujeto por el molde en una profundidad aproximada de 8 [cm] y su diáfisis forma un ángulo de 11° con la vertical en dirección de la aducción (Cristofolini ,1996; Heiner y Brown, 2001). La carga es aplicada verticalmente y para que sea uniforme se crea un segundo molde para la cabeza femoral, a través de la cual se aplica la fuerza. De esta manera se intentan recrear las sollicitaciones que tiene el hueso cuando se encuentra en el cuerpo humano. Se mide el desplazamiento vertical del punto de aplicación de la carga para obtener la rigidez en la cabeza. El ensayo es muy difícil de repetir con las mismas condiciones, por lo que se encuentran variaciones en los resultados.

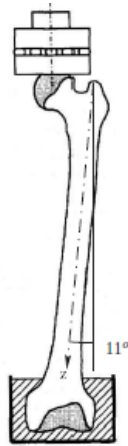


Figura 2.3: Ensayo de compresión en fémur humano. (Quecedo, 2007).

2.4 Ensayo de torsión.

Las pruebas de torsión se realizan tanto en probetas obtenidas de una de las partes del fémur, específicamente de muestras cilíndricas de hueso cortical o sobre huesos completos. Se pueden emplear diferentes dispositivos de pruebas a torsión o en otros casos se aplica un par torsional en uno de los extremos de la muestra.

En el ensayo a torsión para huesos completos se sujetan los extremos distal y proximal de la pieza y se somete al hueso a una torsión cuyo eje coincide con el eje longitudinal del fémur. El tipo de sujeciones elegidas no limitan el movimiento en la dirección del eje longitudinal de la pieza de análisis. Debido a que el fémur tiene una geometría irregular y a la falta de simetría axial aparecen tensiones “falsas” que hacen que la pieza no se vea sometida a torsión pura. En este ensayo se obtiene la rigidez a torsión del hueso, lo cual es información útil para implantes con características similares.

Mediante el ensayo destructivo de torsión es posible obtener información relacionada con la resistencia del hueso independientemente de la asimetría de su sección transversal y de su orientación relativa al realizar el ensayo.

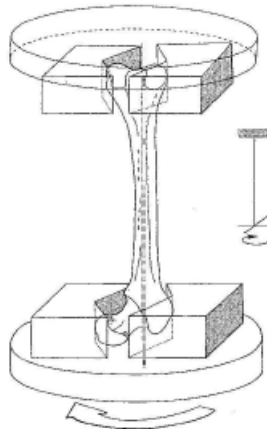


Figura 2.6: Ensayo de torsión en hueso largo. (Quecedo, 2007).

2.5 Ensayo de flexión.

Las pruebas de flexión en tres y cuatro puntos son los métodos más comunes que se aplican a huesos largos. La flexión en el fémur completo se analiza mediante dos ensayos en cuatro puntos. En uno de ellos la flexión tiene lugar en el plano frontal (con los cóndilos alineados en la dirección de la carga) y ocurre de forma que la cara lateral es traccionada y la cara media comprimida. La segunda flexión del hueso se realiza en el plano sagital (con la línea que une a ambos cóndilos perpendicular a la dirección de carga) quedando en tracción la cara anterior y en compresión la posterior. Con esto se reproducen las flexiones que tienen lugar cuando una persona se encuentra de pie y apoyado sobre una pierna. Dado que la flexión es causante de un elevado porcentaje de las deformaciones que aparecen en el fémur durante la marcha, estos ensayos sirven para evaluar la rigidez global del hueso.

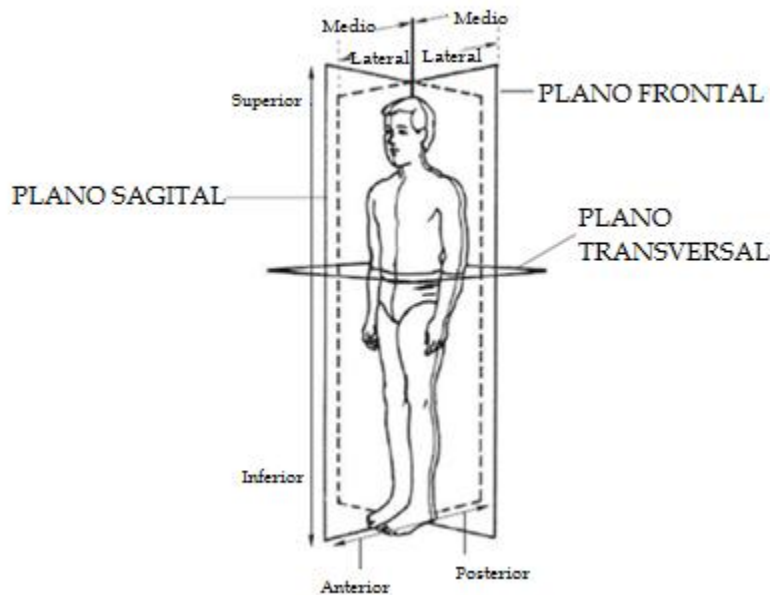


Figura 2.4: Planos de referencia del cuerpo humano. (Quecedo, 2007).

En ambos ensayos de flexión en cuatro puntos las piezas se sujetan en dos puntos y se aplican dos cargas iguales en otros dos puntos interiores a estos apoyos. Los cuatro puntos se sitúan a intervalos regulares de forma que el hueso se ve sometido a la actuación de cuatro cargas de la misma magnitud (dos cargas interiores y dos reacciones exteriores) aplicadas en puntos equidistantes. El hueso se coloca de manera que su punto medio quede a igual distancia de ambos apoyos exteriores. Tanto los apoyos como los puntos de aplicación de la carga son rodillos, de esta forma se evita la aparición de fuerzas horizontales durante todo el ensayo. Los dos rodillos que se encuentran en el interior son ajustables en altura para permitir que la carga se distribuya correctamente en el hueso.

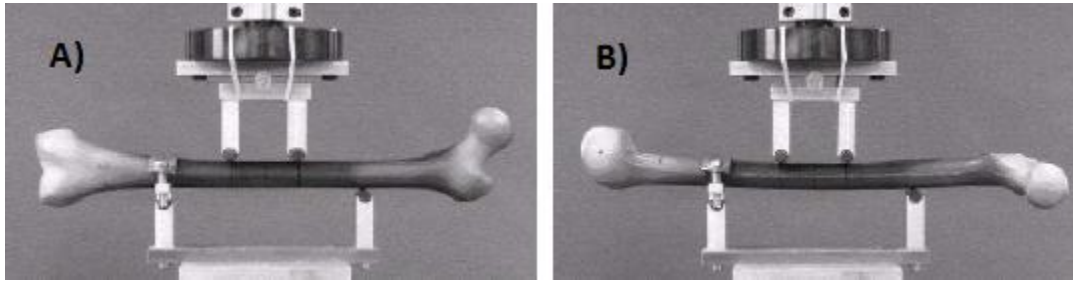


Figura 2.5: A) Ensayo de flexión (plano frontal) B) ensayo de flexión (plano sagital). (Quecedo, 2007).

La ventaja del ensayo de flexión en tres puntos radica en la simplicidad de este. En este método el hueso se coloca sobre dos soportes y un tercer apoyo que se sitúa del lado apuesto será el que transmita la carga justo a la mitad de entre los dos soportes anteriores. Para el ensayo de flexión en tres puntos se tiene la desventaja de crear elevados esfuerzos de corte en zonas cercanas a la porción central del hueso.

En ambos ensayos, la distancia L entre los soportes debe ser lo suficientemente grande para garantizar una buena aproximación en los resultados de las pruebas. Si longitud L es pequeña, mucho del desplazamiento inducido por la aplicación de la carga puede ser por esfuerzos de corte y no por flexión. Para muestras con geometría regular (ej. Rectangulares), normalmente la distancia L equivale a 16 veces el espesor. Lo anterior es una gran desventaja para huesos largos, no es posible lograr dicha distancia, por ello es conveniente considerar una distancia L la cual incluya la longitud total de la diáfisis. En el cálculo de esfuerzos se emplea la teoría de vigas.

$$\sigma = \frac{FLc}{4I} \text{ Para flexion en tres puntos}$$

$$\sigma = \frac{Fac}{2I} \text{ Para flexion en cuatro puntos}$$

Donde:

σ = Esfuerzo

c = Distancia desde el plano un plano neutro a la superficie del hueso

a = Distancia de uno de los soportes superior al soporte inferior mas cercano

L = Longitud que existe entre los soportes inferiores

F = Fuerza aplicada

I = Momento de inercia que para hueso su aproximacion es una seccion tubular

2.6 Comportamiento mecánico en ensayos del hueso.

El conocimiento de las características mecánicas del hueso es indispensable para entender su comportamiento en el cuerpo humano, además de poder simularlas mediante software. El comportamiento mecánico del hueso se ha estudiado a nivel estructural y a nivel material. En el nivel material, las propiedades son determinadas con pruebas mecánicas estandarizadas como anteriormente se mencionó. A nivel estructural se analiza al hueso completo obteniendo propiedades estructurales examinando su comportamiento sometido a diferentes sollicitaciones.

Las características mecánicas de los huesos que han mostrado las pruebas varían en función de muchos parámetros, como el modo de conservación, la humedad, la orientación de la muestra. La desecación en la muestra aumenta la rigidez del hueso. El hueso muerto es más resistente que el hueso vivo, pero más frágil. Debido a lo anterior la principal dificultad es obtener muestras frescas y preservarlas para su estudio, de tal forma se podrán obtener las propiedades mecánicas más cercanas a la realidad.

El rasgo más notable en la curva esfuerzo-deformación para fémur disecado es la diferencia de pendiente para los esfuerzos de tracción y de compresión. Esto es característico de un sólido heterogéneo, porque los diferentes constituyentes del sólido poseen propiedades mecánicas distintas. (Figura 2.7)

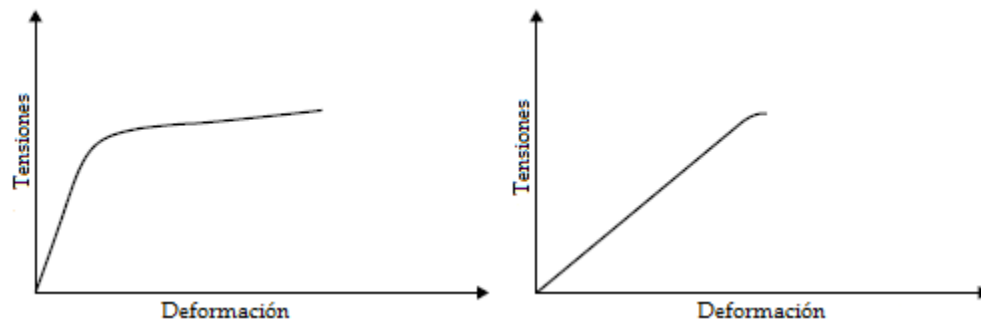


Figura 2.7 A) Curva esfuerzo-deformación a tracción de fémur B) Curva esfuerzo-deformación a compresión de fémur. (Meyrueis, 2004).

En el caso del hueso, la resistencia a la tracción es debida al colágeno y la resistencia a compresión es debida a la hidroxiapatita. En consecuencia, el módulo de Young del hueso es distinto para tracción que para compresión. El módulo de Young del hueso humano es casi dos veces mayor a tracción que para compresión. Esto significa que un esfuerzo de compresión produce una deformación del doble que uno de tracción de igual módulo.

Tabla 2.1: Módulo de Young, resistencia a tracción y compresión de diferentes materiales. (Cromer 1996)

Hueso	Módulo de Young 10^9 N/m^2	Resistencia a tracción 10^9 N/m^2	Resistencia a compresión 10^9 N/m^2
Tracción	16	12	
Compresión	9		17

Tabla 2.2: Propiedades de tracción y compresión de materiales biológicos. (Cromer 1996)

Material	Tensión			Compresión		
	Modulo de Young 10 ⁹ N/m ²	Resistencia a la tracción 10 ⁷ N/m ²	Deformación máxima	Modulo de Young 10 ⁹ N/m ²	Resistencia a la compresión 10 ⁷ N/m ²	Deformación máxima
Hueso cortical:						
Fémur humano	16	12.1	0.014	9.4	16.7	0.0185
Fémur caballo	23	11.8	0.0075	8.3	14.2	0.024
Fémur avestruz	12.6	7	0.0065	4.8	11.8	0.021
Hueso esponjoso:						
Vertebra humana	0.17	0.12	0.0058	0.088	0.19	0.025
Cartílago, oreja humana		0.3	0.3			
Cascara de huevo	0.06	0.12	0.2			
Diente humano:						
Corona					14.6	0.023
Marfil				6.8	18.2	0.042
Uña, pulgar	0.15	1.8	0.16			
Cabello		19.6	0.40			

El hueso es rígido, se estira proporcionalmente a la tracción a la que está sometido. El módulo de elasticidad (Módulo de Young) del hueso fresco se encuentra entre 17.83×10^6 y 25.86×10^6 Pa según Wertheim (1847). Otros estudios muestran que oscila entre 19.43×10^6 y 20.58×10^6 Pa. Se ha considerado que el módulo de elasticidad del hueso cortical aproximadamente es de 20 GPa y el de hueso esponjoso o trabecular de 6.5 GPa.

El estudio del módulo de Young en el hueso cortical es complejo, debido a que este varía mucho con su grado de mineralización. En ensayos de tracción para hueso cortical humano se tienen diversos estudios donde Rauber (1876) obtuvo que el esfuerzo máximo oscila entre 90.7 y 122.6 MPa; Manrique (1945) obtuvo que para fémur es de 122.5 MPa; mientras que los estudios de Evans (1957) muestran que en promedio es de 62.2 MPa y 103.65 MPa

McElhaney (1964) realizó ensayos de tracción a fémur de bovino con probetas estandarizadas de $3.8 \times 2.3 \times 76$ [mm] obteniendo un módulo de Young de 20.5 GPa y un esfuerzo máximo de 92 MPa La resistencia a compresión del hueso cortical varía según diversos autores entre 133.17 y 245.16 MPa. El hueso es más resistente a compresión que a tracción.

El hueso trabecular tiene una resistencia a compresión de 9.80 MPa en cóndilos femorales y de 19 a 29 MPa en ciertas zonas de la parte proximal del fémur, esto indica que el hueso trabecular es diez veces menos resistente a compresión que el hueso cortical.

Reilly (1974) usando probetas de 2x2x6[mm] obtenidas de fémur humano realizó ensayos de compresión de los cuales sus resultados arrojaron un módulo de Young de 14.7 a 19.7 GPa y un esfuerzo máximo de 167 a 215 MPa.

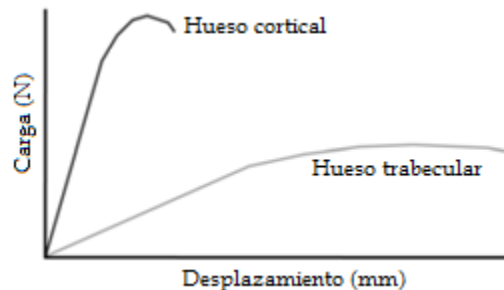


Figura 2.8 Curva Carga-desplazamiento de hueso cortical y trabecular. (Caeiro, 2013)

Roauber (1876) obtuvo que la resistencia a torsión del hueso está entre 39.2 y 91.2 MPa, en cambio Comtet (1967) obtuvo una resistencia de 49 a 58 MPa en hueso entero y atribuyó dispersión en los resultados a microdefectos de superficie que existen en el mismo.

El enfoque principal de la tesis está dado en el estudio del ensayo de flexión, debido a que las sollicitaciones del fémur en las condiciones normales de movimiento y reposo del cuerpo humano se presenta fuerzas flexivas en el fémur como la marcha, por lo cual es relevante conocer estudios y resultados dados en este tipo de ensayo con diferentes metodologías, con lo cual se podrán analizar y comprobar los resultados obtenidos mediante simulación en software. La metodología de ensayos de flexión a cantiléver se usa frecuentemente para observar el comportamiento de prótesis en hueso. Este tipo de sollicitaciones se produce en los huesos largos de las extremidades superiores del cuerpo humano.

Varios investigadores han empleado el ensayo de tracción en fémur humano, otros han realizado los mismos pero en fémur de animales, los cuales asemejan su geometría al del humano. En las pruebas de flexión se obtienen valores de esfuerzo de cedencia y máximo y modulo de Young. La resistencia a flexión del hueso cortical oscila entre 98 y 196 MPa.

Martínez en 2008 realizó ensayos de flexión en cuatro puntos mostrando que en este el esfuerzo cortante en los apoyos que se encuentran en el hueso es menor y los errores en el mismo se minimizan, teniéndose una mayor confiabilidad con respecto al ensayo en tres puntos. Martínez realizó ensayos en tres y cuatro puntos en hueso porcino donde el módulo de Young en promedio fue de 17.3 a 20.9 GPa, mientras que el esfuerzo máximo de 33.78 a 90.64 MPa para ensayo de flexión en tres puntos. Para cuatro puntos el modulo de Young fue de 14.4 a 16.9 GPa y el esfuerzo máximo de 38.02 a 61.48 MPa.

Jiménez en 2009 Utilizando especímenes de fémur humano y modelos de resina realizó los ensayos con una máquina universal INSTRON (modelo 4502). Usando referencias y normas (ASTM standard F 382-06) para pruebas de flexión construyó un dispositivo que fuera capaz de soportar la carga de la máquina en cuestión.



Figura 2.9 Soportes para ensayo de flexión en cuatro puntos. (Jiménez, 2009)

El fémur humano fue medido para la realización del ensayo de flexión, de tal manera que se pudiera obtener una mejor colocación del hueso, además de seguir los parámetros para el ensayo de flexión. Los huesos completos se colocaron en los soportes considerando dos posiciones (medial-lateral y antero-posterior) y finalmente se aplicó una precarga de 50 N y una final máxima de 550 N. Los ensayos realizados por Jiménez (2009) fueron no destructivos y destructivos.

Las curvas carga- desplazamiento obtenidas experimentalmente son de gran importancia debido a que muestran el comportamiento a flexión del fémur humano, además de obtener datos como esfuerzo máximo y modulo de Young a partir de la deflexion.

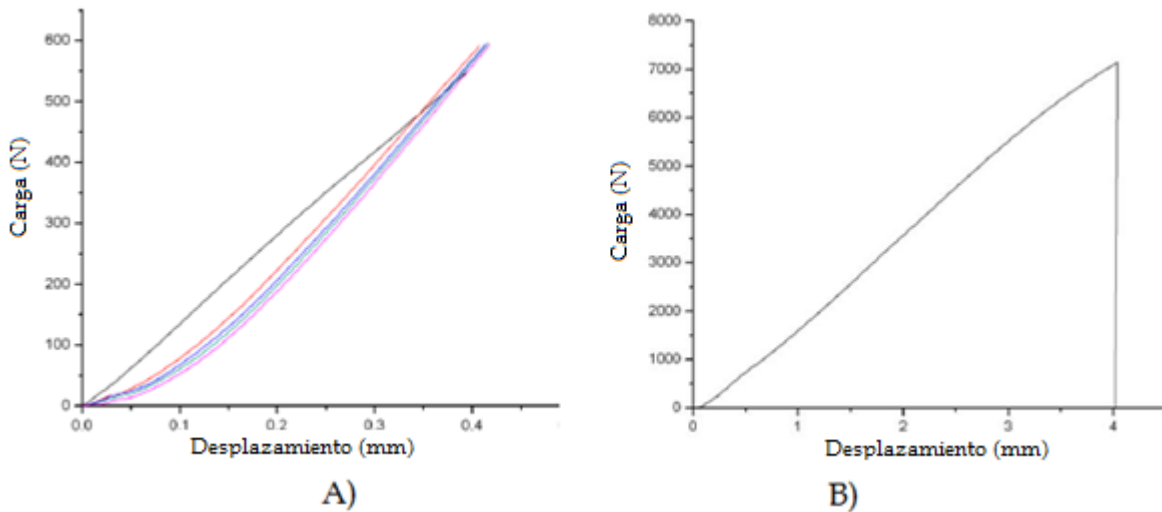


Figura 2.10: A) Curva Carga- Desplazamiento de ensayo no destructivo de fémur humano, B) Curva Carga- Desplazamiento de ensayo destructivo de fémur humano. (Jiménez, 2009)

De las gráficas anteriores y de cálculos realizados, Jiménez (2009) obtuvo un módulo de Young para fémur humano completo aproximado de 4 a 8.9 GPa.

Otros investigadores como Yamada (1970) han realizado comparativos de diferentes tipos de huesos largos, obteniendo resultados de ensayos a flexión destructivos como la carga máxima y la resistencia a la ruptura.

Tabla 3. Resistencia a flexión de algunos huesos largos. (Meyrueis, 2004)

Hueso	Carga de ruptura en flexión (Kg)	Resistencia a la ruptura en flexión (Kg/mm ²)	Deflexión (mm)
Fémur	250	19.3	11.1
Tibia	262	20.1	9
Peroné	40	20.1	14.3
Húmero	136	19.3	8.8
Radio	53	21.3	9.3
Cúbito	64	21.3	9.4

Capítulo 3: Reconstrucción de modelos mediante Tomografías Axiales Computarizadas (TAC)

3.1 Introducción.

El modelado 3D de hueso es parte fundamental para la comparación de resultados con las pruebas mecánicas que han realizado diferentes investigadores, esto permite que una vez validado el modelo se pueda poner a distintas condiciones de carga. Para la reconstrucción del hueso que será objeto de análisis existen diferentes metodologías, partiendo de imágenes de tomografías o mediante un escáner que muestre a detalle la geometría del hueso que posteriormente es analizado por la técnica de elementos finitos y observar con cuales son los efectos en la aplicación de diferentes tipos de cargas.

La herramienta de cálculo numérico computacional y en especial el Método de Elementos Finitos (FEM), permite crear los medios virtuales para el estudio del aparato musculo-esquelético y de esta manera determinar el comportamiento mecánico de sistemas hueso-implante sin la necesidad de la intervención y experimentación en el cuerpo humano. Es posible desarrollar y trabajar con modelos individualizados que consideren las características de un paciente en particular y que ayuden en la exploración, análisis y búsqueda de soluciones a problemas específicos.

