



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA
DE MÉXICO**

FACULTAD DE INGENIERÍA

**ANÁLISIS DE UN MODELO DE HUESO FEMORAL
MEDIANTE FEM**

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:

INGENIERO MECÁNICO

P R E S E N T A:

LUIS ALBERTO GUERRERO VÁZQUEZ

DIRECTOR DE TESIS:

M. EN C. EDGAR ISAAC RAMÍREZ DÍAZ



2014



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

Agradecimientos

En lo académico:

Agradezco a la Universidad Nacional Autónoma de México y a la Facultad de ingeniería por la formación integral recibida. La investigación, metodologías aplicadas, interpretación de resultados, etc. son resultado de la formación dentro de la UNAM y en específico dentro de la Facultad de Ingeniería, siempre orientada a crear gente preparada y con valores capaz de contribuir a solventar los problemas del país.

A mi asesor, el M. en C. Edgar Isaac Ramírez Díaz, por el soporte, tiempo, consejo y dirección del presente trabajo.

Al Dr. José A. Morales Ch. por el ejemplar de fémur proporcionado a la universidad que sirvió para realizar el modelo del presente trabajo.

Al Dr. Álvaro Ayala Ruiz, por el contacto con el Centro de Ciencias Aplicadas y Desarrollo Tecnológico que permitió escanear el espécimen de fémur para la obtención del archivo 3D.

Al Dr. Víctor Manuel Domínguez Hdz. y al M. en C. Víctor M. Araujo Monsalvo por las tomografías de la zona de la rodilla que ayudaron a generar los cóndilos del modelo.

Al proyecto PAPIIT Predicción de la respuesta mecánica del tejido óseo a nivel micro y macroscópico IN116512 por los recursos otorgados para la realización de esta tesis.

A mis sinodales, Dr. Armando Ortiz Prado, Dr. Fernando Velázquez Villegas, Dr. Álvaro Ayala Ruiz y al M. en I. Osvaldo Ruiz Cervantes por la revisión realizada a esta tesis y sus valiosas sugerencias.

En lo personal:

Gracias a mis abuelos, Pedro y Amalia, por su infinito amor y cariño. A mis padres y a mi hermana, por su constante apoyo y comprensión.

A todos mis familiares y amigos cercanos, por sus buenos deseos y camaradería. Ustedes saben quienes son.

“Vive como si fueras a morir mañana.

Aprende como si fueras a vivir para siempre”

Prólogo

El fémur es el hueso más largo del cuerpo humano y constituye parte fundamental del miembro inferior, interactuando con dos de las articulaciones más importantes del organismo, la cadera y la rodilla, las cuales permiten el soporte del cuerpo y el desempeño de un sinnúmero de actividades motrices. Es por esto que el estudio de su comportamiento es de suma importancia, tanto para evitar condiciones críticas que puedan dañar permanentemente el hueso. Asimismo, el estudio de la distribución de carga en el fémur es importante para el desarrollo de extensiones artificiales que emulen eficientemente la función del fémur.

Es por esto que en este trabajo se presenta la generación en 3D y el análisis mediante elementos finitos de un modelo de fémur, con el objetivo de realizar la simulación de casos tanto in vivo como in vitro del fémur. Las ventajas del análisis in vivo permiten analizar el comportamiento del fémur en condiciones comunes de la vida cotidiana sin la necesidad de utilizar equipo sofisticado de instrumentación, mientras que las ventajas para los análisis in vitro permiten experimentar con el fémur de manera extensiva en diversas pruebas destructivas, situación que sería difícil llevar a cabo en un laboratorio dado a la escases de especímenes para el estudio.

El modelo aquí presentado se enfoca principalmente al contacto del fémur con el acetábulo y presenta simplificaciones que se reflejan principalmente en el tiempo de generación del modelo, en el tiempo de análisis y en la geometría del mismo.