Un modelo de este tipo necesita definir la geometría del problema, es decir la morfología ósea, junto con la información de sus propiedades mecánicas y sollicitaciones que se presentan.

3.2 Metodologías de reconstrucción de modelos 3D.

Dentro de las diversas metodologías que ayudan a tener un modelo de hueso en específico para su posterior análisis en Elemento Finito, es la reconstrucción mediante imágenes médicas computarizadas o comúnmente llamadas tomografías. Las imágenes medicas o tomografías (TC) son herramientas usuales para el diagnóstico médico, pero el reformateo y procesamiento de las imágenes axiales de tomografías permite obtener reconstrucciones bidimensionales (2D) en los planos sagital, coronal y oblicuo o tridimensionales (3D) mediante la utilización de software específicos (Volume Rendering®, Surface Rendering®, entre otros).

Estas técnicas orientadas a la visualización y construcción de imágenes no proporcionan en forma directa la información necesaria para la construcción de modelos de Elementos Finitos. El primer paso en esta metodología es la adquisición de las imágenes de la región anatómica.

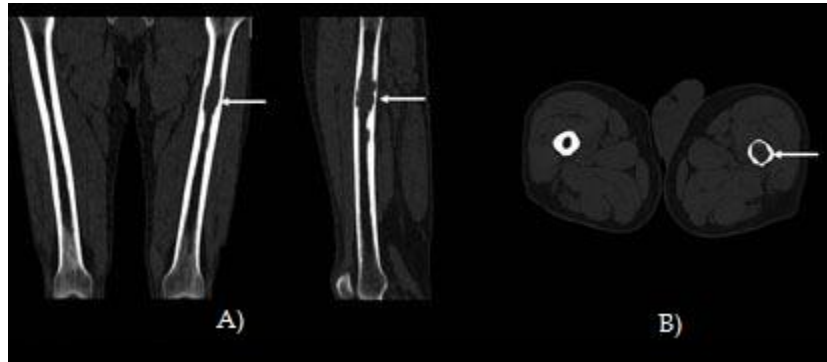


Figura 3.1: A) Tomografía lateral de fémur humano B) Tomografía axial de fémur humano. (Partha, 2014)

El uso de tomografías para la caracterización mecánica del material óseo y estructura de los mismos, ha sido el método más difundido en los últimos años, ya que arroja una gran cantidad de información. El tomógrafo, está compuesto básicamente por un tubo generador de rayos X y un detector de radiación que mide la intensidad del haz emitido, luego que ha atravesado el objeto en estudio, y conociendo la intensidad emitida y recibida, es posible obtener la atenuación o energía absorbida.

La adquisición de imágenes tomográficas se realiza por medio de una rotación que secciona al objeto y lo organiza en imágenes paralelas sucesivas. La cantidad y la calidad de información que contiene cada valor de gris de una sección, denominada resolución espacial, incrementa con el número de mediciones de atenuaciones en diferentes ángulos. Las imágenes están formadas por cierta cantidad de elementos o píxeles que al tomar en cuenta la distancia entre las imágenes se puede hablar de elementos de volumen o voxels de la imagen. A cada voxel se le asigna un valor numérico que representa el valor de atenuación, que corresponde al promedio de la irradiación absorbida por el tejido en ese pixel, por lo cual la densidad de la tomografía computarizada es directamente proporcional al coeficiente de absorción. El valor o tono de gris de cada pixel se expresa en unidades de Hounsfield (HU). A cada uno de los diferentes tejidos del cuerpo en estudio se le asignará un valor relativo a la escala de Hounsfield como se muestra en la figura 3.2.

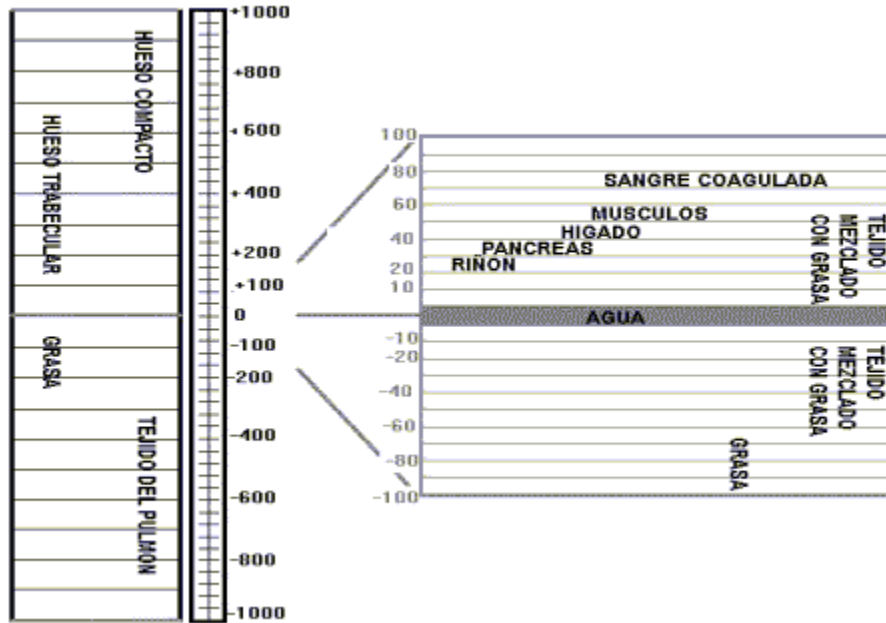


Figura 3.2: Escala de Hounsfield (Muller, 2001).

El formato de las imágenes que se obtienen en un tomógrafo corresponde a un archivo conocido como DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine), el cual es un estándar a nivel mundial para el manejo de estas imágenes. Mediante una Tomografía por rayos X, es posible obtener imágenes bidimensionales en escala de grises correspondientes a cortes espaciados del objeto en estudio, que permiten reconstruirlo tridimensionalmente. La imagen en formato DICOM contiene información en unidades Hounsfield, las cuales para su posteriormente se analizan en softwares comerciales que las traducen a un formato de imagen TIFF y poder ser leídas en dichos programas, lo anterior ocasiona que se pierda información con lo cual es imprescindible usar las imágenes DICOM para la construcción de un mejor modelo 3D.

La elección del espaciamiento entre cortes de la imagen obtenida dependerá de la precisión deseada en la reconstrucción y de las capacidades del equipo; esto es un factor muy importante en este tipo de metodología, debido a que si el espaciamiento es muy amplio se tendrán geometrías diferentes a la original del hueso en estudio y no se tendrá un modelo con las características deseadas.

El resultado de una tomografía es una matriz de números, donde cada uno de los puntos representa un pixel de la imagen del segmento o corte. Entre los avances de este método están como el de Keyak (1990) quien presentó un método basado en un “arreglo de propiedades”, para generar un modelo 3D para pacientes específicos, donde tanto la geometría como las propiedades del hueso son extraídas de tomografías axiales computarizadas. En el método utilizó elementos cúbicos de ocho nodos con funciones de interpolación lineal, tres grados de libertad traslaciones por nodo y propiedades de material isotrópicas. Todas las celdas cuadrículadas son alineadas con la dirección de la tomografía, de manera que el material del elemento está directamente relacionado con la

densidad radiológica. Todos los elementos están direccionados de la misma forma. En este trabajo, no se pretendió simular la superficie del hueso exactamente, por el contrario éste resulta bastante impreciso por causa de la forma cuadrículada de los elementos.

Otros autores como Marom y Linden en 1990 utilizaron datos de Tomografías Axiales Computalizadas (TAC) para generar un modelo tridimensional del hueso. Reconstruyeron secciones transversales de tomografías pixel por pixel, con esto creo una matriz tridimensional de información de las imágenes para obtener un acceso directo a los datos estructurados. La malla de elementos finitos 3D se generó a partir de estas secciones transversales bidimensionales, de manera que en cada sección transversal se obtuvo una malla con igual número de elementos que en la siguiente y así al conectar las dos secciones transversales se crea el modelo tridimensional. Ellos usaron el software de Elementos Finitos SAP IV® y el ANSYS® como procesador y post procesador.

En 1998 Kullmer desarrollo subrutinas para el modelado óseo a partir de tomografías, proponiendo dos métodos: el primero en el cual se extrae la superficie de las imágenes y se malla el sólido con un software comercial y el segundo donde se construye una malla con volumen de hexaedros donde cada pixel representa un elemento. En el segundo caso creó un algoritmo para reducir el número de elementos y suavizar la superficie del modelo. Estos métodos se utilizan dependiendo de lo requerido en cada modelo a trabajar.

Viceconti en 1998 planteó una metodología de adquisición de imágenes para el modelado de huesos utilizando el MEF. Con dicha metodología se consiguen una mayor cantidad de imágenes donde el hueso presenta una compleja geometría y una menor cantidad de imágenes donde este es más fácil de apreciar o la geometría del mismo no presenta una dificultad para la construcción del modelo.

Otros autores como Zannoni en 1998 desarrollo algoritmos para generar mallas de elementos y la adquisición de propiedades mecánicas a partir de las tomografías computarizadas. En dicho programa, los elementos no tienen que estar necesariamente direccionados paralelos al eje de las tomografías y esto da más libertad al programa. También creó una técnica para asignar propiedades mecánicas a los elementos (constantes en todo el elemento) a partir de los grises de las imágenes y utilizando las relaciones propuestas por Carter y Hayes (1977). Con esta metodología lograron colocarle 624 materiales diferentes al modelo del hueso, reduciéndolo a 214 con una diferencia del 1% en la energía de densidad de deformación.

Kerner, en 1999 construyó un modelo 3D de elementos finitos a partir de una densitometria ósea y realizó remodelación ósea a partir del mismo. El modelo estaba constituido por elementos tridimensionales isoparamétricos de 8 nodos y las propiedades fueron asignadas elemento a elemento como el promedio del valor de las propiedades mecánicas proveniente de los grises correspondientes.

En 1999 Van Rietbergen construyó un modelo de la parte proximal de un fémur canino utilizando micro tomografías. Esto fue traducido en un modelo de micro elementos finitos con 7.9 millones de elementos adecuadamente refinados para representar las trabéculas. Utilizando un software especial de elementos finitos realizó un análisis para distintos tipos

de carga, de manera que superponiendo los resultados se pueden obtener los esfuerzos y las deformaciones para otras cargas diferentes. Este método ayudan a observar el volumen de interés, en la trabécula, localizado en la parte esponjosa del hueso. El objetivo de este proyecto fue proporcionar estimados razonables en esfuerzos y deformaciones de las trabéculas y comparar los resultados con los esfuerzos que deberían aparecer en las trabéculas según la hipótesis de Wolf (1982), que dice que la arquitectura de la trabécula es tal que el esfuerzo mínimo debe aparecer donde exista el mínimo peso.

Investigadores en años recientes han realizado metodologías similares como Adrian Cisilio en 2008 realizó un estudio tomográfico del conjunto húmero-escápula donde obtuvo un total de 311 tomografías con un paso de 1 [mm] en la región de las epífisis del húmero y 2.5 [mm] en el resto del estudio. Estas imágenes las proceso con un software eFilm® para obtener las imágenes de las secciones transversales de los huesos en blanco y negro, las que fueron exportadas en formato de mapa de bits.

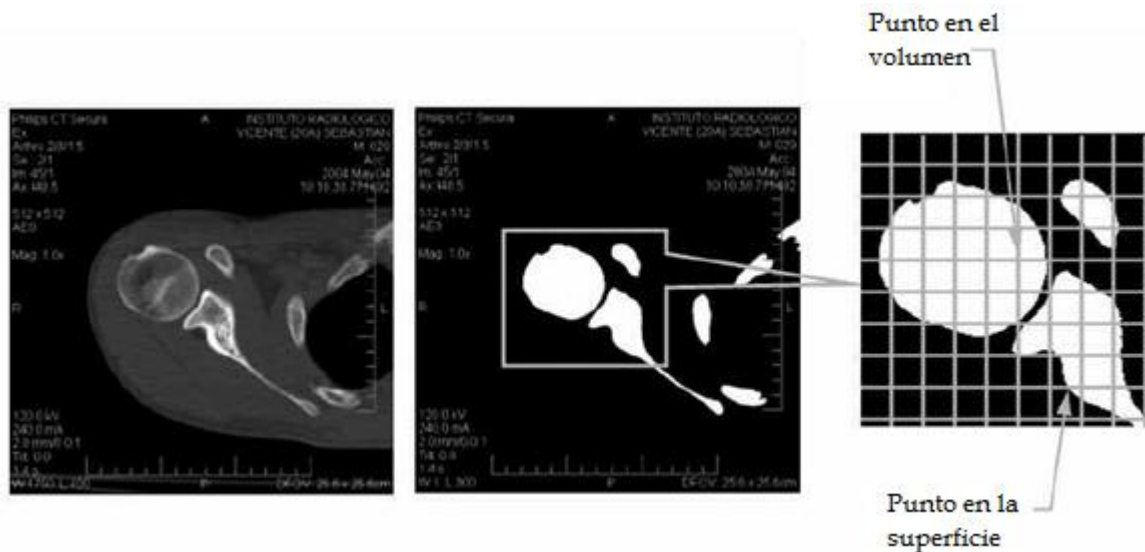


Figura 3.3: Procesado de imagen tomografía del conjunto húmero-escapula. (Amico, 2005)

Estas imágenes las procesó para obtener los puntos o nodos en la superficie del hueso. Posteriormente con otro software colocó puntos sobre el contorno y el interior de las siluetas de las imágenes. Los puntos en el volumen son los que coinciden con las intersecciones de las líneas horizontales y verticales de los “grid” o red , mientras que los puntos sobre la superficie están dados por las intersecciones de las líneas de los “grid” con el borde de la silueta. Con lo anterior obtuvieron 33.822 puntos para el húmero y 24.872 puntos para la escápula. La reconstrucción de la superficie de los modelos lo realizó con un software conocido comercialmente como MeshSuite®, donde la superficie de ambos modelos queda definida por un conjunto de superficies triangulares. La metodología propuesta queda definida en la Figura 3.4.

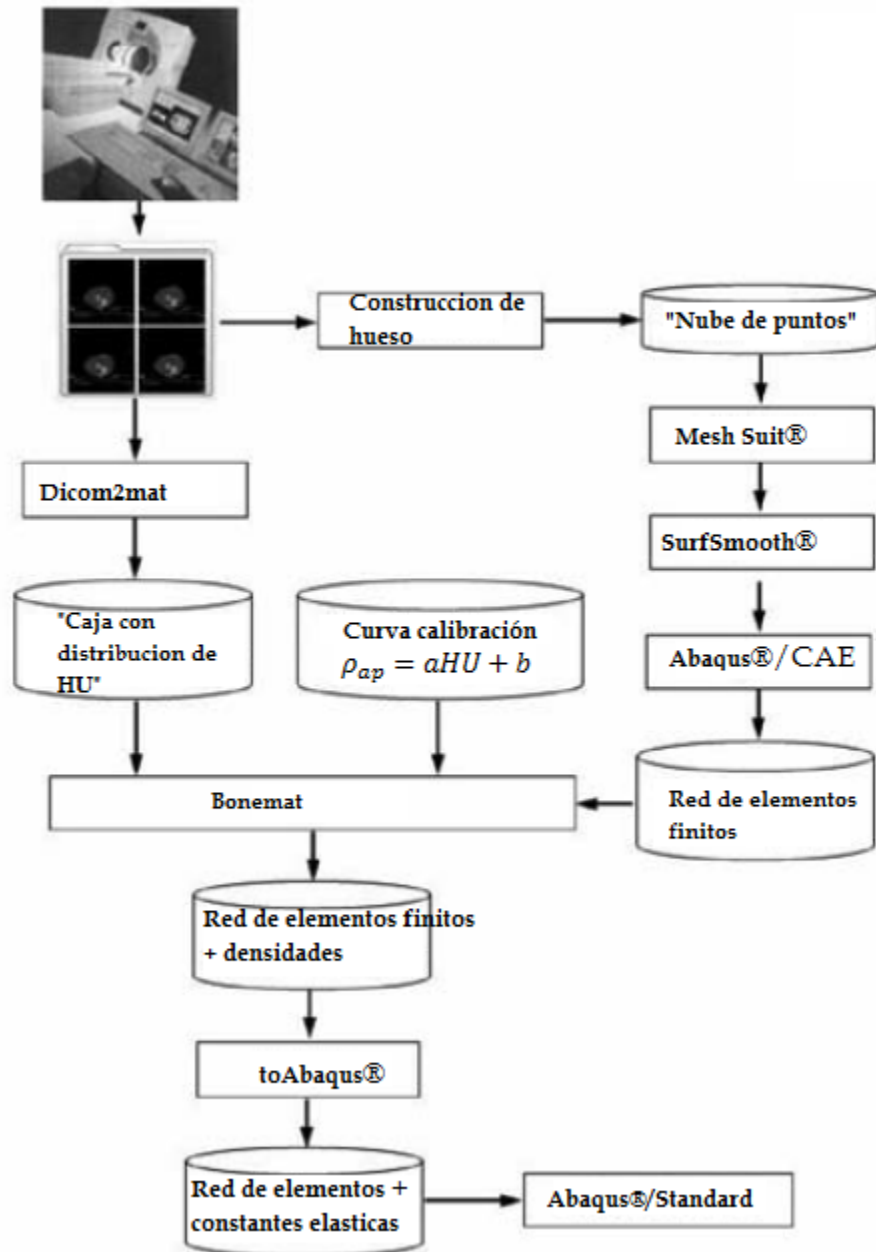


Figura 3.4: Metodología seguida por Cisilino. (Cisilino, 2005).

Algunas zonas de ambos modelos contienen fuertes discontinuidades, las que son consecuencia de transiciones abruptas de su geometría. Estos defectos los solucionó un algoritmo de relajación de las coordenadas de los nodos, lo cual ayudó a “suavizar” la superficie de ambos modelos. Finalmente, los modelos resultantes se importaron al programa de modelado de elementos finitos Abaqus®, el cual se usó para la discretización del volumen de cada modelo usando elementos tetraédricos.

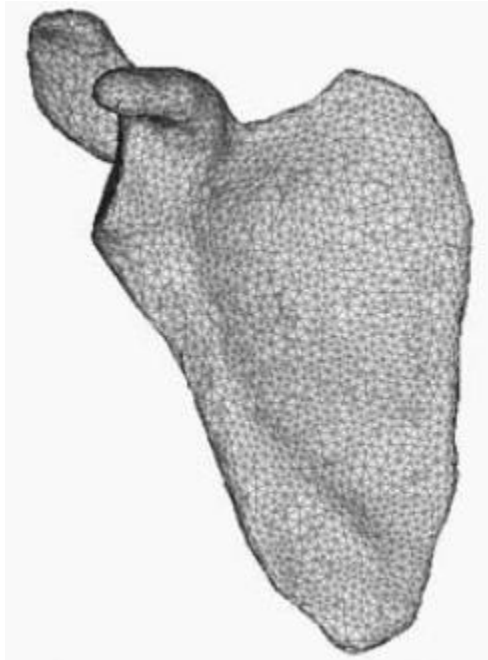


Figura 3.5: Modelo de escapula en elementos finitos. (Cisilino, 2005).

3.3 Reconstrucción de modelo 3D.

La construcción y/o reconstrucción de un modelo 3D de hueso a partir de Tomografías Computarizadas (TC) requiere de varios pasos a seguir. Donde cada paso es importante debido a que en cada uno se suelen cometer errores que se verán reflejados en el modelo final. Por lo que el proceso de reconstrucción del modelo depende de la utilidad que se vaya a dar a dicho modelo, si el objeto de estudio depende de la geometría ósea se requiere un modelo 3D mas preciso, de tal forma que los resultados obtenidos sean lo más parecidos a la realidad, es decir que los errores sean los mínimos posibles.

Como primer paso es la obtención de las tomografías computarizadas, como anteriormente se mencionó se obtienen una serie de imágenes en formato DICOM, la cuales representan la segmentación del hueso que es objeto de estudio. Estas imágenes sirven para inicialmente crear un modelo superficial y posteriormente crear un modelo sólido.

Generalmente se hace uso de programas comerciales para modificar la calidad de las imágenes DICOM, esto se puede evitar o minimizar teniendo un buen tomógrafo calibrado de manera correcta; de no ser así se hace uso de los ya mencionados softwares para ajustar la escala de grises que existen en cada imagen de tal forma sea más sencilla la reconstrucción, además con cada modificación es posible la visualización de diferentes tipos de tejidos. (Figura 3.6)

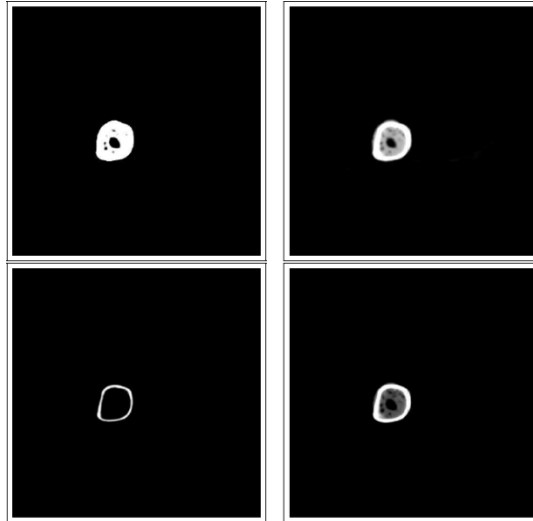


Figura 3.6: Tomografía con diferentes escala de grises. (Pérez Quintana, 2009)

La gran mayoría de las ocasiones las imágenes tomográficas computarizadas tienen defectos o ruido, las cuales afectan en la reconstrucción del modelo 3D, en otras palabras son bloques de información que no son relevantes. Existen softwares comerciales que tienen diversas herramientas para la eliminación de esta información, entre las cuales están la generación de planos o selección de zonas que no son requeridas en el modelo, es decir eliminan de cada imagen los desperfectos que se tengan.

Después de tener las imágenes limpias de errores se hace uso del mismo software para la generación del primer modelo, donde se hará la reconstrucción a partir de las imágenes post-procesadas en el mismo.