El contenido de cada capítulo se enlista a continuación:

En el primer capítulo se presenta una investigación sobre las características de los huesos y se hace énfasis en el fémur, lo que permite conocer a fondo la función fisiológica del mismo.

En el segundo capítulo se revisa lo referente a la biomecánica del fémur, presentando las limitaciones motrices y las zonas anatómicas de importancia así como condiciones comunes a las cuales se somete el fémur y su impacto en las articulaciones. Es importante ya que permite marcar las limitaciones para el modelo presentado en este trabajo al igual que las condiciones de frontera del mismo.

En el capítulo tercero se realiza una revisión del estado del arte referente a modelos de hueso trabecular y hueso femoral. Esto permite tener un panorama de los avances en esta área en el mundo así como de los valores reportados en trabajos previos.

El capítulo cuarto abarca todo el procedimiento que se realizó para generar el modelo de fémur hasta su preparamiento para el análisis.

En el capítulo cinco se presentan los resultados obtenidos de las condiciones analizadas tanto in vivo como in vitro.

En el capítulo seis se presentan las conclusiones generales del presente trabajo.

Asimismo, se incluyen dos anexos. El primero trata sobre la generación de un modelo de hueso trabecular, utilizando una metodología apoyada en la que se utilizó para generar el modelo de fémur. El segundo anexo muestra un modelo prototipo más completo que involucra mayores interacciones del miembro inferior, como los son los músculos y ambas articulaciones, dejándolo como continuación del presente trabajo para ser desarrollado en un futuro.

Contenido

<u>Capítulo 1. El hueso, características fisiológicas y mecánicas</u>	1
1.1 El tejido óseo.....	1
1.2 El hueso cortical.....	5
1.3 El hueso trabecular.....	7
1.4 Características del hueso	10
1.5 Clasificación de los huesos	11
1.6 El fémur.....	13
<u>Capítulo 2. Biomecánica del fémur humano</u>	19
2.1 Biomecánica del fémur: zonas de acción y limitaciones.....	19
2.2 Solicitaciones comunes presentadas en el fémur	26
2.2.1 Estancia de pie.....	27
2.2.2 Subir por las escaleras.....	27
2.2.3 Sentadilla.....	28
2.2.4 Apoyo sobre un pie.....	28
2.2.5 Caída de rodillas.....	29
2.2.6 Solicitaciones múltiples	30
<u>Capítulo 3. Modelos de hueso</u>	31
3.1 Modelos de hueso trabecular.....	31
3.1.1 Primeros modelos de estructura esponjosa	31
3.1.2 Estructuras de Voronoi	31
3.1.3 Modelos a partir de renderización	32
3.1.4 Modelos basados en FEM y prototipado rápido.....	33

3.2 Modelos de hueso femoral.....	34
3.2.1 Modelos aplicados al contacto con la rodilla y la cadera.....	35
3.2.2 La malla del fémur.....	37
3.2.3 Modelos con prótesis.....	38
3.3 Valores reportados	38
<u>Capítulo 4. Generación de un modelo de hueso femoral.....</u>	<u>41</u>
4.1 Limpieza.....	41
4.2 Edición y unión.....	44
4.3 Generación de la malla final.....	47
4.4 Dimensiones del modelo.....	52
4.5 Propiedades del modelo.....	53
<u>Capítulo 5. Análisis de resultados.....</u>	<u>56</u>
5.1 Análisis de sollicitaciones comunes.....	56
5.1.1 Estancia de pie.....	56
5.1.2 Estancia sobre un solo pie.....	59
5.1.3 Subida de escalón	61
5.1.4 Caída de rodillas.....	63
5.1.5 Sentadilla.....	66
5.2 Análisis de condiciones controladas.....	68
5.2.1 Compresión.....	68
5.2.2 Torsión.....	70
5.2.3 Flexión en tres puntos.....	72
5.2.4 Flexión en cuatro puntos	74