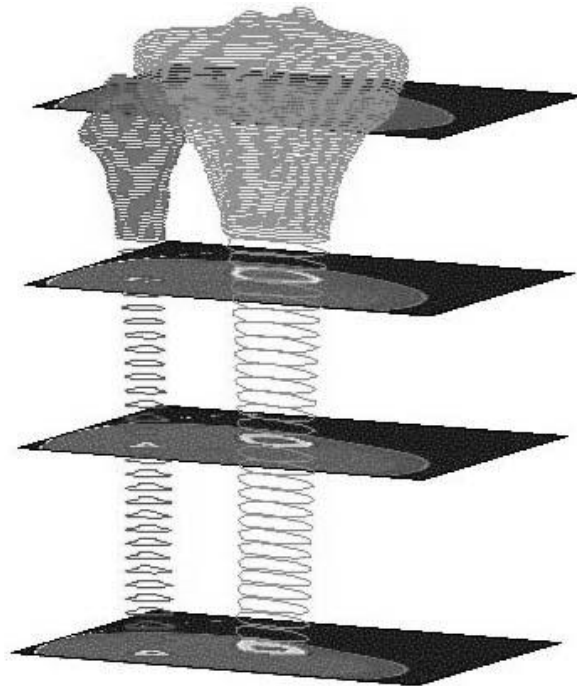


Figura 3.7: Reconstrucción del modelo 3D de hueso. (Muller, 2001)

La subdivisión se realiza aislando los voxels correspondientes a un rango de unidades Hounsfield deseado (figura 3.7). La posición de cada voxel es medida desde el primer voxel de la imagen. Se utilizan diferentes métodos en el proceso: fijación de límites de valores superiores e inferiores, detección de bordes y expansión de regiones. La segmentación se puede hacer de forma manual en programas ingenieriles CAD/CAM o mediante la utilización de programas comerciales que extraen los contornos para todas las imágenes secuenciales. Existen varios programas comerciales, el utilizado en este trabajo es el Surfdriver (Moody y Lazonoff, 1999) que proporciona los contornos en polilíneas en formato IGES. En muchos casos, y sobre todo en la zona de las articulaciones donde existe gran cantidad de hueso esponjoso, las imágenes son difusas, los contornos deben ser cerrados y perfeccionados manualmente lo cual representa un proceso laborioso.

Como anteriormente se mencionó el espaciamiento entre cada imagen es importante; si se requiere un modelo más preciso el espaciamiento debe ser mínimo y si la geometría en el modelo no es relevante en el estudio se puede tener un espaciamiento mayor. (Figura 3.8)

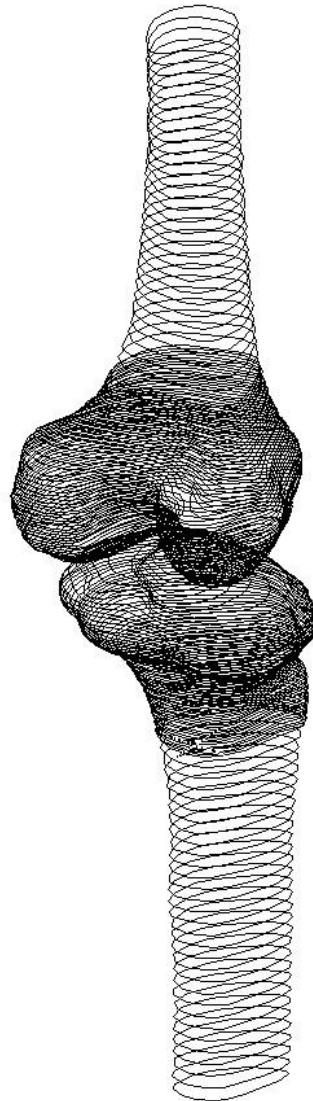


Figura 3.8: Modelo con diferentes espaciamientos entre tomografías. (Muller, 2001)

De esta forma es como se obtiene un modelo 3D que conforma solo la geometría del hueso, por lo que se requieren de otros softwares que realizarán la generación del modelo sólido con las características deseadas. Otra forma útil de generar el modelo sólido es exportando el primer modelo a softwares ingenieriles CAD/CAM donde las polilíneas son convertidas en curvas suaves.

Para que las superficies óseas queden suaves es importante reducir el número de puntos en la superficie del hueso y comprobar que todos tengan un número similar de puntos. Utilizando las herramientas de los programas CAD/CAM que permiten crear planos de trabajo y perfiles, estas curvas son transformadas en secciones transversales planas, las superficies son creadas a partir de estos contornos cerrados y los sólidos son creados por extrusión.

Después de tener el modelo superficial del hueso se genera una mallado en el mismo para posteriormente asignarle el material y realizar las pruebas mecánicas pertinentes para la validación del modelo. La mayoría de los softwares generan una malla con discontinuidades en el modelo y como se mencionó antes estos son suavizados o eliminados teniéndose así una transición o modificación de la geometría del hueso, esto con determinadas paqueterías o herramientas en los mismos puede minimizarse. Teniendo el modelo con el que se trabajará se exportan estos modelos a otro tipo de softwares especializados en la asignación de material así como la aplicación de cargas en el modelo.

Comercialmente existen programas que crean los modelos discretizados a partir del modelo geométrico, pero normalmente estos malladores son de elementos tetraédricos que necesariamente poseen una propiedad constante para todo el elemento y no reproducen exactamente la geometría del modelo original. La principal ventaja del acoplamiento utilizado en este tipo de trabajo es la capacidad de cálculo simultaneo del sistema CAD con el programa de MEF, lo cual implica la transferencia directa de la geometría, condiciones de carga y de contorno del modelo a cada macro elemento sin necesidad de extraerlo de la fuente donde se generó la geometría.

Lo anterior implica que los datos necesarios para el cálculo con el MEF vienen sin la pérdida de información y sin la simplificación de las superficies indispensable para otros programas. Por otra parte se consigue transferir cualquier cambio realizado en el modelo en el sistema CAD directamente al programa de MEF.

Algunos autores han generado mallas manualmente creando pequeños elementos hexaédricos por cada voxel de las TAC, con la ventaja de que cada voxel representa un sólido rectangular con dimensiones y propiedades constantes y con la desventaja que para TAC de alta resolución estos modelos resultan en un gran número de elementos finitos y las superficies no resultan suaves. Algunos autores han creado algoritmos para suavizar las superficies y disminuir el tamaño de las mallas, entre ellos se pueden nombrar Keyak (1990), Kullmer (1998) y Zannoni (1999) entre otros.

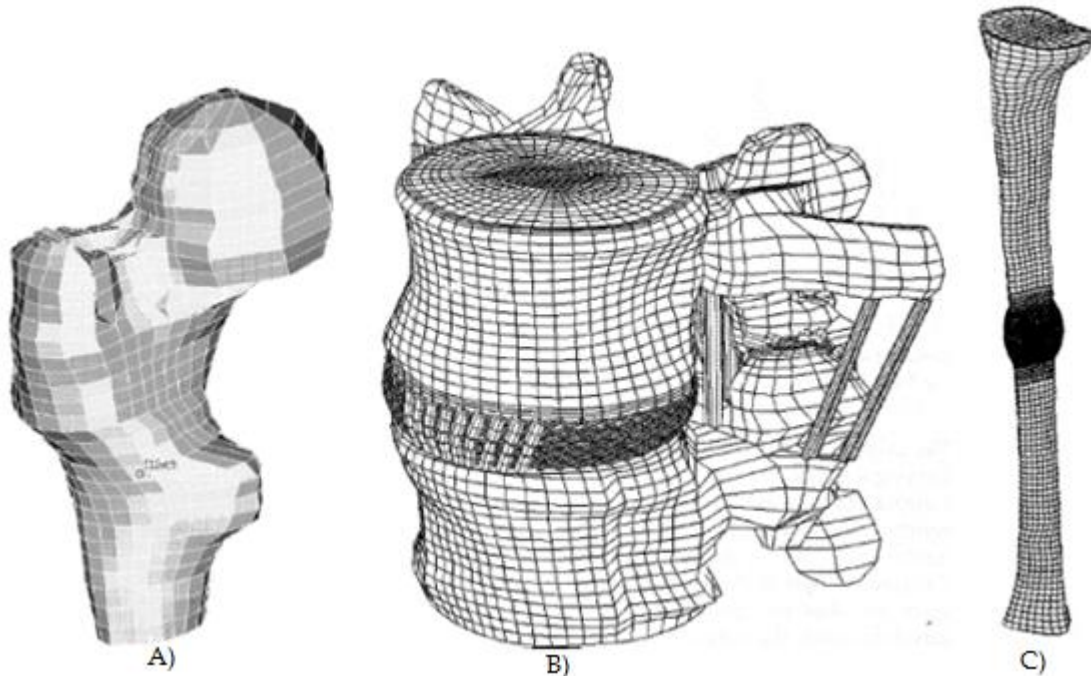


Figura 3.9: A) Malla de epífisis superior de fémur humano (García, 1999), B) Malla de vertebras (Polikiet, 2000), C) Malla de tibia (Lacroix, 2000), (Muller-Karger, 2001).

Sobre estos modelos se puede realizar tanto un análisis morfológico de la estructura como un análisis biomecánico simulado que proporcione datos de la resistencia y el módulo de Young del objeto analizado. El análisis MEF más común es el lineal estático, que calcula la resistencia mecánica a cargas estáticas (que no varían con el tiempo) y que asume que el material es isotrópico y homogéneo. Sin embargo, el desarrollo en los últimos años de tecnologías que permiten la adquisición de imágenes de alta resolución del hueso (micro-CT, HR-MRI, etc.), junto con el uso de nuevos algoritmos que representan la estructura ósea con mayor precisión, ha permitido crear modelos con los que se calculan cargas en el tejido y sus propiedades elásticas anisotrópicas. El MEF proporciona cada vez datos más exactos, convirtiéndose en una poderosa herramienta para el conocimiento del comportamiento biomecánico del hueso, y en una de las más utilizadas en los últimos años.

3.4 Ensayos de flexión mediante elemento finito.

Autores como Quecedo (2007), Viceconti (2000) y Stolk (2002) realizaron diversos estudios en modelos 3D de fémur humano; a flexión en cuatro puntos analizando su rigidez estructural. Para ello el hueso se considero como una viga apoyada en dos soportes y sometida a dos cargas verticales que distan entre sí lo mismo que cada una de ellas al apoyo más próximo.

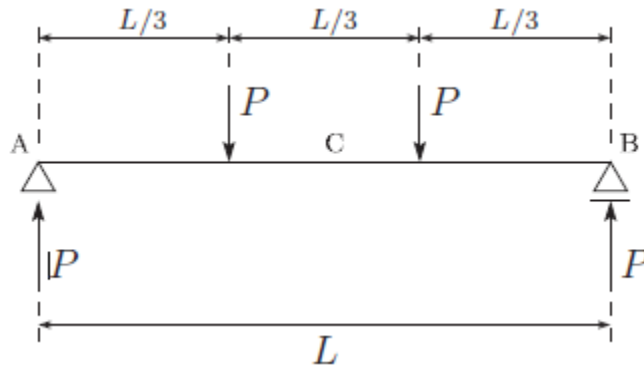


Figura 3.10: Flexión en cuatro puntos (Quecedo, 2007)

Tomando en cuenta el desplazamiento del punto central en dirección de aplicación de ambas cargas, usaron la siguiente expresión:

$$v_c = \frac{23PL^3}{648EI}$$

v_c = Desplazamiento del punto medio de la viga

L = Distancia entre los apoyos

P = Cargas aplicadas

E = Modulo de Young

I = Momento de inercia de la sección transversal.

De dicha expresión se deduce la rigidez a flexión EI :

$$EI = \frac{23 PL^3}{648 v_c}$$

Quecedo en 2007 muestra que una longitud recomendada es de $L = 186 \text{ mm}$ para este análisis, tomando en cuenta las dimensiones habituales del fémur humano.

Quecedo realizó dos análisis con solicitación a flexión en cuatro puntos, estos fueron flexión en el plano frontal y plano sagital. Para esto modeló al hueso cortical como un material isótropo y transversalmente isótropico; y tomando valores propuestos tanto por Viceconti en el 2000 y Stolk en 2002 para la asignación de las propiedades de hueso cortical y trabecular.

Tabla 4.1: Propiedades de hueso cortical asignadas en modelos isótropico y transversalmente isótropico.

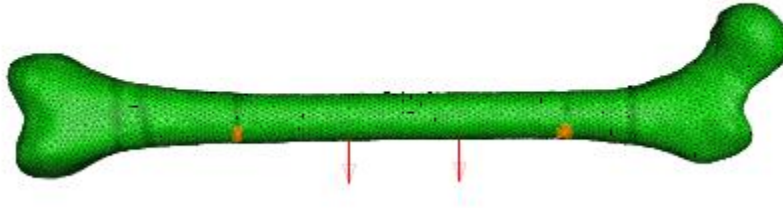
Isótropico	Transversalmente isótropico (Cortical)
$E_{cortical} = 14200 \text{ MPa}$	$E_x = E_y = 7000 \text{ MPa}, E_z = 11500 \text{ MPa}$
$E_{trabecular} = 104 - 137 \text{ MPa}$	$G_{yz} = G_{zx} = 3500 \text{ MPa}, G_{xy} = 2600 \text{ MPa}$
$\nu_{cortical} = 0.3$	$\nu_{xy} = \nu_{yz} = \nu_{zx} = 0.4$
$\nu_{trabecular} = 0.3$	

Para el modelo isótropico el desplazamiento del nodo central fue de $v_c = 3,98 \times 10^{-1} \text{ mm}$ y el valor para el transversalmente isótropico fue de $v_c = 4,10 \times 10^{-1} \text{ mm}$, teniendo así la rigidez estructural para cada una de las diferentes consideraciones.

$$EI = 287 \text{ Nm}^2 \text{ isótopo}$$

$$EI = 279 \text{ Nm}^2 \text{ transversalmente isotropico}$$

A)



B)

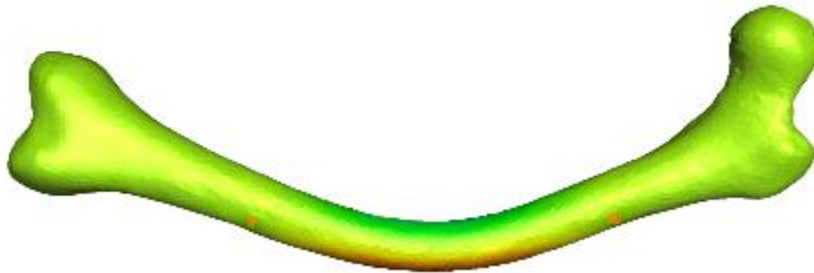


Figura 3.11: A) Simulación de ensayo de flexión en cuatro puntos en plano frontal. B) Resultado del ensayo de flexión en cuatro puntos en el plano frontal. (Quecedo, 2007)

Tabla 4.2: Rigidez EI obtenida por diversos autores en ensayo de flexión en cuatro puntos en el plano frontal.

Autor	Tipo de hueso	Rigidez EI (Nm^2)
Cristofolini (1996)	Replica	248
Cristofolini (1996)	Real	277
Heiner y Brown (2001)	Replica	275
Heiner y Brown (2001)	Real	310
Motoshima (1960)	Real	305
Quecedo isótopo (2007)	Replica	287
Quecedo isótopo transversal (2007)	Replica	279

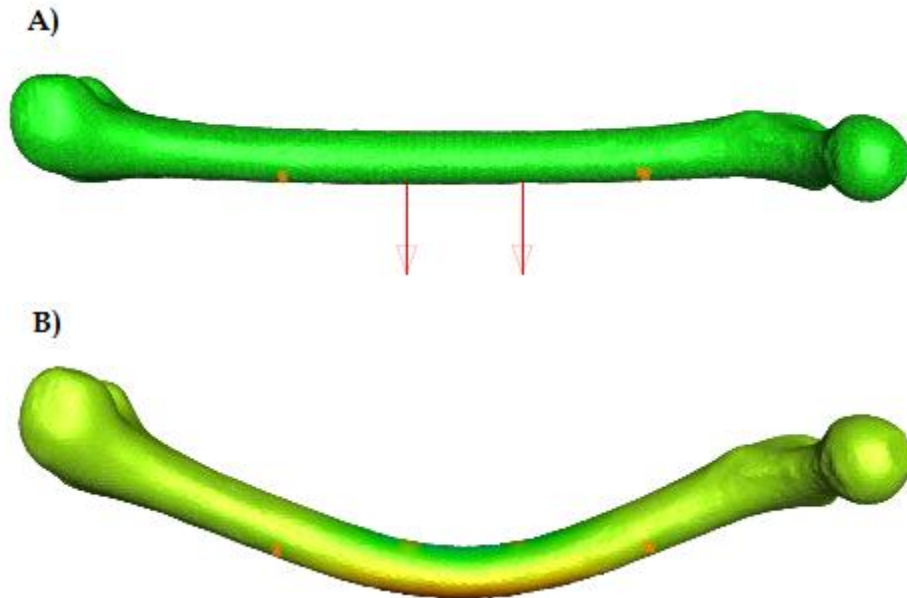


Figura 3.12: : A) Simulación de ensayo de flexión en cuatro puntos en plano sagital. B) Resultado del ensayo de flexión en cuatro puntos en el plano sagital. (Quecedo,2007)

Tabla 4.3: Rigidez EI obtenida por diversos autores en ensayo de flexión en cuatro puntos en el plano sagital.

Autor	Tipo de hueso	Rigidez EI (Nm^2)
Cristofolini (1996)	Replica	271
Cristofolini (1996)	Real	369
Heiner y Brown (2001)	Replica	294
Heiner y Brown (2001)	Real	318
Motoshima (1960)	Real	305
Quecedo isótropo (2007)	Replica	312
Quecedo isótropo transversal (2007)	Replica	310

Capítulo 4: Metodología para la generación de un modelo 3D de fémur humano a partir de tomografías axiales computarizadas.

En la presente metodología se describen los pasos a seguir para la reconstrucción de un modelo 3D de un fémur humano considerando que su geometría no se pierda durante el proceso. Dicho modelo establece las bases para la generación de tres modelos más con diferente tamaño de mallado, estos serán sometidos a las mismas condiciones de trabajo considerando la asignación de hueso cortical y trabecular como transversalmente isotrópicos, esto con el objetivo de obtener la rigidez estructural de los mismos, observar la variabilidad de estos resultados y observar el comportamiento en condiciones de flexión. Los resultados servirán para comprender el comportamiento del fémur a flexión y como varían los resultados de la rigidez en la disminución progresiva del número de elementos en cada modelo.

A su vez se detalla el proceso de obtención del módulo de Young a partir del modelo más detallado tomando en cuenta tres diferentes consideraciones para el cálculo del mismo, con la finalidad de observar su variabilidad.

4.1 Postprocesamiento de tomografías axiales computarizadas.

La reconstrucción de un modelo de hueso a partir de tomografías axiales computarizadas (TAC) es un proceso que requiere herramientas especializadas, una de estas son los softwares que usan cada una de las imágenes axiales de hueso para generar un modelo 3D.

En este trabajo el software usado para realizar esta tarea es conocido comercialmente como 3D Doctor® (versión de prueba). Las tomografías usadas en esta tesis fueron tomadas por un tomógrafo convencional y por cuestiones de anonimato y seguridad no se mencionará el paciente al que se le realizó dicho estudio. Inicialmente se debe mencionar que las tomografías axiales computarizadas se encuentran en el formato DICOM, de tal forma que ya se tiene asignado un orden en las mismas.

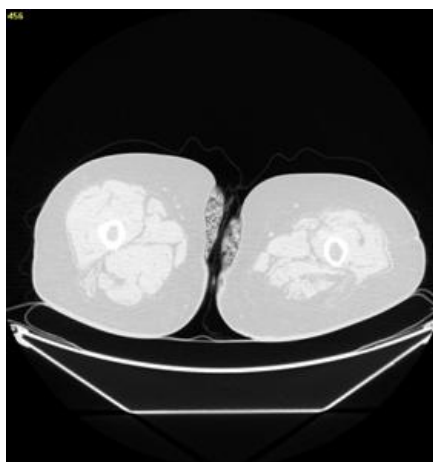


Figura 4.1: Tomografía axial computarizada en el software 3D Doctor® (versión de prueba) con la visualización de tejidos y hueso.

Cada imagen necesita ser procesada para visualizar el hueso de manera más clara y con esto eliminar zonas irrelevantes para este estudio como músculos, prótesis y errores generados por el tomógrafo. Con el uso de filtros se eliminaron las zonas anteriormente mencionadas, de acuerdo a la escala de grises las zonas referidas a la mayor densidad en las imágenes presentan color blanco, de tal forma que aquellas zonas que presenten una menor densidad presentaran colores grisáceos. Por lo tanto se disminuyó la escala grises para eliminar zonas como músculos y piel; dejando únicamente el hueso.

El uso de filtros ayuda a tener una imagen más clara y facilitar la eliminación de errores y con el uso de fronteras se garantiza por completo la generación de un modelo 3D mas completo, sin ninguna geometría extraña.



Figura 4.2: Tomografía axial computarizada con la visualización de hueso sin tejidos.

Una etapa importante es la identificación del fémur en dichas imágenes, observar la imagen donde inicia la cabeza femoral (epífisis superior) y otra donde se encuentren los cóndilos (epífisis inferior), de tal forma asignar en el software el rango de imágenes que serán tomadas para la construcción del modelo 3D. En este caso el paciente presentaba tornillos quirúrgicos en el fémur izquierdo, el cual afectó totalmente en la toma de la tomografía en esa zona como se muestra en la Figura 4.3.