5.3 Discusión	76
<u>Capítulo 6. Conclusiones</u>	77
<u>Anexo 1. Metodología de generación de un modelo de hueso trabecular 3D</u>	80
A1.1 Preparación del espécimen.....	80
A1.2 Generación del modelo	82
A1.3 Post Procesamiento.....	84
<u>Anexo 2. Generación de un modelo de miembro inferior 3D con músculos</u>	86
<u>Bibliografía</u>	87

Capítulo 1. El hueso, características fisiológicas y mecánicas

El ser humano siempre ha estado en continuo movimiento. El éxito de esto es gracias a su variada anatomía, que le permite realizar diversas actividades físicas, desde caminar hasta realizar acciones de alta demanda física. Esto es posible gracias a su endoesqueleto. El endoesqueleto prácticamente es todo el aparato óseo, que es soporte de todos los músculos, tejidos y órganos que comprenden el cuerpo humano. Sin los huesos los seres humanos no serían capaces de realizar actividad física alguna, por mayor cantidad de músculo que existiera. En la figura 1.1 se muestra la parte media superior del endoesqueleto humano donde la caja torácica sirve de soporte para órganos como los pulmones y el corazón, al igual que los músculos del torso. Huesos como el húmero, cúbito y radio son soporte de los músculos de los brazos. El cráneo tiene la función de proteger al cerebro humano, así como soportar los músculos de la cara.

Los huesos son el soporte las 24 horas del día, independientemente de la postura que se tenga, ya sea de reposo o actividad.



Figura 1.1 Imagen virtual de un esqueleto humano [Demianenko, 2012].

1.1 El tejido óseo

El tejido óseo es una variedad de tejido conjuntivo que se caracteriza por su rigidez y su gran resistencia tanto a la tracción como a la compresión, y está formado por la matriz ósea, que es un material intercelular calcificado, y por células.

Las células pueden ser los osteoblastos, que cumplen la función de sintetizar y secretar la parte orgánica de la matriz ósea durante su formación, los osteoclastos, que tienen la función de remodelar el hueso y de la reabsorción del hueso, donde eliminan tejido óseo y liberan minerales, y los osteocitos, que son los responsables del mantenimiento de la matriz ósea. La matriz intercelular ósea está formada por la matriz orgánica (también llamada osteoide), que corresponde al 50% del peso seco del hueso. Aproximadamente el 90% de su constitución es de fibrillas de colágeno I organizadas en laminillas (lámelas).

Lo que confiere rigidez y dureza al tejido, son las sales minerales inorgánicas que se depositan en el osteoide. Los más abundantes son los cristales de hidróxido de calcio y el fosfato de calcio cristalino, en conjunto llamados hidroxiapatita. Estos cristales son aplanados de aproximadamente 30x3 [nm] y se adosan a lo largo de las fibras de colágeno. Su superficie está hidratada, lo que sirve como transporte de iones entre el cristal y el líquido intersticial.

Como ya se ha mencionado, las lámelas son parte fundamental del tejido óseo. Éstas se conforman en su mayoría de colágeno y mineral en la forma de hidroxiapatita, que es primordialmente fosfato de calcio cristalino ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$) y representa un depósito del 99% del calcio corporal y 85% del fósforo total y entre el 40 y el 60% del sodio y magnesio del cuerpo [Planell, 2009]. En la figura 1.2 se puede observar una imagen ampliada 10,000 veces obtenida con microscopio electrónico de barrido, donde se observan las fibras de colágeno que contienen la hidroxiapatita.