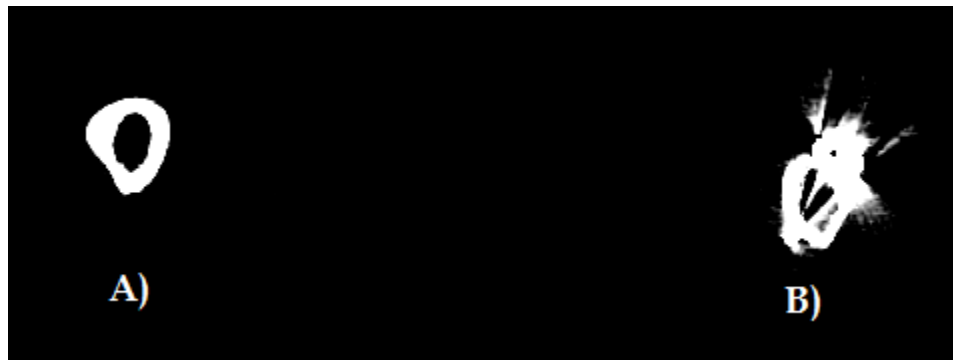


Figura 4.3: A) Fémur derecho B) Fémur izquierdo

En el fémur izquierdo se observa una distorsión en la imagen debido al ya mencionado tornillo quirúrgico. Por otro lado el fémur derecho se encuentra en perfectas condiciones y fue de este del cual se obtuvo un modelo 3D.

4.2 Generación de modelo de un fémur humano.

Para generar el modelo se necesita definir el contorno o frontera en cada una de las imágenes, para facilitar dicha tarea se usó una herramienta del software que permite delimitar zonas de cada imagen, esto con una geometría simple, ayudando a definir el contorno o frontera del hueso únicamente dentro de dicha geometría; esto se realizó para construir automáticamente el contorno en cada una de las 684 tomografías las cuales sirven de guía para posteriormente modificarlas o reconstruirlas en caso de que se encuentren errores en las mismas.

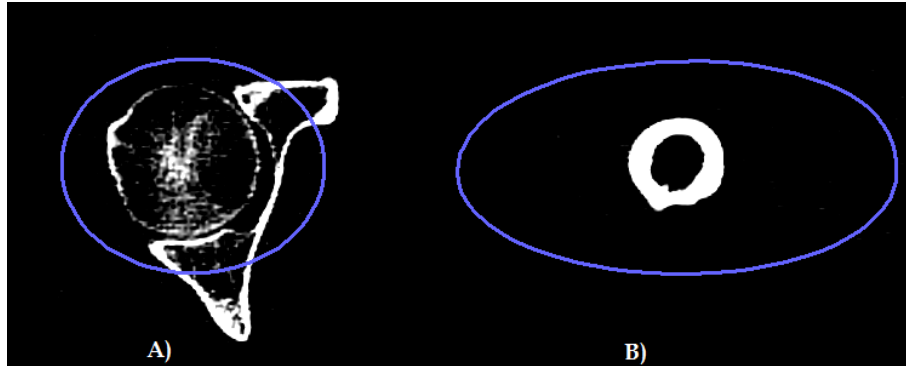


Figura 4.4: A) Cabeza femoral del fémur derecho delimitada por un círculo, B) Diáfisis del fémur derecho delimitada por un ovalo.

Después de contar con la certeza que el fémur este dentro de la geometría el software necesita una guía para definir el contorno del hueso, por lo cual lo que se encuentra dentro de la geometría será lo único que se modifica sin tomar defectos externos de cada imagen.

Para dicha guía se usó una herramienta que muestra de color rojo las zonas que se tomaran para construir el contorno del hueso, para esto se tienen diferentes rangos de valores que permiten controlar la precisión del contorno de acuerdo con el contraste de cada imagen, es decir en las zonas blancas de cada imagen serán definidas más fácilmente por el software, mientras que las partes más oscuras son más difíciles, por lo tanto es crítico tener un valor adecuado que permita observar correctamente la geometría del hueso en cada imagen, en este caso se usó un rango de valores que va desde 34135 a 41635 con base al contraste de las imágenes (Figura 4.5).

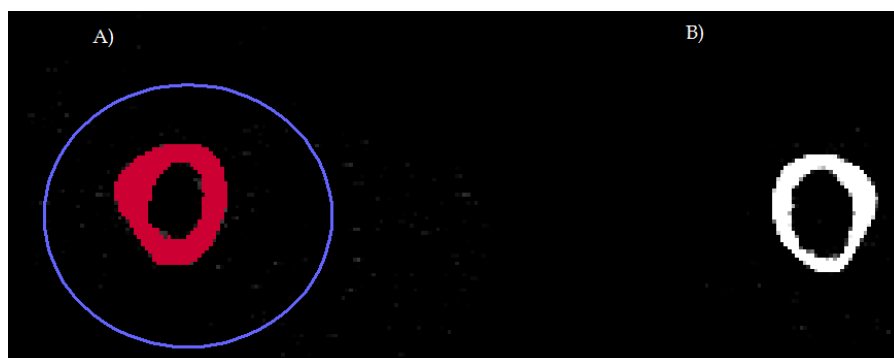


Figura 4.5: A) Fémur derecho tomado por el software para la construcción del contorno en la tomografía, B) Fémur izquierdo omitido por el software.

Después de tener el contorno, se borró cada defecto en cada una de las imágenes para dejar solamente el fémur, esta tarea debe hacerse con precisión para evitar eliminar fronteras que si pertenecen al fémur.

El proceso de corrección se realizó en las 684 tomografías, verificando en cada una de ellas la ausencia de errores. Debido a la poca nitidez de las imágenes en las zonas de las epífisis no se pudo definir correctamente al hueso trabecular, por lo tanto esta zonas se establecieron como sólido. Por parte de la diáfisis se conservó la geometría natural, es decir que se mantuvo la cavidad medular del fémur.

Cada imagen tomográfica representa una sección del fémur, la unión de éstas conforman el modelo final por lo cual durante el renderizado (generación de modelo a partir de imágenes) existen zonas donde se aprecia el "salto" de imagen a imagen, para solucionar este problema se realizó un suavizado de la superficie del modelo, de tal forma que este no presentara distorsiones; aunado a lo anterior la complejidad de la superficie del modelo base está determinada por el tamaño de la geometría del mallado, en este caso la malla está definida por triángulos, los cuales tienen una distancia promedio de 0.8 mm de nodo a nodo, teniendo un mallado fino que permite tener un modelo más detallado; a este modelo se le denominó como "modelo base". Posteriormente se exportó el modelo base con formato STL es decir que solo expresa la geometría del hueso sin tomarlo como un objeto con volumen, es decir como superficie.

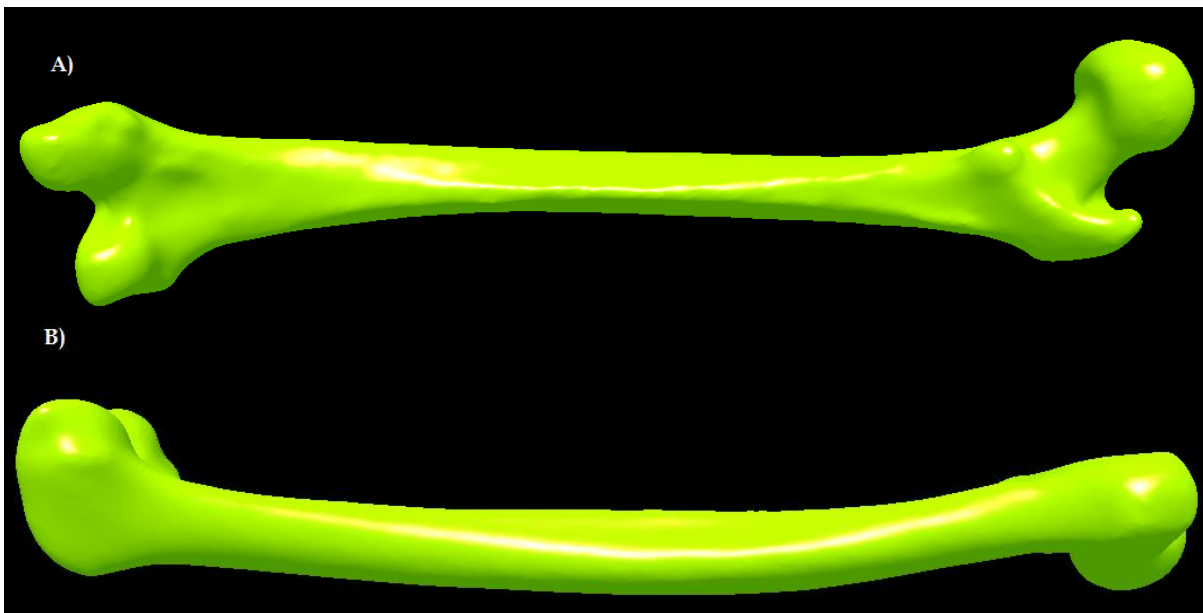


Figura 4.6: A) Fémur (plano frontal) B) Fémur (plano sagital).

4.3 Simplificación del mallado

Con el objetivo de analizar el comportamiento del fémur a flexión en cuatro puntos se generaron a partir del modelo base tres modelos con una reducción de número de nodos.

Es importante para este estudio conservar la geometría del hueso de tal forma que al aumentar el tamaño del elemento del mallado, esta no se pierda, para ello se usó el software MeshLab® donde con la ayuda de diferentes filtros aplicados al modelo base se obtuvieron tres diferentes modelos con diferente tamaño de malla; con la finalidad de encontrar aquella que conserve de mejor forma la geometría original y disminuya el tiempo de cómputo.

Ahora bien, se contó inicialmente con el modelo base que define perfectamente la geometría del fémur, esto permitió la aplicación de las herramientas del software ya mencionado con mayor facilidad. Dicho modelo base cuenta con dos mallas, la primera representa la geometría externa del fémur y la segunda es la geometría de la cavidad medular, con ambas se conforma el modelo de un fémur humano, con esto se consigue un modelo con la geometría real de un fémur. Este cuenta con 111490 nodos de los cuales se redujeron de acuerdo al tamaño de malla que se reconstruyó, para esta tarea inicialmente se aplicó un filtro (Poisson-disk sampling) que a partir del número de nodos establecidos originalmente genera una nueva distribución y reducción de los mismos, se ingresó el valor inicial de 1596 nodos y como final 2824, esto tomando en cuenta como primordial la geometría y la distancia entre cada uno.

Posteriormente a partir de la nueva distribución de nodos se aplicó un remallado (Surface Reconstruction: Ball Pivoting) que genera el nuevo mallado con la cualidad de no perder la geometría inicial del hueso y basado a los nodos establecidos.

Tabla 4.1: Número de nodos en los diferentes modelos generados de la posterior aplicación de los filtros.

	Número de nodos
Modelo base	111490
Modelo 1	2824
Modelo 2	2132
Modelo 3	1596

Estos tres modelos siguen siendo formato STL los cuales además de contar con la característica de solo dar información de la geometría de dichos modelos, también tienen la desventaja de no poder ser modificados en su posterior análisis, por lo cual con el software SolidEdge® se cambiaron a formato IGES, ya que en este pueden ser modificados y de esta forma asignarle las propiedades tanto de hueso cortical como de trabecular en diferentes regiones, así como poder ser modificado de superficie a volumen. Los modelos STL cuentan con una malla triangular, estos serán tetragonales ya como volumen, donde el modelo 1 tiene 21200 elementos, el modelo 2 conformado por 13702 elementos y finalmente el modelo 3 con 10010 elementos.

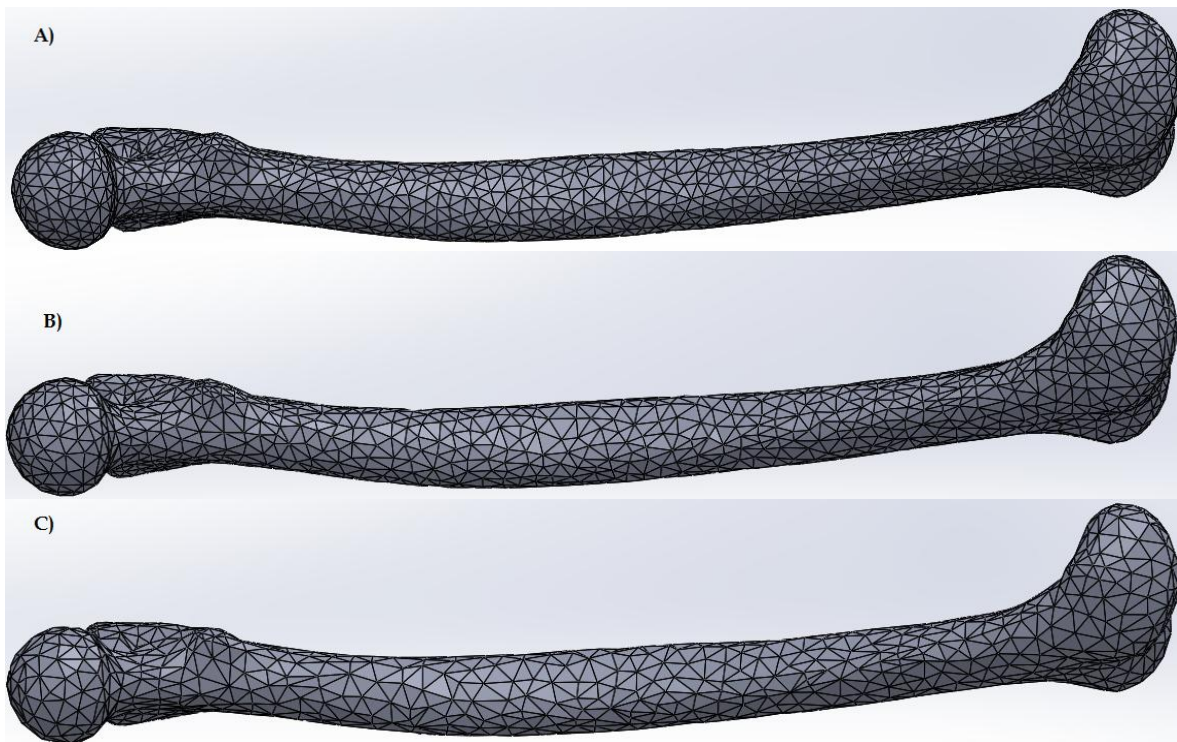


Figura 4.7: A) Modelo 1 con 2824 nodos B) Modelo con 2132 nodos 2 C) Modelo 3 con 1596 nodos.

La disminución progresiva en el número de nodos a partir del modelo base conlleva una mayor facilidad en el manejo de cada modelo, con lo cual se espera un menor tiempo de cómputo.

4.4 Simulación de ensayos de flexión en cuatro puntos en el software Abaqus®.

4.4.1 Asignación de propiedades.

Cada modelo estará sometido a un ensayo de flexión en cuatro puntos en plano frontal y en el plano sagital, para determinar la rigidez estructural de los mismos y comparar los resultados obtenidos entre cada uno de estos. Para el ensayo se creó un cilindro rígido con un diámetro de 1.5 centímetros de diámetro representando a los punzones y soportes para dicho ensayo.

Los soportes están separados entre sí a una distancia de 18.6 cm, mientras que los punzones que transmiten la carga aplicada están a una distancia de 6.2 cm del soporte más cercano, esto debido a las proporciones habituales de un fémur humano son las medidas usadas, además guardando las proporciones de la norma ASTM F382-86. Los soportes y punzones se ensamblaron de tal forma que se garantizara que estos estuviesen en contacto, y este no generara fricción. La carga total aplicada de 500N durante 5 segundos (Figura 4.8) esto de acuerdo a los ensayos de flexión no destructivos realizados en hueso completo y para simular las condiciones que se producen durante el apoyo.

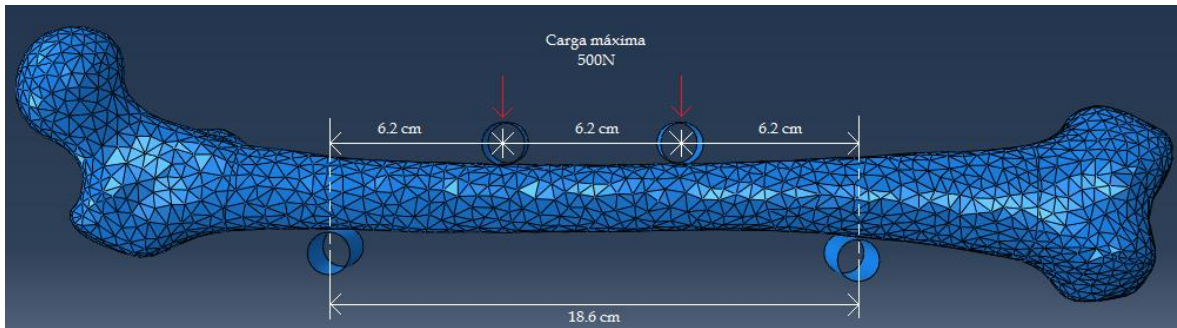


Figura 4.8: Distancias en ensayo de flexión en cuatro puntos y aplicación de cargas.

La asignación de propiedades de hueso cortical y trabecular se realizó mediante un corte en cada una de las epífisis, teniendo así una delimitación de las distintas regiones para cada uno de los materiales. Las zonas de hueso cortical y trabecular necesitan un sistema de referencia de tal forma que este sirva para la asignación de las constantes elásticas en cada una de las direcciones de dicho sistema.

Las constantes elásticas establecidas en el modelo son para definir un comportamiento transversalmente isotrópico (tabla 4.2), donde para el hueso cortical la dirección principal es el eje longitudinal y mientras que la dirección principal del hueso trabecular es el eje que cruza la cabeza femoral (figura 4.9).

Tabla 4.2: Propiedades transversalmente isotrópico del hueso cortical y trabecular.

Propiedades	Hueso cortical (D. Kurniawan, 2012)	Hueso trabecular (Sheng-Hui Liao, 2007)
$E_x(MPa)$	6300	1148
$E_y(MPa)$	6300	210
$E_z(MPa)$	9700	1148
ν_{xy}	0.3	0.05
ν_{xz}	0.253	0.32
ν_{yz}	0.253	0.01
$G_{xy}(MPa)$	2425	68
$G_{xz}(MPa)$	2850	434
$G_{yz}(MPa)$	2850	68

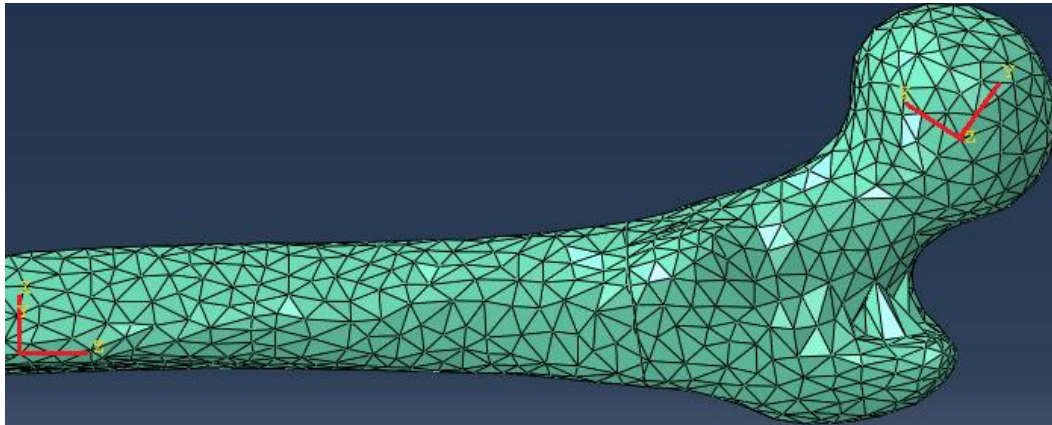


Figura 4.9: Direcciones principales en hueso cortical y trabecular.

Para que el modelo sea lo más aproximado a las condiciones de un ensayo de flexión se tienen que restringir ciertos movimientos en las epífisis de tal forma que durante la flexión la concentración de esfuerzos sea mínima o nula en estas zonas, por tal motivo las restricciones del movimiento tienen que ser las correctas. De esta manera se restringieron primordialmente dos movimientos con respecto al sistema de referencia de la diáfisis, es decir que todo el hueso estará regido en un mismo sistema en cuanto a las restricciones del movimiento. La prohibición de dichos movimientos fue en los ejes axiales, de tal forma que las epífisis solo se desplazaran en el plano generado por el eje longitudinal de la diáfisis (figura 4.10).

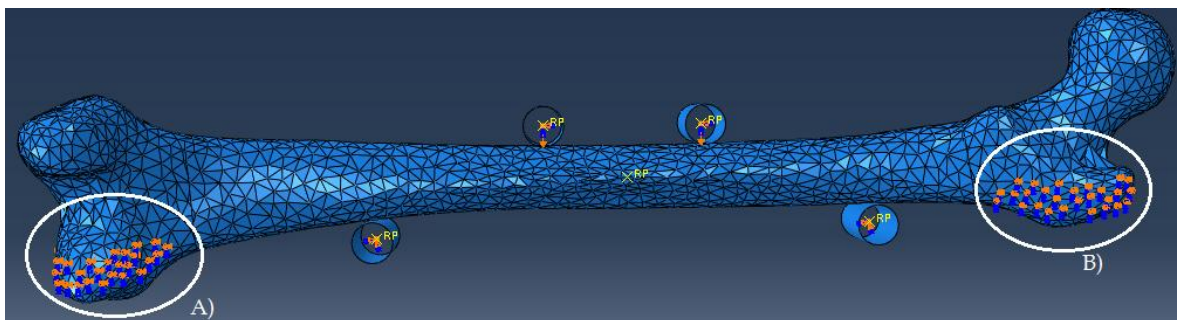


Figura 4.10: A) Restricción en la epífisis distal del fémur, B) Restricción epífisis proximal del fémur.

Con dichas condiciones se obtuvo el desplazamiento del nodo medial en cada modelo, es decir la deflexión con la cual se obtiene la rigidez estructural tomando en cuenta la distancia entre los soportes y los punzones, así como la carga aplicada durante el ensayo.

$$EI = \frac{23 PL^3}{648 v_c} \dots \dots \dots (Ec. 1), (Quecedo, 2007)$$

v_c = Desplazamiento del nodo de referencia (figura 5.1)

L = Distancia entre los apoyos

P = Carga total aplicada

E = Módulo de Young

I = Momento de inercia de la sección.

Capítulo 5: Análisis de resultados

Es importante resaltar que la obtención de un modelo base que tuviese definida de manera clara la geometría del fémur está determinada por el número de tomografías, de tal forma que para el presente estudio se busca tener el mayor número ellas. Aunado a lo anterior se asignaron propiedades mecánicas al hueso cortical y trabecular de estudios recientes buscando que el modelo se acerque en mayor medida a la realidad. Los resultados de la simulación del ensayo de flexión en cuatro puntos en el plano frontal y sagital de los tres modelos arrojan datos importantes, mostrando así las diferencias entre ellos sometidos a las mismas condiciones de carga, de tal manera se comprende de mejor manera el comportamiento del fémur sometido a flexión, resaltando que esta condición se presenta durante las actividades cotidianas de una persona como la caminata y otro tipo de movimientos.

5.1 Ensayos de flexión en cuatro puntos.

Como primer objetivo del presente estudio es obtener la rigidez estructural de los tres modelos con diferente tamaño de malla, sometidos a flexión en cuatro puntos en el plano frontal así como en el sagital, de los cuales se analizaron los esfuerzos y deformaciones; además tener un comparativo de estos resultados y del tiempo de cómputo en cada uno.

5.1.1 Modelo 1 flexión en plano frontal.

Para el estudio, los modelos sometidos a flexión en cuatro puntos en el plano frontal muestran poca variabilidad en el desplazamiento del nodo de referencia tomado para la medición en el software (Figura 5.1), tendiendo así en cada modelo una rigidez estructural similar. En el modelo 1 se tuvo un desplazamiento del nodo de referencia de 0.408 mm, a partir del cual se tiene una rigidez estructural de 279.9 Nm² (ecuación 1 presentada en el capítulo 4 sección 4.4.1). Analizando más a fondo, se aprecia en la zona de la cara medial, donde se aplicó la carga que los esfuerzos van desde 4.15 a 49.8 MPa, teniendo zonas más amplias donde los esfuerzos no exceden el valor de 12.47 MPa; los esfuerzos mayores se presentan en zonas localizadas lo cual representa que estos se dan debido a la carga puntal aplicada (Figura 5.2), estos están sometidos a compresión durante el ensayo pero serán despreciados de acuerdo al principio de Saint Venant.

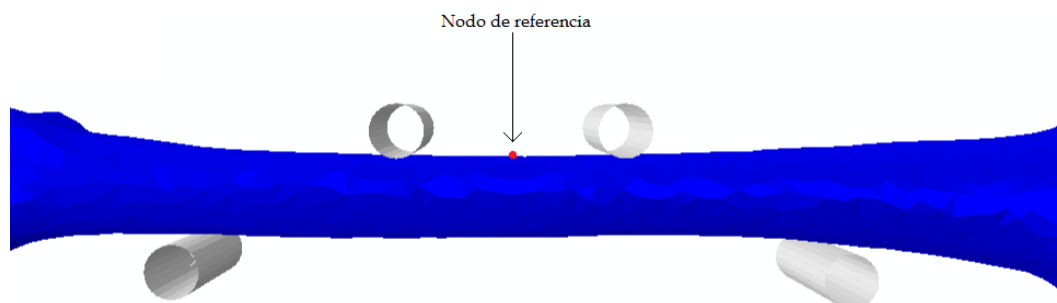


Figura 5.1: Nodo de referencia para la toma de mediciones durante los ensayos.

Los elementos de la cara lateral del fémur (figura 5.3), es decir la zona contraria a la cara lateral están a tracción, región que exhibe esfuerzos no mayores a 12 MPa, el valor incrementa a valores máximos de 45 a 49.8 MPa nuevamente en zonas pequeñas donde se apoya el hueso durante el ensayo (Figura 5.3) por lo que de aquí en adelante dichas regiones serán ignoradas del análisis de resultados. Por otra parte de la línea divisoria de hueso cortical y trabecular existe concentración de esfuerzos debido al cambio radical de propiedades con un valor no máximo 8.3 MPa, por lo tanto también existe una deformación concentrada en dicha zona y estas se muestran en la Figura 5.4.

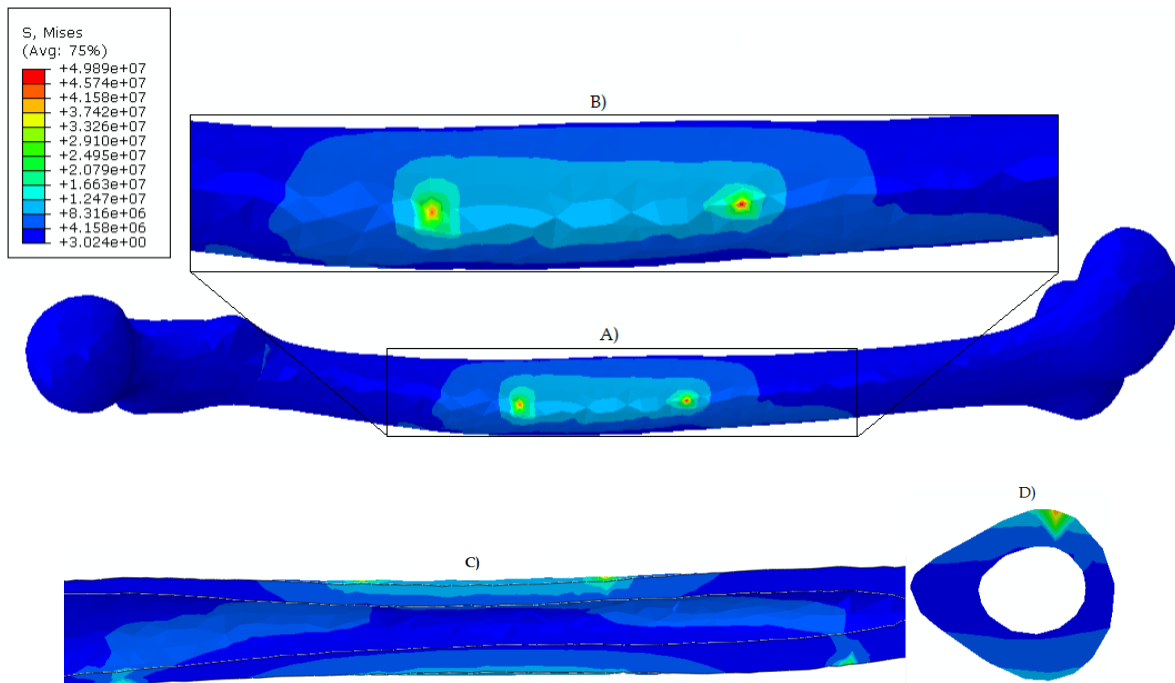


Figura 5.2: A) Esfuerzos presentados en el modelo 1 en la cara medial del fémur, B) Acercamiento a la cara medial del fémur, C) Corte longitudinal del fémur, D) Corte transversal del fémur.

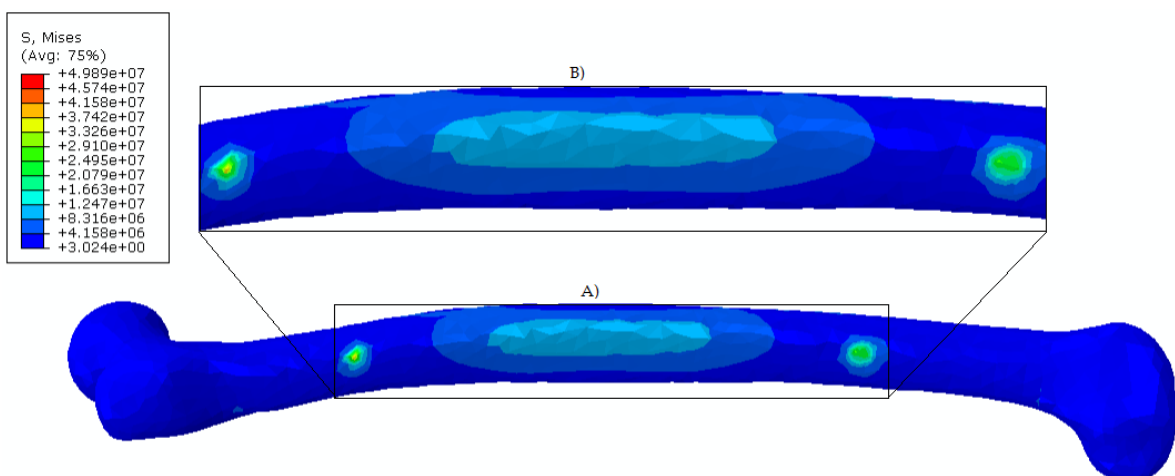


Figura 5.3: A) Esfuerzos presentados en el modelo 1 en la cara lateral del fémur, B) Acercamiento a la cara lateral de fémur.

En el modelo 1 como se mencionó anteriormente las deformaciones máximas se encuentran en la línea divisoria de cambio de propiedades como se muestra en la Figura 5.4, A) y B), donde estas se toman como primordiales teniendo valores máximos de 0.0055 mm/mm es decir un 0.55%. Las restricciones de movimiento generaron deformaciones que son altas comparadas con las mostradas en la diáfisis, estos datos no son tomados en cuenta debido a que están presentes en zonas pequeñas o puntuales en zonas de la cabeza femoral y cercanas a las líneas divisorias en ambas epífisis, por lo que en los posteriores modelos no son descritas.

Por parte de la zona de aplicación de carga y soportes se tiene una deformación mínima de 0.00088 mm/mm (0.088%) y llegando a una máxima de 0.0036 mm/mm (0.36%) como se muestra en la figura 5.4. De lo anterior se tiene que son zonas mínimas que son despreciables para el análisis. En la Figura 5.5 se muestran de manera más clara las deformaciones reales a través de todo el fémur. Finalmente el modelo tuvo un tiempo de cómputo de 7.28 minutos.

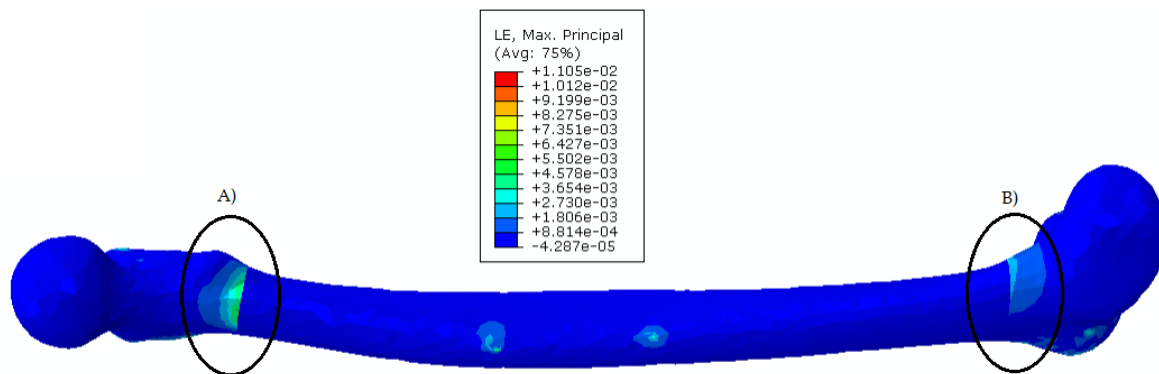


Figura 5.4: A) Deformación en epífisis proximal del fémur, B) Deformación en epífisis distal del fémur.

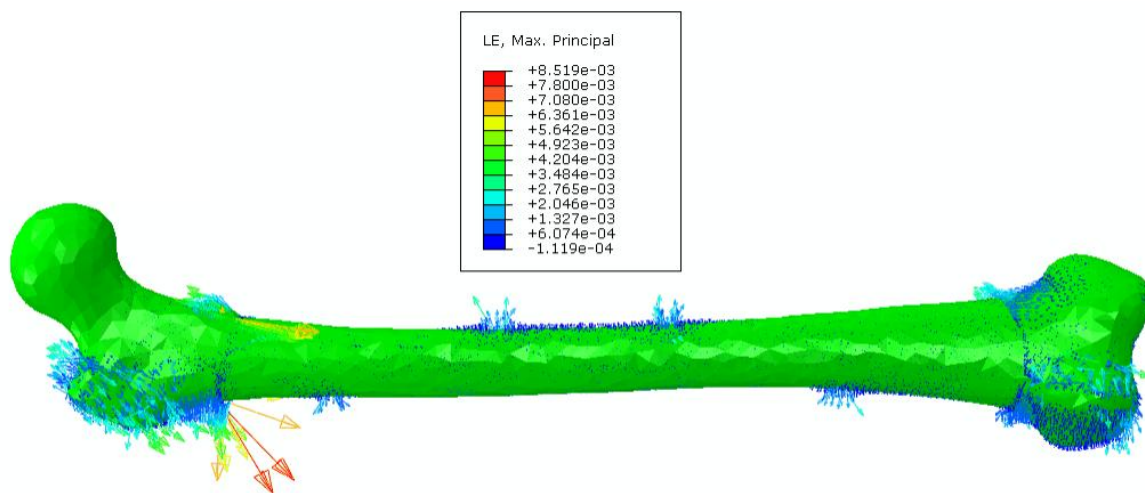
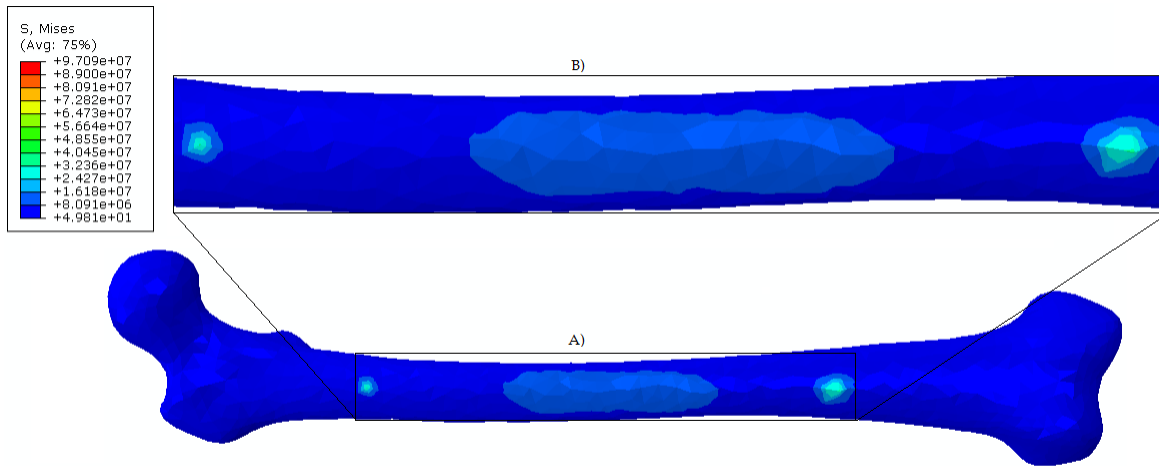
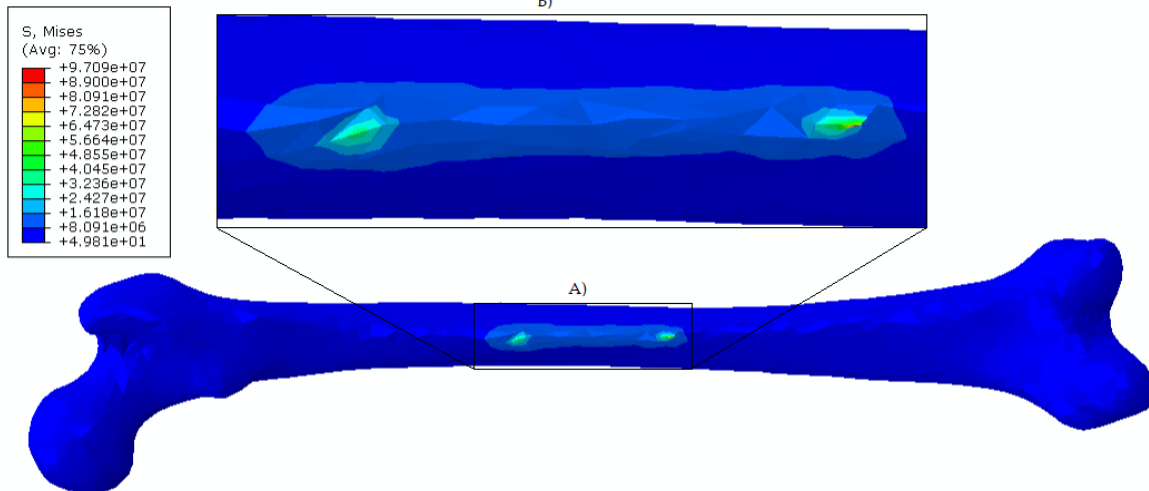


Figura 5.5: Deformaciones logarítmicas máximas presentes en el Modelo 1.

5.1.2 Modelo 1 flexión en plano sagital.

El ensayo de flexión en el plano sagital muestra un incremento en la rigidez del modelo 1, teniendo un desplazamiento del nodo de referencia de 0.35 mm, resultando en una rigidez de 326.28 Nm². El modelo en cuestión en su cara posterior tiene valores de 16.1 MPa como máximo en zonas amplias de la diáfisis, y un mínimo de 8 MPa (Figura 5.6). La cara anterior presenta valores nuevamente en un rango de valores de 8 a 16.1 MPa (Figura 5.7).



Las deformaciones tomadas como primordiales son las que se presentan en las regiones epifisarias, justo en la separación de propiedades, el resto son despreciables. Estas zonas muestran una deformación de entre 0.001 y 0.0055 mm/mm (Figura 5.8) además de esfuerzos que no superan el valor de 8 MPa. El tiempo final de cálculo fue de 7.24 minutos.

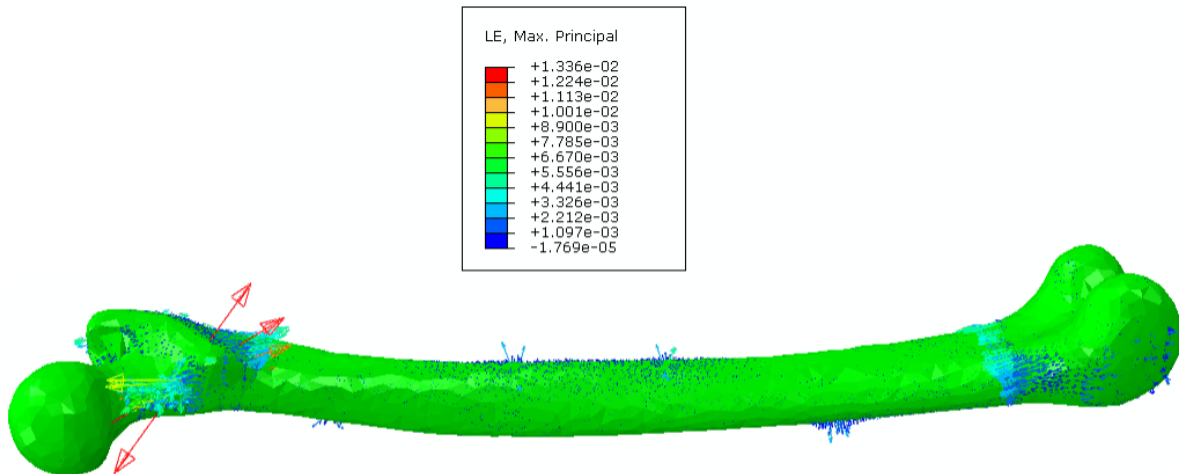


Figura 5.8: Deformaciones logarítmicas máximas presentes en el Modelo 1.

5.1.3 Modelo 2 flexión en plano frontal.

Los resultados de modelo 2 arrojan un desplazamiento nodal de 0.412 mm por lo tanto su rigidez es de 277.18 Nm². Los esfuerzos presentes en este modelo muestran una similitud al modelo 1, teniendo en la cara medial, es decir la zona de aplicación de carga, esfuerzos con un valor mínimo de 2.7 MPa y un máximo de 32.8 MPa, donde los máximos valores de estos se presentan en zonas puntuales como se muestra en la Figura 5.9.

La cara lateral del fémur, donde están presentes los soportes muestra una fluctuación de los esfuerzos que va de un mínimo de 2.7 MPa a un máximo de 13.6 MPa, sabiendo que dichos elementos están en tracción durante el ensayo (Figura 5.10). En la delimitación de las zonas trabecular y cortical en este modelo, resultando con un valor 8.2 MPa. Por otro lado la deformación en el modelo 2 en la zona epifisaria con un valor máximo de 0.006 mm/mm, coincidiendo con el modelo 1 (Figura 5.11). Finalmente el tiempo de cómputo del Modelo 2 fue de 4.34 minutos.

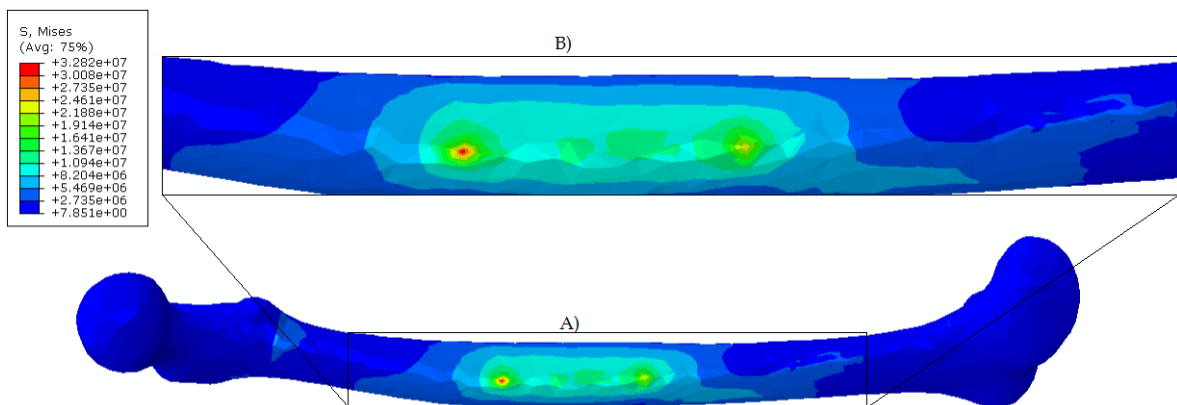


Figura 5.9: A) Esfuerzos presentados en el modelo 2 en la cara medial del fémur, B) Acercamiento a la cara medial del fémur.