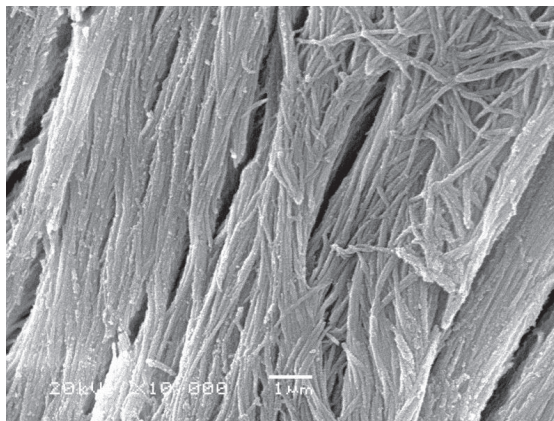


Figura 1.2 Sección de tejido óseo donde se pueden apreciar las fibras de colágeno [Wikipedia.org, 2012].

El tejido óseo se puede clasificar en dos tipos, el tejido óseo compacto (cortical) y el tejido esponjoso (trabecular), ambos son de suma importancia para el movimiento y estabilidad del cuerpo. En la tabla 1.1 se pueden observar algunos parámetros propios de cada tipo de hueso.

Tabla 1.1 Diferencias entre hueso cortical y hueso esponjoso [Bronner, 1999].

	Cortical	Trabecular
Masa esquelética	80%	20%
Superficie del hueso	33%	67%
Superficie/Volumen [mm ² /mm ³]	20	2.5
Tejido Joven	10%	75%
Tejido Adulto	Osteones Secundarios (Sistemas de Havers) Lámelas Intersticiales Lámelas Circunferenciales	Placas curvas, barras (Hemiosteones) Lámelas Intersticiales
Porosidad	Baja	Alta
Médula	Adiposa	Hematopoyética
Tejido Suave Principal	Víscera	Médula
Desarrollo	Osificación Intramembranosa	Osificación Endocondrial
Recambio óseo	Lento	Rápido
Función	Principalmente biomecánica, también de soporte y protección	Principalmente homeostasis mineral, también de soporte

Las propiedades mecánicas del tejido óseo dependen de la composición de colágeno y mineral. La Tabla 1.2 tiene una comparación de composiciones entre hueso trabecular y hueso cortical, donde además se comparan varias especies de mamíferos. Cada resultado proviene de investigaciones independientes, sin embargo se observa una tendencia en donde el tejido esponjoso tiene ligeramente menos contenido de calcio que el hueso cortical, pero conserva la misma cantidad de contenido de fósforo. Respecto al contenido del agua, el tejido esponjoso contiene más, y es consistente con el hecho de que el hueso esponjoso se remodela más rápido que el tejido cortical, y

una estructura recién remodelada está menos mineralizada. Una inconsistencia de los datos es el contenido de mineral que se midió con microtomografías (μTC), donde el hueso esponjoso presenta mayor concentración de minerales, al contrario de los demás datos comparados.

Tabla 1.2 Composiciones de tejido óseo trabecular y tejido óseo cortical [Cowin, 2001].

Propiedades	Tejido Trabecular	Tejido Cortical
Contenido de Calcio (mg/g)	234 (ciervo) 257 (bovino)	261 (ciervo) 271 (bovino)
Calcio (% Peso de ceniza)	34.4 (Humano)	38.5 (Humano)
Contenido de Fósforo (% Peso de ceniza)	18.1 (Humano)	17.9 (Humano)
Agua (% volumen)	27 (Humano) 28.8 (Perro)	22.9 (humano) 22.3 (perro)
Densidad del Tejido (g/cm^3)	1.874 (humano) 1.908 (perro)	1.914 (humano) 2.006 (perro)
Fracción de ceniza (% volumen)	33.9 (humano)	37.7 (humano)
Mineralización (escala de grises/ mm^2)	0.34 (tibia de humano)	0.29 (tibia de humano)

Existen variaciones en la composición mineral del hueso respecto al ejercicio y el sedentarismo, en un estudio con ratas, los cambios más significativos se dieron en la proporción de calcio y estroncio. Esta proporción aumentaba con ejercicio físico, sin embargo esto no se ha demostrado en términos de adaptación del hueso ni en términos de cambio de masa muscular [Blandine, 1999].