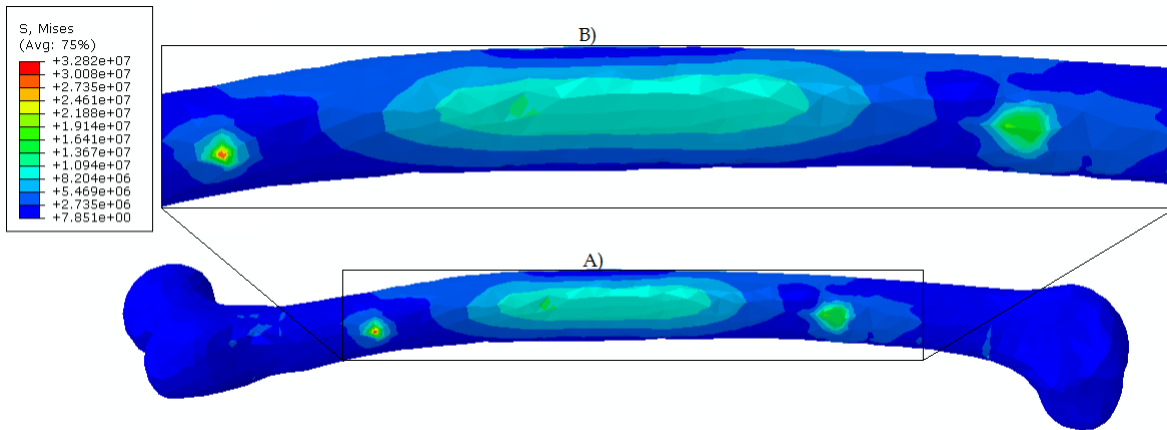


Figura 5.10:A) Esfuerzos presentados en el modelo 2 en la cara lateral del fémur, B) Acercamiento a la cara lateral del fémur.

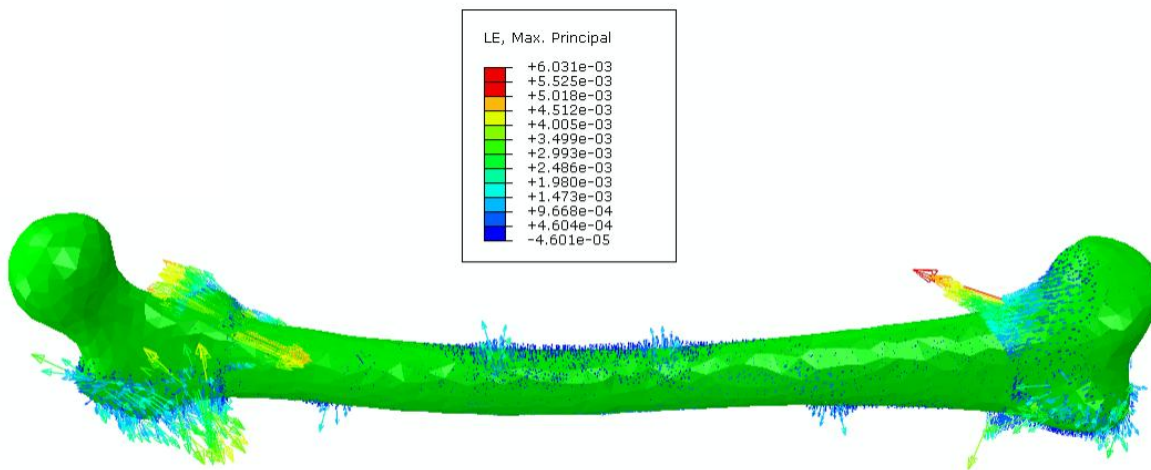


Figura 5.11 Deformaciones logarítmicas máximas presentes en el modelo 2.

5.1.4 Modelo 2 flexión plano sagital.

La rigidez resultante del análisis del modelo 2 arroja un valor de 334.89 Nm² a partir del un desplazamiento de 0.341 mm. La cara posterior así como la anterior manifiesta esfuerzos de 4.7 a 14.1 MPa (Figuras 5.12 y 5.13). En las zonas delimitantes de las propiedades manifiestan deformaciones con un valor mínimo de 0.00073 y un máximo de 0.0036 mm/mm como se presenta en la Figura 5.14, concordando con los resultados del modelo 1, mostrando un esfuerzo máximo de 3.6 MPa. El tiempo de cómputo del presente modelo fue de 3.56 minutos.

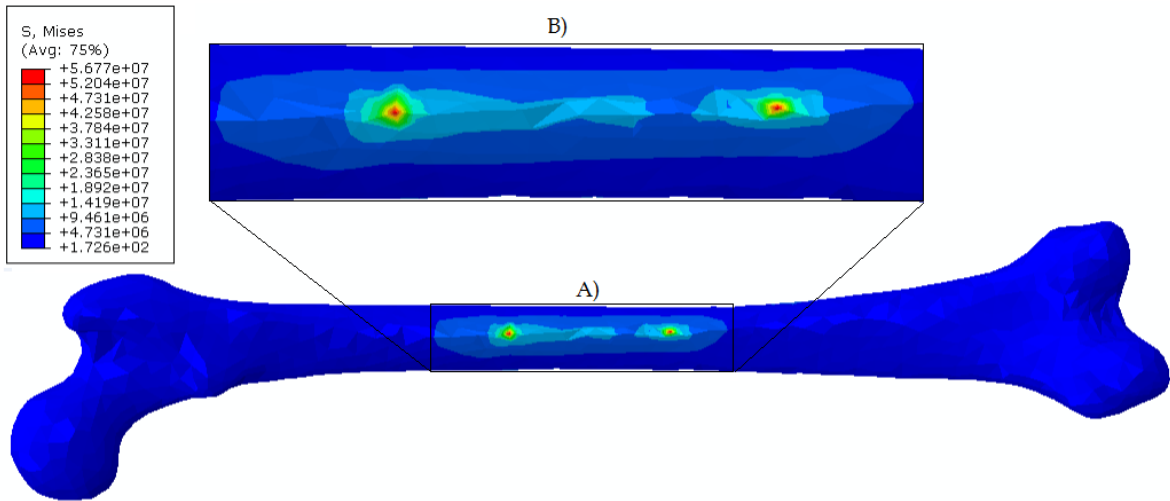


Figura 5.12: A) Esfuerzos presentados en el modelo 2 en cara posterior sometido a flexión en el plano sagital
 B) Acercamiento a la cara posterior del fémur.

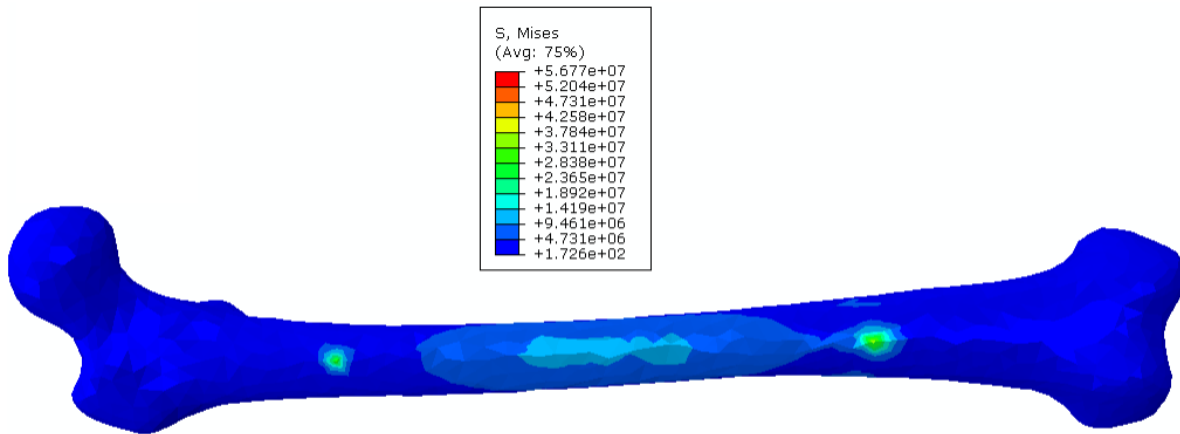


Figura 5.13: Esfuerzos presentados en el modelo 2 en cara anterior sometido a flexión en el plano sagital.

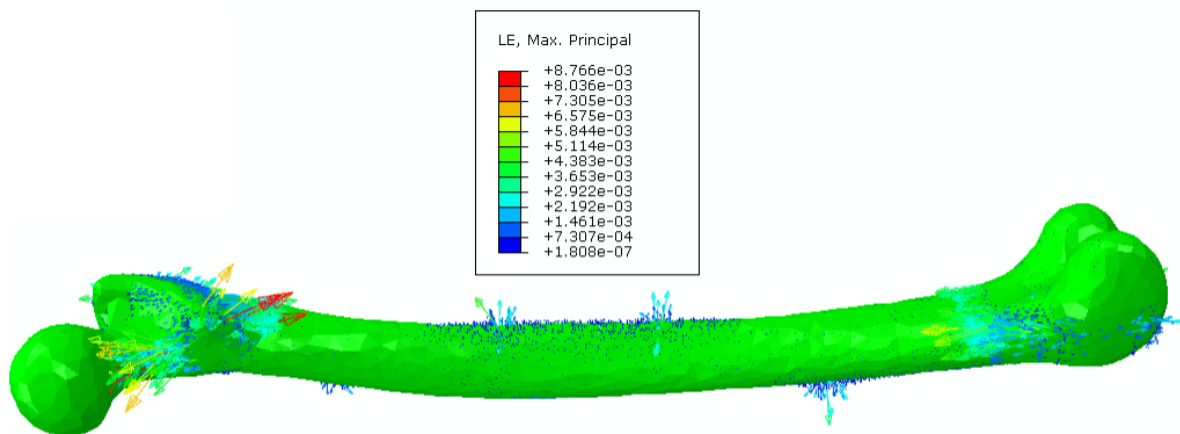


Figura 5.14: Deformaciones logarítmicas máximas presentes en el Modelo 2.

5.1.5 Modelo 3 flexión en plano frontal.

El Modelo 3 resultó con un desplazamiento del nodo de referencia de 0.432 mm, de tal forma que la rigidez obtenida es de 264.34 Nm². El modelo 3 presenta un valor mínimo de esfuerzos de 3.2 MPa siendo el mismo que para el modelo 2 y alcanzando máximo de 13 MPa en la cara medial del fémur (Figura 5.14), esto muestra un rango de esfuerzos muy cercano al modelo 2 con excepción que el anterior modelo alcanza un valor máximo más alto de 13.6MPa es decir un incremento de 4.4%. De la misma forma en la cara lateral se muestran esfuerzos de 3.2 MPa como mínimo a un máximo de 13 MPa (Figura 5.15).

El aumento progresivo del tamaño de los elementos tuvo repercusiones en la delimitación de las diferentes zonas, aun así la deformación en esta zona se muestra dentro de un rango constante de 0.0015 a 0.0054 mm/mm (figura 5.16), así como un esfuerzo de 6.5 MPa. El tiempo de cómputo del modelo 3 fue de 3.19 minutos, claramente el que tomó menor tiempo de resolución.

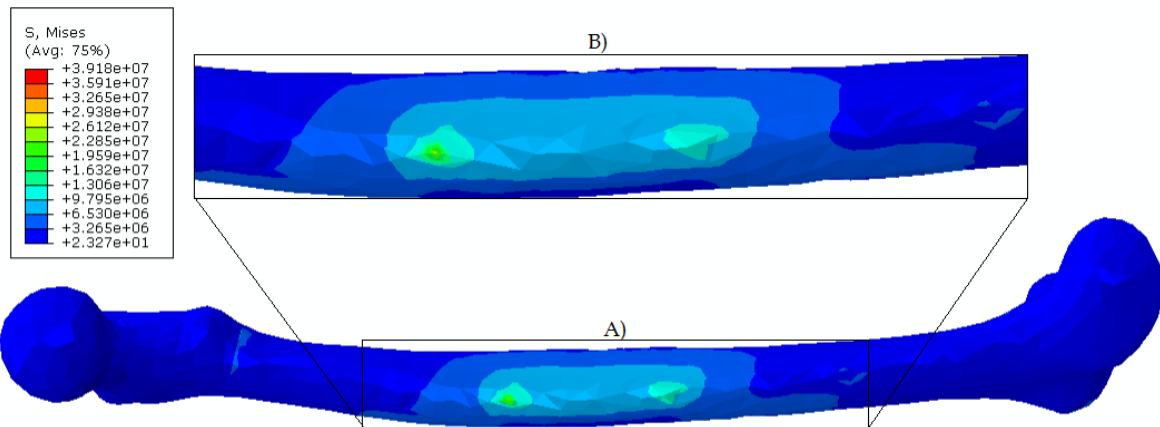


Figura 5.14: A) Esfuerzos presentados en el modelo 3 en la cara medial del fémur, B) Acercamiento a la cara medial del fémur.

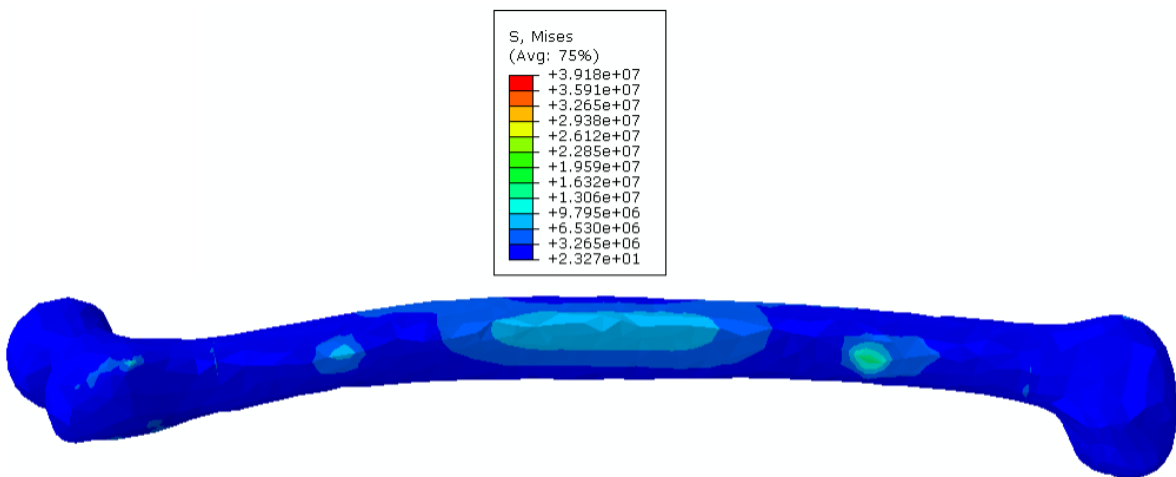


Figura 5.15: Esfuerzos presentados en el modelo 3 en la cara lateral del fémur.

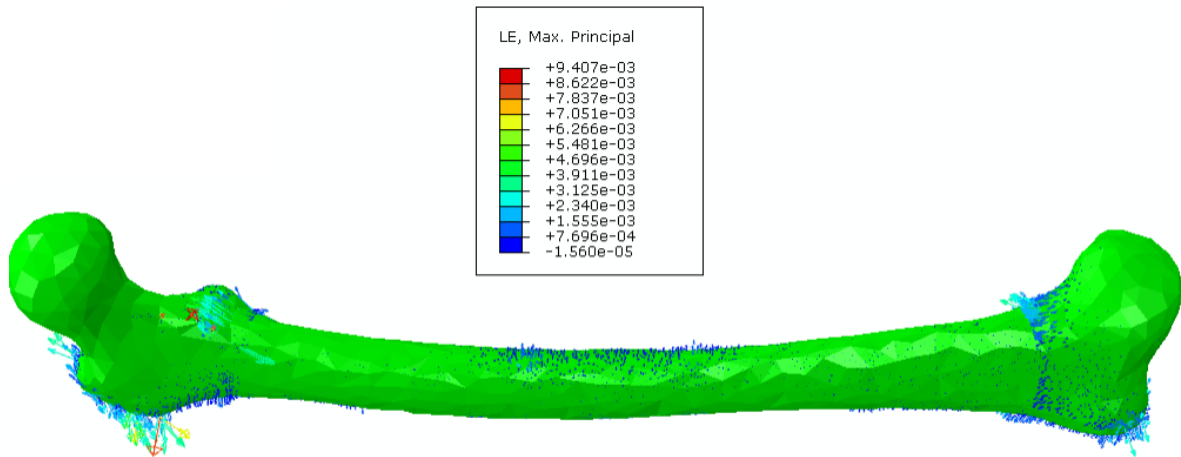


Figura 5.16: Deformaciones logarítmicas máximas presentes en el modelo 3.

5.1.6 Modelo 3 flexión en plano sagital.

El nodo de referencia se desplazó durante el ensayo 0.339 mm dando como resultado un rigidez de 336.86 Nm². Las zonas más amplias del modelo tienen una gama de esfuerzos que va desde 6.2 a 12.4 MPa esto para la cara posterior (figura 5.18), la exploración de la cara anterior muestra el mismo valor inicial y final que su caria contraria (figura 5.19), en dicha cara se observa que la distribución de esfuerzos en uno de los soportes es dispersa, esto se debe a una distorsión en los elementos. La tendencia de los modelos anteriores muestra esfuerzos aproximados a 8 MPa en la zona de separación de propiedades, y siguiendo esa misma línea el modelo 3 tiene disminución a 6.2 MPa, con este valor se reporta una deformación máxima de 0.0044 mm/mm (figura 5.20), todo esto en un tiempo de cómputo final de 4.09 minutos.

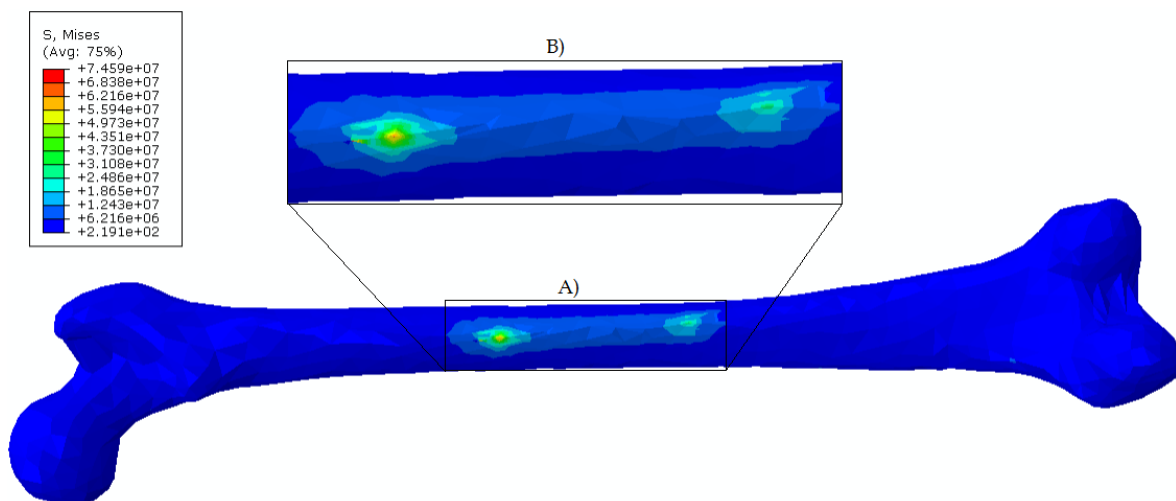


Figura 5.18: A) Esfuerzos presentados en el modelo 3 en cara posterior sometido a flexión en el plano sagital, B) Acercamiento a la cara posterior del fémur.

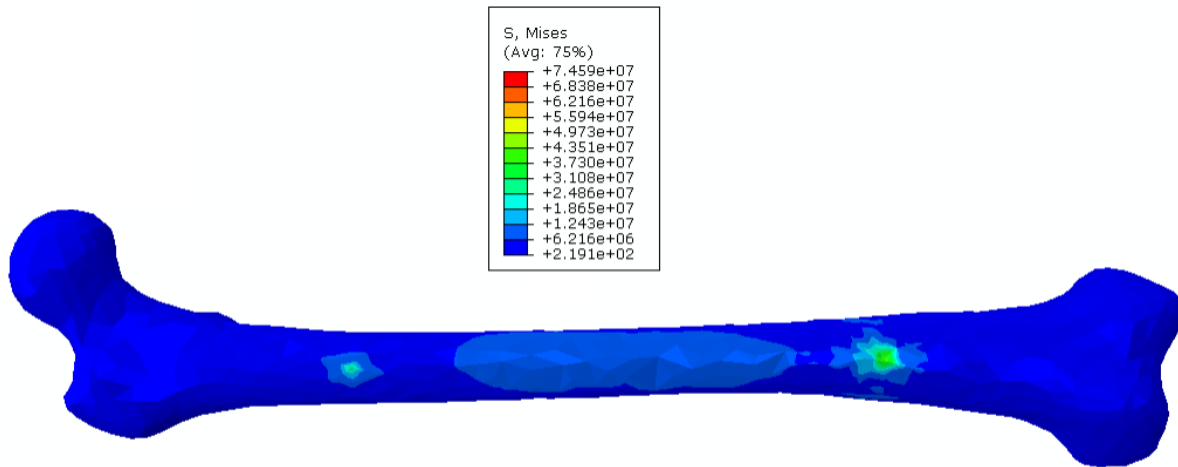


Figura 5.19: Esfuerzos presentados en el modelo 3 en cara anterior sometido a flexión en el plano sagital.

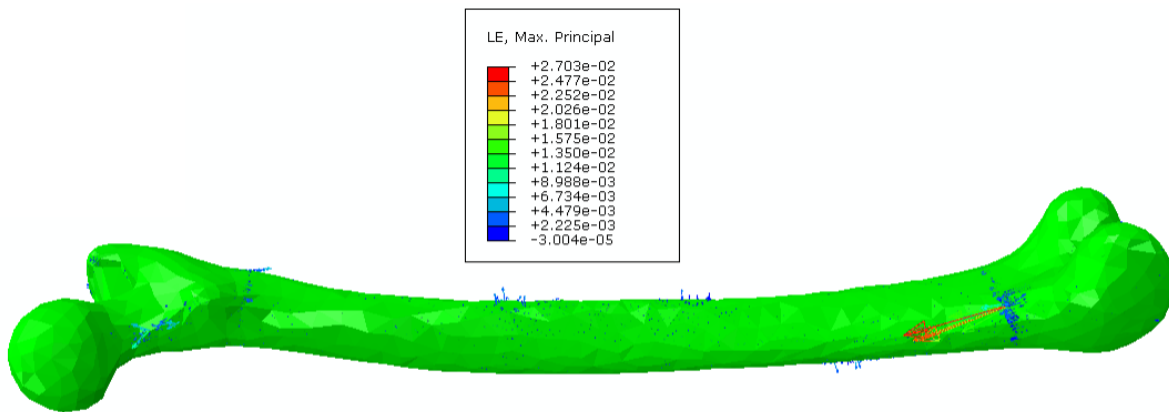


Figura 5.20: Deformaciones presentadas en el Modelo 3.

5.2 Análisis comparativo de ensayo de flexión en plano frontal.

Teniendo los valores representativos de la rigidez estructural de cada modelo se observa una disminución progresiva conforme el tamaño del mallado aumenta, teniendo de esta forma que el valor máximo obtenido es de 279.9 Nm² del modelo 1, por tal motivo el modelo 2 y 3 tienen una disminución de 0.97 y 5.7% respecto al modelo 1. Ligando estos resultados a los esfuerzos se puede interpretar que el modelo 1 muestra un desplazamiento menor a los modelos 2 y 3, por lo tanto dicho modelo fue capaz de soportar las cargas sin tener grandes deformaciones y por lo tanto muestra datos más precisos; sin embargo los modelos 2 y 3 tienen resultados donde el error es válido para la obtención de la rigidez estructural.

La distribución de los esfuerzos se muestra similar en los tres modelos, teniendo como principal diferencia entre el modelo 1 contra los dos modelos posteriores que existen valores más elevados de los esfuerzos en zonas puntuales, sin embargo en el primer modelo en zonas amplias de las caras medial y lateral muestran una distribución similar así como en el rango de valores. Los valores referidos a los esfuerzos y deformaciones muestran una inclinación a los mismos resultados, dando en los tres modelos un valor que

no excede el límite de candencia del hueso cortical, esto concuerda con resultados mostrados en la literatura, teniendo que con el nivel de carga máxima asignado no se presentara fractura en la diáfisis del hueso.

Tabla 5.1: Desplazamiento del nodo medial, rigidez EI obtenida en ensayo de flexión en cuatro puntos en el plano frontal y tiempo de cómputo.

	Desplazamiento	Rigidez EI	Tiempo de computo
Modelo 1	0.408mm	279.9 Nm^2	7.28 minutos
Modelo 2	0.412mm	277.18 Nm^2	4.34 minutos
Modelo 3	0.432mm	264.04 Nm^2	3.19 minutos

En la figura 5.21 se muestra un comparativo de la rigidez obtenida en el estudio presente y otros ensayos realizados en diversas investigaciones, con el objetivo de mostrar la variabilidad del mismo. De dichos datos se calculó la desviación estándar de tal forma confirmar que los resultados obtenidos se encuentran en un rango que le da validez a los mismos; el rango obtenido es $281.43 \pm 17.3 \text{ Nm}^2$. Dicho valor muestra que los modelos se encuentran dentro del rango, el cual representa que estos tienen resultados válidos; el modelo 1 tiene el valor más cercano a la media interpretado como el valor más acertado.

Con esto se puede decir que los modelos con mallado burdo muestran una aproximación real y acertada en el plano frontal en los resultados de su rigidez, por tanto esta metodología ayuda a tener modelos con una geometría que describe de manera suficiente al fémur, tomando así que conforme el número de nodos se disminuya también lo hará el valor de la rigidez en los ensayos en dicho plano, y se puede inferir que para obtener un valor válido de rigidez se debe tener un número de nodos entre 1596 a 2824.

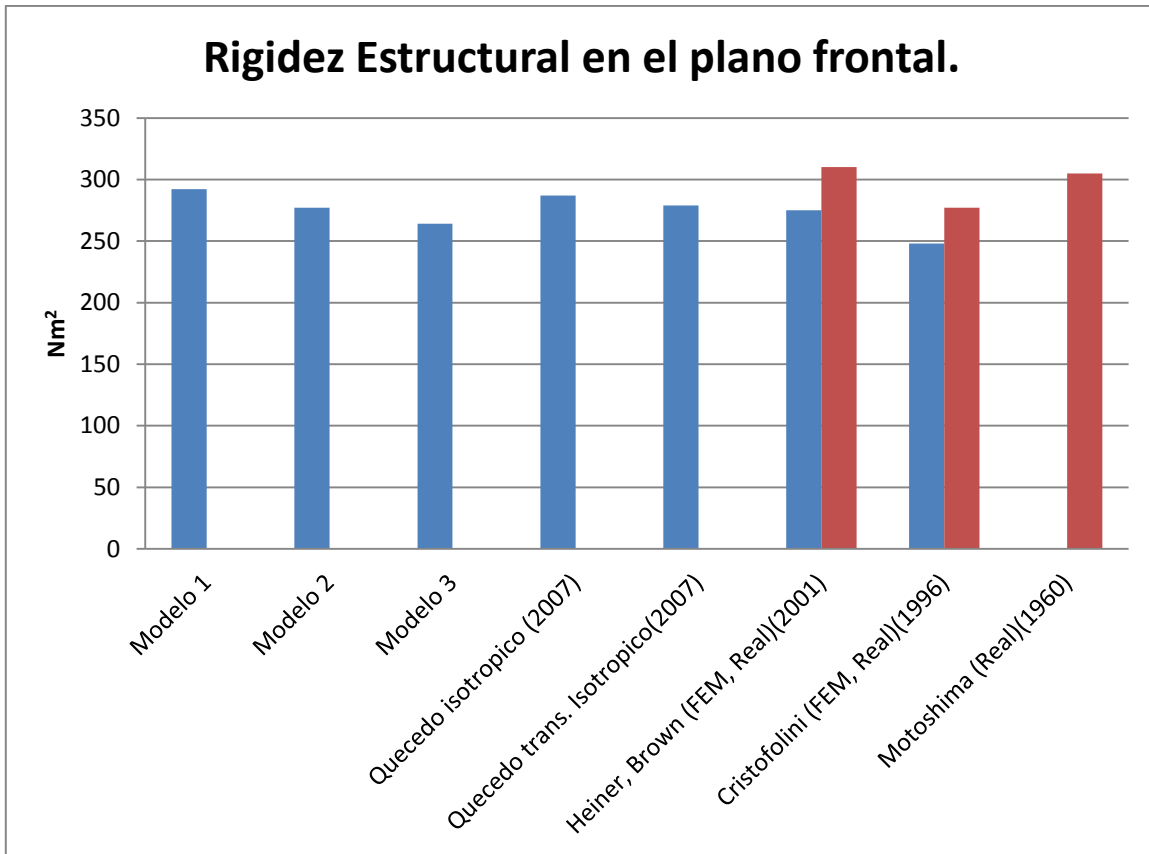


Figura 5.21: Grafica comparativa de la rigidez de diversos modelos.

5.3 Análisis comparativo de ensayo de flexión en plano sagital.

Los ensayos realizados en el plano sagital muestran un incremento de la rigidez en cada uno de los modelos, tomando el modelo 1 como referencia con 326.28 Nm², se tiene que los dos últimos aumentaron respecto a dicho valor en un porcentaje de 2.6% el modelo 2 y 3.24% el modelo 3. Habiendo expuesto lo anterior, los modelos muestran la misma tendencia en un mismo valor, y a diferencia de los ensayos realizados en el plano frontal, estos muestran un incremento de su rigidez; esto se adjudica a la distorsión de los elementos en el proceso de mallado tratando de ajustarse a la geometría del hueso y no poder ajustarse a ella correctamente; por lo tanto el modelo 1 tuvo una menor distorsión de estos en dicho proceso. Los esfuerzos que se analizaron en los tres modelos muestran una distribución similar, así como un rango de valores del cual se aprecia que se encuentran en las mismas zonas en cada modelo, sin embargo el modelo 3 muestra una distribución de esfuerzos en zonas dispersas en la región de un apoyo, mostrando nuevamente que la malla sufrió una distorsión.

La malla más definida en este caso está representada por el modelo 1 y por consecuencia muestra el tiempo más alto con 7.24 minutos; los modelos 2 y 3 disminuyen 50.83 y 43.50% respectivamente respecto al primer modelo.

Tabla 5.2: Desplazamiento del nodo medial, rigidez EI obtenida en ensayo de flexión en cuatro puntos en el plano sagital y tiempo de cómputo.

	Desplazamiento	Rigidez EI	Tiempo de computo
Modelo 1	0.350mm	326.28 Nm^2	7.24 minutos
Modelo 2	0.341mm	334.89 Nm^2	3.56 minutos
Modelo 3	0.339mm	336.86 Nm^2	4.09 minutos

Para dar validez a los datos obtenidos, se realizó, a partir de información tomada de otros estudios, un sesgo que confirmara los resultados, por tal motivo se muestra en la figura 5.22 los datos del presente estudio y los obtenidos por otros autores. El valor del cual se basó este estudio para los ensayos del plano sagital y dar validez al mismo es de $311.28 \pm 29.8 \text{ Nm}^2$.

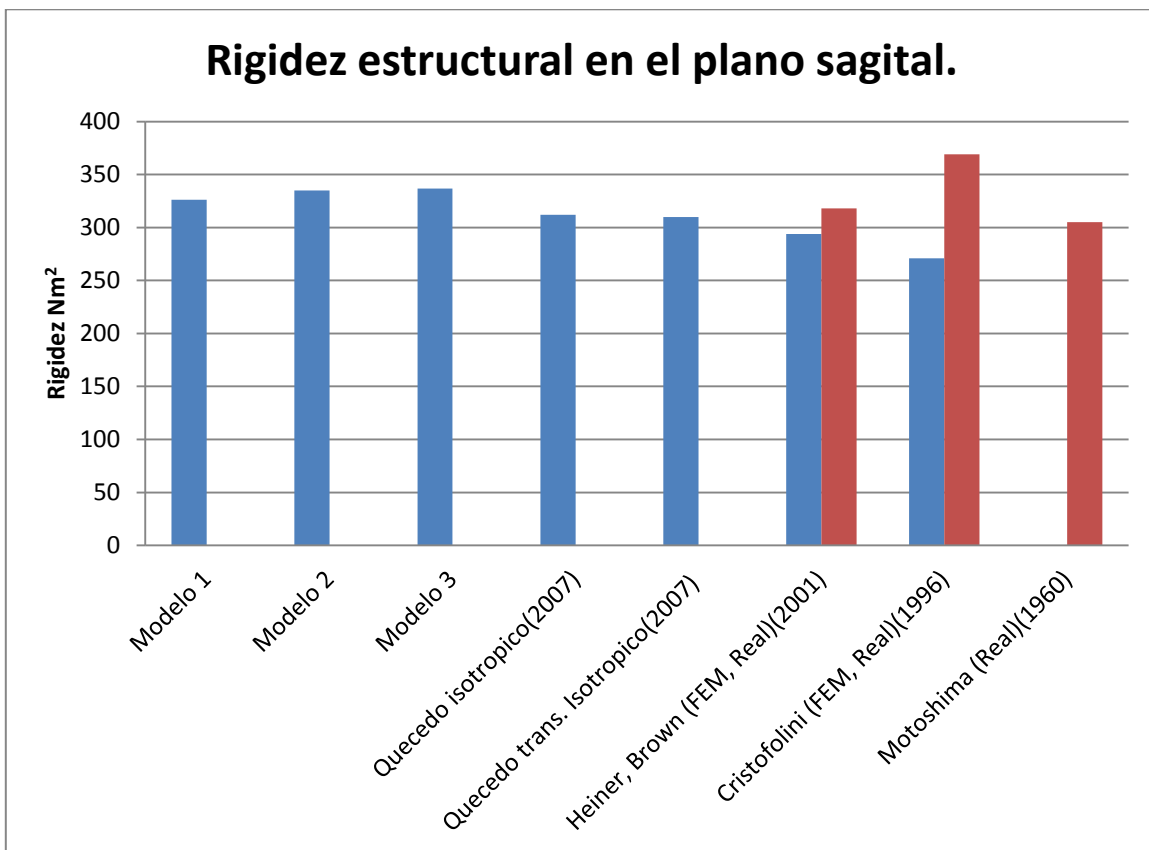


Figura 5.22: Gráfica comparativa de la rigidez en diversos modelos.

El dato anteriormente mencionado da un parámetro de que tan acertados son los resultados obtenidos, del modelo 1 se puede decir que es el valor nuevamente más acertado teniendo en cuenta que este es el más cercano a la media o promedio, sin embargo se rescata de los dos posteriores modelos, que aunque su rigidez muestra una rigidez mayor por la distorsión de elementos, estas entra del valor valido de 311.28 ± 29.8 .

Analizando los datos obtenidos en la flexión en ambos planos se observa un aumento de la rigidez en el plano sagital con respecto al frontal, dando un incremento del modelo 1 de 16.57%, mientras que el modelo 2 y 3 incrementaron en 20.82 y 27% respectivamente, esto

se debe a la disposición o colocación del hueso, donde teniendo en cuenta la sección transversal del fémur durante el ensayo en el plano frontal esta tiene un menor soporte de acuerdo a su geometría, en cuanto al ensayo sagital la sección transversal da un mayor soporte del hueso y sumado a la distorsión de los elementos en la cara anterior del fémur se vio aumentada la rigidez en dicho plano. Se puede concluir que la rigidez de los modelos aumenta en el plano sagital conforme el número de nodos disminuye, por lo tanto estos necesitan una mejor definición en zonas pequeñas como en la cara posterior del hueso para dar un mejor resultado, sin embargo en cada modelo se tiene un valor que es válido como un primera aproximación; la importancia de esto radica en que este tipo de modelos no pierden radicalmente su geometría, por lo tanto esta metodología contribuye a dar un número de nodos que ayuda en primera, a una geometría correcta de un fémur humano, segundo, a que los resultados sirvan como primera aproximación y por último esta simplificación ayude a reducir el tiempo de cómputo y facilite el uso de modelos como estos.

5.4 Cálculo del módulo de Young.

Como estudio complementario se realizaron dos ensayos de flexión en cuatro puntos en plano frontal y sagital con el único objetivo de obtener la deflexión a partir del nodo de referencia y posteriormente calcular el módulo de Young lo cual es el método tradicional de ensayo. Para llevar el cálculo y tener un comparativo, se usaron tres diferentes consideraciones del cálculo del momento de inercia que es indispensable para la obtención de módulo de Young, con esto analizar la dispersión de resultados y los errores asociados a considerar la sección transversal del hueso como tubular circular o tubular elíptica y los presentados en el cálculo del software.

5.4.1 Cálculo del momento de inercia.

En un ensayo de flexión normalmente se obtiene el módulo de Young o de elasticidad del hueso cortical, esto mediante la obtención del momento de inercia de la sección transversal. Teniendo en cuenta lo anterior se tomaron tres consideraciones para el cálculo de dicho dato; la primera como sección tubular circular, la segunda como una sección tubular elíptica y finalmente la tercera como una sección compleja donde se usaron dos momentos de inercia en las dos direcciones de flexión del hueso. La obtención de las medidas para el cálculo de las dos primeras consideraciones se realizó mediante el software 3D Doctor® (versión de prueba).

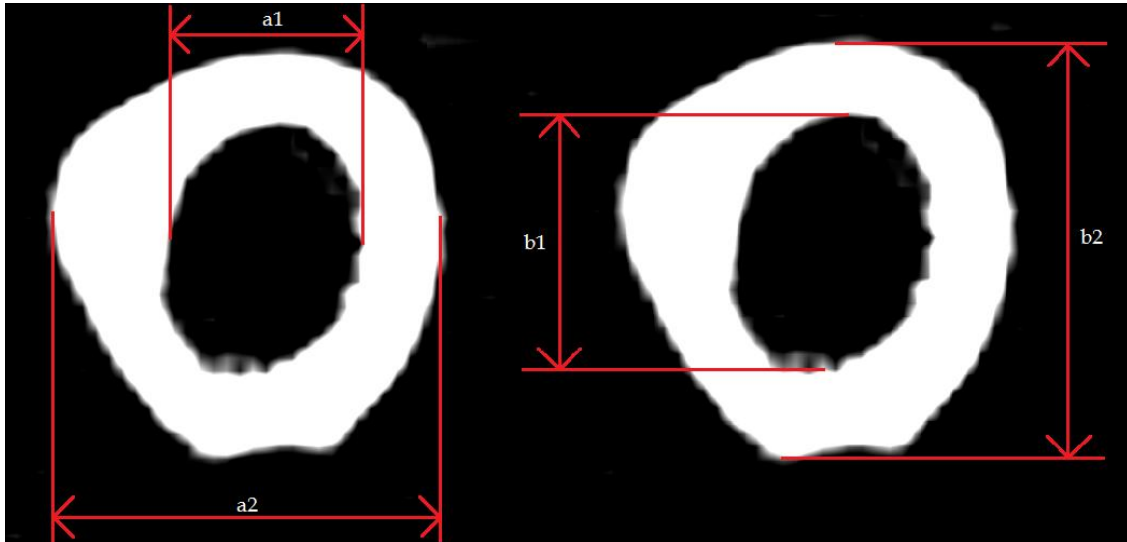


Figura 5.23: Dimensiones de sección transversal tomadas mediante 3D Doctor® (versión de prueba).

Habiendo tomado las medidas se usaron las siguientes expresiones para el cálculo de los momentos de inercia, donde se denominó I_1 para la sección tubular circular e I_2 para la sección elíptica, es importante que el valor de la primera consideración es usada para los dos ensayos de flexión en los dos planos, mientras que la segunda solo para el ensayo en el plano frontal.

$$I_1 = \frac{\pi}{4} \left(\frac{b_2^4}{2} - \frac{b_1^4}{2} \right) \dots \dots \dots (Ec. 2), (Caeiro, 2005)$$

$$I_2 = \frac{\pi}{64} (b_1 a_1^3 - b_2 a_2^3) \dots \dots \dots (Ec. 3), (Jimenez, 2009)$$

El cálculo de una sección transversal compleja requiere de un software que realice el mismo, por tal motivo se usó Solidworks® (versión de prueba) donde, mediante un corte al hueso se obtuvo una superficie de dicha sección y el software calculó el momento de inercia en las dos direcciones X y Y, y estos fueron denominados I_{3x} e I_{3y} , esto para la flexión en los dos planos.

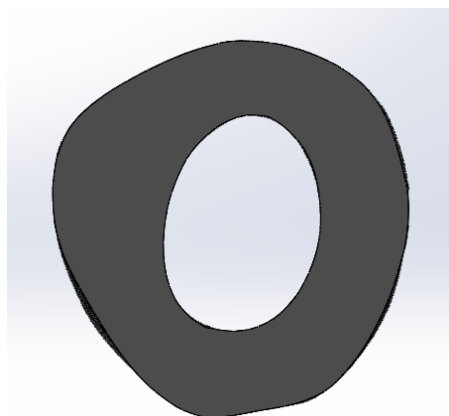


Figura 5.24: Corte del fémur realizado en SolidWorks® (versión de prueba).

5.4.2 Cálculo de la deflexión.

Tomando como base el modelo 1 el cual representa con mayor detalle la geometría del hueso femoral y los resultados de la rigidez anteriormente presentados, se simuló un ensayo de flexión en cuatro puntos en el plano frontal y sagital para la obtención del módulo de Young, bajo las mismas condiciones de trabajo, con excepción de la asignación de propiedades, en este caso el hueso cortical se consideró con propiedades isotrópicas, las cuales se muestran en la tabla 5.3.

Del modelo anteriormente mencionado igualmente que los anteriores se midió el desplazamiento del nodo de referencia al finalizar el ensayo, con esto se cuenta con todos los datos necesarios para el cálculo de su módulo de Young, mediante la ecuación 1 citada en el capítulo 4, párrafo final.

Tabla 5.3: Propiedades isotrópicas de hueso cortical asignadas en el modelo (Kurutz, 2010).

Propiedades	Hueso cortical
$E(MPa)$	10000
ν	0.3

5.5 Resultados del módulo de elasticidad en simulación de modelo isotrópico.

Las mediciones realizadas con 3D doctor (versión de prueba) se muestran en la figura 5.25 de las cuales se obtuvieron los resultados de las primeras dos consideraciones $I_1 = 2.32 \times 10^{-8}$ y $I_2 = 2.14 \times 10^{-8} m^4$; mientras que los obtenidos mediante solidworks® (versión de prueba) fueron de $I_{3x} = 2.46 \times 10^{-8}$, $I_{3y} = 2.62 \times 10^{-8} m^4$.

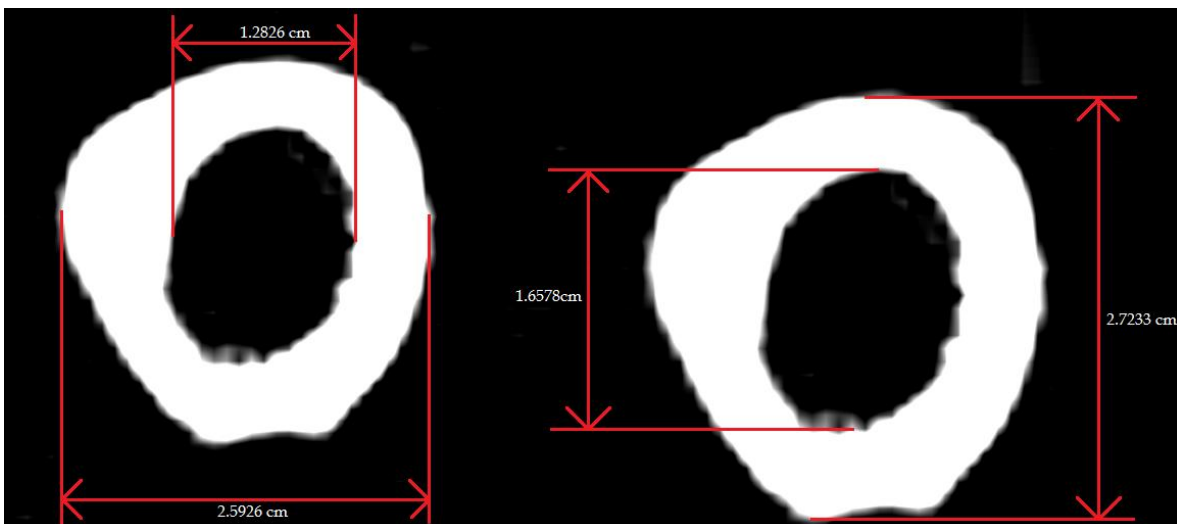


Figura 5.25: Medidas obtenidas en el software 3D doctor (versión de prueba).

De manera breve se presentan los resultados de las simulaciones del hueso como isotrópico, donde en flexión en el plano frontal muestra un desplazamiento del nodo de referencia de 0.373 mm, mientras que la flexión sagital exhibe un desplazamiento de

0.340 mm; de esta forma se sustituyeron los valores obtenidos en la ecuación 1 y del cual se obtuvieron los resultados presentados en la tabla 5.4.

Tabla 5.4 Resultados obtenidos del modulo de Young con tres diferentes consideraciones.

Momento de inercia [m ⁴].	Modulo de Young GPa (Frontal)	Modulo de Young GPa (Sagital)
$I_1 = 2.320 \times 10^{-8}$	13.19	14.47
$I_2 = 2.140 \times 10^{-8}$	14.30	
$I_{3x} = 2.46 \times 10^{-8}$	12.44	
$I_{3y} = 2.62 \times 10^{-8}$		12.8

Inicialmente los resultados son comparados con el valor ingresado en el software Abaqus® de 10 GPa como isotrópico. Para la primera consideración se tiene un valor de dispersión para plano frontal de 31.9%, mientras que el sagital 44.7%, la segunda consideración que solo representa el valor en el plano frontal se obtiene una dispersión de 43%, Finalmente los calculados mediante software resulta en el plano frontal una separación del valor de referencia de 24.4% y en el plano sagital de 28%. Lo anterior muestra que existe una alta variabilidad en los resultados tomando diversos caminos para el cálculo del momento de inercia, siendo el calculado en software para el plano frontal el menos disperso, mientras que el calculado para una sección tubular es el más errado.

La literatura muestra que el valor de módulo de Young encontrado mediante ensayos de flexión en hueso cortical es de 9.8 a 15.7 GPa (Caeiro, 2013), de esto se tiene que la media de estos valores es de 12.75 GPa; por la tanto se tiene que los dos resultados obtenidos mediante software tienen un valor cercano a la media con 2.43% en el plano frontal y 0.39% en el plano sagital, estos son los más cercanos al promedio obtenido, mientras que la primera consideración muestra una dispersión de 9 y 11.8% en los planos frontal y sagital respectivamente; mientras que la sección elíptica muestra 12.15% de error.

De lo anterior se concluye que se pueden tomar diversos métodos para la obtención del momento de inercia, pero si se toma una mala elección, el error de los resultados tiende a aumentar. Los primeros métodos consideran una misma sección transversal sin ningún cambio en ella, de la cual da un resultado ajustado sin considerar la geometría real, en cambio el último método muestra valores más reales, considerando la sección real del hueso, por lo tanto la versión más apropiada para el cálculo del momento de inercia es la calculada mediante software, dando un menor porcentaje de error. En resumen dichas metodologías son útiles como una primera aproximación, y sirven como complemento para ensayos realizados in vivo y considerando que todas ellas muestran su respectiva dispersión en los resultados.

Capítulo 6: Conclusiones

De acuerdo al trabajo realizado se puede concluir que las tomografías de las cuales se obtuvo el modelo fueron lo bastante definidas y claras, las cuales no generaron errores en su construcción; esto facilitó su manejo y búsqueda en cada imagen de distorsiones y la corrección de las mismas. La calidad y número de imágenes es primordial para obtener un modelo base que este correctamente definido en su geometría y el uso correcto de las herramientas de los softwares ayudan a refinar este, sin embargo en futuros trabajos se puede buscar un software del cual se obtenga una mayor flexibilidad de sus filtros y herramientas.

De acuerdo a la carga máxima aplicada de 500N se obtuvieron resultados en la rigidez estructural en un rango válido de 281.43 ± 17.3 Nm² para los ensayos en el plano frontal, mostrando que la simulación está sustentada en ésta, y como se esperaba el modelo 1 tuvo los resultados más cercanos a la media, significando éste como el mejor de todos teniendo un porcentaje de error de 0.54% mientras que el modelo 2 y 3 tuvieron 1.5 y 6.17% respectivamente. Por otro lado, los tiempos de cálculo se vieron reducidos conforme el número de nodos en su respectivo modelo lo hacía, el modelo 1 con 2824 nodos (tuvo un tiempo de cálculo de 7.28 minutos, el modelo 2 con una reducción del 24% de los nodos iniciales y disminuyó 40.38% en tiempo, y finalmente el modelo 3 con una reducción del 43.48% de los nodos y tuvo una reducción del tiempo 56.18%, mostrando que con una reducción mayor al 40% en los nodos iniciales se obtienen resultados validos en rigidez del plano frontal y resultando con una disminución mayor del 50% en tiempo.

Para los ensayos en el plano sagital se observa un aumento de la rigidez estructural, pudiendo concluir que esto se debe a la disposición del hueso durante el ensayo, es decir que la carga se distribuye de manera más uniforme, ayudada por la geometría del hueso en esa posición; además la distorsión de los elementos del hueso en la cara posterior contribuyó a un aumento en los modelos 2 y 3, teniendo un menor número de elementos para definir dicha zona y el cual no permitió el desplazamiento correcto del nodo de referencia. De acuerdo al rango calculado de validez de 311.28 ± 29.8 el modelo 1 presenta 4.8% de dispersión o error respecto a la media calculada, mientras que el modelo 2 y 3 tienen 7.6 y 8.2% respectivamente, y los resultados obtenidos se encuentran dentro de un valor válido en todos los modelos.

De acuerdo a los datos presentados, se tiene un rango de número de nodos del cual se obtiene una respuesta satisfactoria en sus resultados, el cual permite decir que para tener un modelo válido para la obtención de rigidez estructural de un fémur humano este debe estar conformado por un número de nodos de 1596 a 2824 y siguiendo esta metodología, mostrando que para futuros estudios se podrá reducir el porcentaje de error en los resultados.

Se aprecia que los modelos se vieron reducidos en la rigidez estructural en el plano frontal de acuerdo a la reducción de número de elementos en estos, mientras que en el plano sagital está aumento. Lo anterior se adjudica a la distorsión de los elementos, tomando en cuenta que la zona de contacto en el plano frontal es más amplia y los elementos pudieron ajustarse a la geometría durante el proceso de mallado, por lo tanto esto ayudo al

desplazamiento del nodo de referencia; de forma contraria en los ensayos del plano sagital los elementos no pudieron ajustarse correctamente en zonas pequeñas como la cara posterior del fémur, es decir zona de contacto durante el ensayo, por lo tanto esto dificultó el desplazamiento del nodo de referencia, resultando un incremento de la rigidez conforme los nodos disminuían. En futuros trabajos se recomienda buscar softwares que den una mayor flexibilidad de manejo, debido a lo laborioso de la construcción de cada modelo y evitar distorsiones en zonas pequeñas que a la postre aumentarían el porcentaje de error. Por otro lado es importante resaltar que esta metodología sirve para construir modelo que ayudará a reforzar datos obtenidos en experimentos in vivo, dando una primera aproximación y de manera general tratar de predecir resultados de acuerdo a las dimensiones del fémur.

Los esfuerzos y deformaciones presentes en cada modelo muestran valores dentro de lo esperado, es decir dentro de la zona elástica, teniendo una certeza de que las simulaciones son correctas; por tanto conforme la carga máxima se aumente se tendrá una manera de predecir las zonas del hueso que presentarían fractura, pero es importante resaltar que existen otros componentes en el cuerpo que en conjunto con el hueso ayudan a reducir el impacto en este último como músculos, piel, tendones, etc.

Finalmente la presente metodología ayudará a futuras investigaciones, facilitando la generación de un modelo 3D que sirve como complemento y reafirmación de datos en experimentos en especímenes reales, teniendo la flexibilidad de un modelo fácil de manejar y del cual se pueden obtener datos válidos. Para trabajos futuros se recomienda hacer este tipo de ensayos con fémures porcinos, para poder corroborar datos obtenidos en la simulación con resultados de ensayos in vivo y poder observar la dispersión de los resultados.

Capítulo 7: Bibliografía:

1. Abdin-Mohamed M. Jameson K., Dennison E.M., Cooper C., Arden N.K. **Volumetric bone mineral density of the tibia is not increased in subjects with radiographic knee osteoarthritis**, *J. Osteoarthritis and Cartilage*, 2009.
2. Ahonen J., Lantinen T., Sandstrom M., Pogliani G., Wirhed R. **Kinesiología y Anatomía aplicada a la actividad física**, Editorial Paidotribo, España, 2001.
3. Amico D., Cisilino A., Sammartino M., Capiel C. **Modelado computacional de estructuras óseas utilizando el método de elementos finitos y tomografías computarizadas: Análisis de la estabilidad de un implante gleno humeral**, *Mecánica Computacional*, 2005.
4. Ángeles J.J. **Caracterización mecánica del comportamiento viscoelástico de muestras de hueso trabecular bovino**, Tesis de Licenciatura, UNAM, 2014.
5. Bell C. **A finite element and experimental investigation of the femoral component mechanics in a total hip arthroplasty**, Tesis de Doctorado, QUT, 2005.
6. Caeiro J.R., Dapía S., Vaquero E., Roca L., Blanco M.A. **Factores determinantes de la resistencia ósea**, *Revista española de enfermedades metabólicas óseas*, 2005.
7. Caeiro J.R., González P., Guede D. **Biomecánica y hueso: Ensayos en los distintos niveles jerárquicos del hueso y técnicas alternativas para determinación de la resistencia ósea**, *Revista Osteoporosis Metabolismo Mineral*, 2013.
8. Callister W. **Introducción a la ciencia e ingeniería de los materiales**, Editorial Reverté, U.S.A, 2002.
9. Carrascal M.T., Alonso A., Canca M.L. **Estudio comparativo de un modelo de fractura vertebral entre ensayos mecánicos y simulaciones de modelos de elementos finitos**, *J. AEIM*, 2010.
10. Celaya L., Vidal A., Ledesma E., Lesso R. **Simulación de vida y muerte de cartilago usando MEF**, *Rev. UG*, 2011.
11. Cheung G., Zalzal P., Bhandari M., Spelt J.K., Papini M. **Finite element analysis of a femoral retrograde intramedullary nail subject to gait loading**, *J. Medical Engineering Physics*, 2004.
12. Ciaccia M., San Antonio T., Muller-Karger C., Casanova E. **Influencia del modelado de las condiciones de borde en la simulación de ensayos mecánicos en huesos bovinos**, *Revista de la Facultad de Ingeniería de la U.C.V.*, 2008.
13. Cirlos G. **Principios de Anatomía, Fisiología e Higiene**, Editorial Limusa, 1995.

14. Cisilino A., D'Amico D., Buroni F., Commisso P., Sammartino M., Capiel C. **Construcción de modelos computacionales para análisis mecánicos de piezas óseas utilizando imágenes de TC: aplicación a la articulación gleno-humeral**, Rev. argent. radiol., 2008.
15. Cristofolini L, Viceconti M., Cappello A., Toni A. **Mechanical validation of whole bone composite femur models**, J. Biomechanics, 1996.
16. Cristofolini L., Schileo E., Juszczak M., Taddei F., Martelli S., Viceconti M. **Mechanical testing of bones: the positive synergy of finite-element models and in vitro experiments**, J. Philosophical Transactions of the Royal Society A, 2010.
17. Cromer A. (1996). **Física para las ciencias de la vida**, Editorial Reverte, 1996.
18. Dias J.F., Lopes H., de Melo F.Q., Simoes J.A. **Experimental modal analysis of a synthetic composite femur**, J. DME y IMUP, 2002.
19. Fonseca E.M.M., Lima M.J., Barreira L. **Human femur assessment using isotropic and orthotropic materials dependent of bone density**, J. ICI and Reliability and Failure, 2009.
20. Gonzalez E., Isaza J., Correa S., Roldán S. **Desarrollo de un modelo FEM del complejo craneofacial para simular tratamientos en Clase III esquelética**, Revista CES Odontológica, 2010.
21. Grasa J., González L.A., Gomez M.J., Garcia-Aznar J.M., Bea J.A., Laborda P.J. Doblaré M. **Caracterización mecánica de las propiedades del tejido óseo cortical**, Rev. Anales de Mecánica de la Fractura, 2008.
22. Guede D., Gonzales P., Caeiro J.R. **Biomecánica y hueso: Conceptos básicos y ensayos mecánicos clásicos**, Revista de Osteoporosis y Metabolismo Mineral, 2013.
23. Guerrero J. **Caracterización mecánica del hueso porcino trabecular y cortical mediante cargas de compresión**, Tesis de Maestría, IPN, 2011.
24. Guerrero L.A. **Análisis de un modelo de hueso femoral mediante FEM**, Tesis de Licenciatura, 2014.
25. Gupta S., Dan P. **Bone geometry and mechanical properties of the human scapula using computed tomography data**, J. Trends Biomater. Artif. Organs., 2004.
26. Guzmán de León A., Frei H. **Procesamiento de imágenes previo a la simulación de modelos biomecánicos**, Rev. ContactoS 84, 2012.
27. Heiner A.D., Brown T.D. **Structural properties of a new design of composite replicate femurs and tibias**, J. Biomechanics, 2001.

28. http://bibliotecadigital.ilce.edu.mx/sites/ciencia/volumen1/ciencia2/37/htm/sec_5.htm, 08/04/2014.
29. <http://medic-basic.comeze.com/apuntes/anatomia/muslo.html>, 21/04/2014
30. <http://tiposde.info/tipos-de-huesos/>, 08/04/2014
31. <http://www.dreamstime.com/royalty-free-stock-image-human-skeleton-image81656>, 09/04/2014
32. http://www.facmed.unam.mx/deptos/biocetis/Doc/Tutorial/tejidos_archivos/Page2755.htm, 09/04/2014.
33. http://www.geosalud.com/climaterio_public/osteoporosis3.htm, 09/04/2014.
34. <http://www.iqb.es/facultad%20de%20medicina/anatomia/tema11/coxal02/coxal02.htm>, 20/04/2014
35. <http://www.stern.de/wissen/mensch/neandertaler-zankapfel-und-star-der-wissenschaft-566719.html>
36. Ionescu I., Conway T., Schonning A., Almutairi M., Nicholson D.W. **Solid modeling and static finite element analysis of the human tibia**, J. Summer Bioengineering Conference, 2013.
37. Isaza F., Correo S. **Metodología para la reconstrucción 3D de estructuras craneofaciales y su utilización en el método de elementos finitos**, Rev. Ingeniería y Ciencia ISSN, 2008.
38. Jaramillo H., García A., Gómez L., Escobar W., García J. **Procedimiento para generar mallas de elementos finitos de la columna vertebral humana a partir de imágenes médicas**, Rev. El Hombre y la Máquina, 2012.
39. Jiménez D. **Análisis comparativo experimental del comportamiento mecánico de fémures humanos y fémures sintéticos**, Tesis de Licenciatura, 2009.
40. Krone R. Shuster P. **An investigation on the importance of material anisotropy in Finite-Element modeling of the human femur**, 2006.
41. Kurniawan D., Nor F.M., Lee H.Y., Lim J.Y. **Finite element analysis of bone-implant biomechanics: refinement through featuring various osseointegration conditions**, J. Oral and maxillofacial surgery, 2012.
42. Kurutz M. **Finite element modeling of the human lumbar spine**, J. INTECH, 2010.
43. Lacroix D., Planell J.A., Prendergast P.J. **Computer-aided design and finite-element modeling of biomaterial scaffolds for bone tissue engineering**, J. Philosophical Transactions of the Royal Society A, 2009.

44. Latajet M., Ruiz A. **Anatomía Humana, Volumen 1**, Editorial Medica Panamericana, 2005.
45. Liao S.H., Tong R.F., Dong J.X. **Anisotropic finite element modeling for patient-specific mandible**, J. ELSEVIER, 2007.
46. Lloret M., Conde C., Fagoaga J., León C., Tricas C. **Natación Terapéutica**, Editorial Paidotribo, 1999.
47. López C. **Estudio de esfuerzos y deformaciones en la interfase hueso implante, evaluando los materiales para implantes Tiadyne™ 3510 y TI6AL4V®, basado en un modelo óseo mandibular reconstruido por técnica imagenológica, sometido a cargas biomecánicas estáticas y analizando por el método de elementos finitos**, Tesis de Maestría, UIS, 2011.
48. Marom S.A., Linden M.J. **Computer aided stress analysis of long bones utilizing computed tomographic**, J. Biomechanics, 1990.
49. Martínez D., Cisneros R., Ortiz A. **Métodos de pruebas mecánicas en tejido óseo**, Rev. SOMIM, 2010.
50. Martínez D., Ortiz A., Ramírez E. **Comportamiento mecánico de hueso femoral porcino bajo cargas a flexión**, Rev. SOMIM, 2008.
51. Mendoza A. **Estudio de las propiedades mecánicas del sistema óseo**, Revista Ingeniería e Investigación, 1998.
52. Meyrueis P., Cazenave A., Zimmermann R. **Biomecánica del hueso. Aplicaciones al tratamiento de las fracturas**, Enciclopedia Médico-Quirurgico, 2004.
53. Morales B., San Antonio T., Ciaccia M., Muller-Karger C. **Mejoramiento de mallas de elementos finitos para modelos óseos heterogéneos**, Rev. CIBIM, 2007.
54. Motoshima T. **Studies on the strenght of bending of human long extremity bones**. J of Kyoto Prefectural University of Medicine, 1960.
55. Muller-Karger C.M., Cerrolaza M. **Un nuevo método para la simulación de la estructura osea mediante la versión P de elementos finitos**, Rev. IMME, 2001.
56. Partha G., MD, MIBU, Simens Healthcare. **Delineation of femoral lytic lesions with xSPECT bone in a patient with multiple myeloma**, Clinical results, 2014.
57. Perello I., Ruiz F., Ruiz A., Caus I Pertegaz N. **Educación Física**, Editorial MAD, 2003.

58. Quecedo J.O. **Modelos de cálculo para solicitaciones estáticas y dinámicas en hueso. Aplicación a la simulación mediante elementos finitos en el fémur humano**, Trabajo de Investigación, 2007.
59. Ragone J.G. **Finite element simulation of the MRTA test of a human tibia**, Tesis de maestría, FVPI y SU.
60. Ramírez E., Ortiz A., Shouwenaars R., Ruiz O. **Modelado de hueso trabecular mediante paquetería de elemento finito basándose en estructuras de Voronoi**, Revista Ingeniería Médica Tecnología y Desarrollo, 2007.
61. Ramos A. Simoes J.S. **Tetrahedral versus hexadral finite elements in numerical modeling of the proximal femur**, J. ELSEVIER Medical Engineering Physics, 2006.
62. Rincón E., Ros A., Claramunt R., Arranz F. **Caracterización mecánica del material óseo**, Revista de Ciencia, Tecnología y Medio Ambiente, 2004.
63. Rodríguez P. **Anatomía, Fisiología e Higiene**, Editorial Progreso, 2005.
64. Saló G., Cáceres E., Lacroix D., Planell J.A., Molina A., Ramírez M., Lladó A. **Biomechanical performance of anterior grafts in lumbar spine sugery. A comparative finite-element analysis**, Revista Ortop. Traumatol., 2007.
65. Sinnatamby C.S., **Anatomía de Last: Regional y Aplicada**, Editorial Paidotribo, 2003.
66. Stolk J., Janssen D., Huiskes R., Verdonschot N. **Finite element-based preclinical testing of cemented total hip implants**, J. Clinical Orthopaedics and Related Research, 2007.
67. Stolk J., Verdonschot N., Cristofolinu L., Toni A., Huiskes R. **Finite element and experimental models of cemented hip joint reconstructions can produce similar bone and cement strains in pre-clinical tests**, J. Biomechanics, 2002.
68. Tarala M., Janssen D., Verdonschot N. **Balancing incompatible endoprosthesis design goals: A combined ingrowth and bone remodeling simulation**, J. ELSEVIER Medical Engineering and Physics, 2011.
69. Thews G., Mutschler E., Vaupel P. **Anatomía, fisiología y patofisiología del hombre**, Editorial Reverte, 1983.
70. Tuncer M., Cobb J.P., Hansen U.N., Amis A.A. **Validation of multiple subject-specific finite element models of unicompartmental knee replacement**, J. ELSEVIER Medical Engineering and Physics, 2013.
71. Van Lenthe G.H., Voide R., Boyd S.K., Muller R. **Tissue modulus calculated from beam theory is biased by bone size and geometry: Implications for the use of**

- three-points bending test to determine bone tissue moduls**, J. ELSEVIER Bone 43, 2008.
72. Viceconti M., Bellingeri L. **A comparative study on different methods of automatic mesh generation of human femur**. Medical Engineering and Physics, 2000.
 73. Viceconti M., Bellingeri L., Cristofolini L., Toni A. **A comparative study on different methods of automatic mesh generation of human femurs**, J. ELSEVIER Medical Engineering and Physics, 1998.
 74. Viladot A. **Lecciones básicas de biomecánica del aparato locomotor**, Editorial Springer Science and Business Media, 2001.
 75. Welsch U., Gobotta J. **Histología**, Editorial Médica Panamericana, 2008.
 76. Yamada J.M. **The strength of biological material**. Baltimore; Williams and Wilkins, 1970
 77. Yang G., Kabel J., van Rietberger B., Odgaard A., Huijskes R., Cowin S.C. **The anisotropic Hooke's law for cancellous bone and wood**, J. Elasticity, 1999.
 78. Zaldívar R.S.E. **Determinación de las propiedades mecánicas de hueso cortical de origen porcino mediante ensayos de compresión**, Tesis de licenciatura, 2010.
 79. Zanchetta J.R., Talbot J.R. **Osteoporosis: fisiopatología, diagnóstico, prevención y tratamiento**, Editorial Médica Panamericana, 2001.