Respecto a la edad y a las diferencias de sexo, hay varias generalizaciones que ligan la edad con las propiedades del hueso. El tamaño de cristal del mineral crece más rápido en las edades tempranas de desarrollo, y continúa creciendo, a una velocidad menor, en la madurez. Al igual que el incremento del tamaño de cristal y el contenido de mineral, la cantidad de carbono aumenta.

El contenido mineral depende del género, ya que en los hombres la densidad ósea aumenta en un mayor grado que en las mujeres. Además, en las mujeres, los cambios en el contenido de mineral en el hueso y las propiedades de los minerales ocurren durante el embarazo y la lactancia, donde hay repercusiones en la fragilidad del hueso durante este estado.

1.2 El hueso cortical

El hueso cortical representa aproximadamente el 80% de la masa total del tejido óseo. Tiene una baja porosidad. Principalmente está distribuido en los huesos largos y en el esqueleto apendicular (también llamado periférico).

El sistema de Havers, también llamado osteona, es el sistema fundamental del hueso compacto. Son estructuras con geometrías similares a cilindros, con un diámetro de 0.2 milímetros aproximadamente [Encyclopædia Britannica, 2012]. Cada osteona se conforma por elementos concéntricos al canal de Havers llamados lámelas (lamellae), separadas por lagunas (lacunae) que contienen osteocitos, los cuales se comunican a través de pequeños canales (canaliculi) para controlar la cantidad de hueso que se forma y se deteriora. El espacio entre osteonas está ocupado por lámelas intersticiales, que son remanentes de osteonas que fueron parcialmente absorbidas durante el proceso de reconstrucción de hueso. El límite de una osteona es la línea de cemento. En la figura 1.3 se muestra una imagen de una sección transversal de hueso cortical.

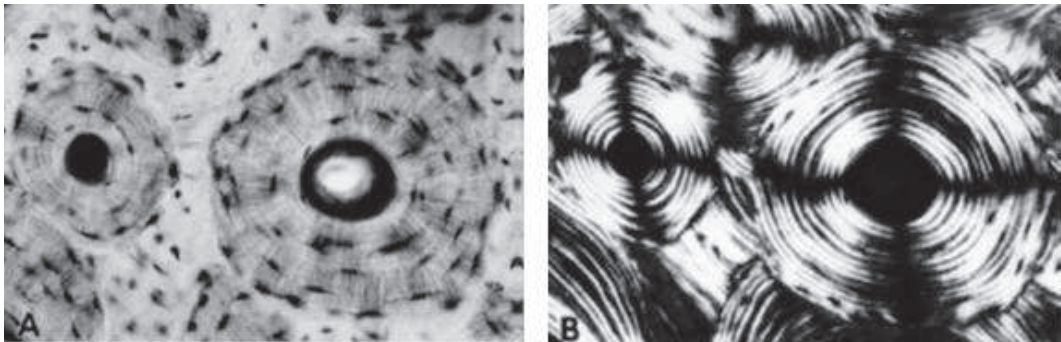


Figura 1.3 A) Sección transversal de hueso cortical que muestra la osteona con sus lagunas y canales Haversianos. Nótese las lámelas intersticiales que intervienen entre las osteonas. B) La misma sección con luz polarizada, Nótese las osteonas compuestas de varias lámelas [Cowin, 2001].

Como se ha mencionado, el hueso cortical se encuentra primordialmente en la zona de la diáfisis, perteneciente a los huesos largos, donde forma un armazón de hueso que rodea a la médula ósea. Este diseño estructural distribuye el mineral de hueso lejos de los ejes de flexión, lo que resulta en un incremento en la resistencia a la flexión sin que esto vaya acompañado por un aumento del peso del hueso. Esto permite a los huesos largos tener la resistencia y rigidez necesaria para las acciones solicitadas por los músculos y el soporte del peso, con la ligereza necesaria para una eficiencia en la energía utilizada en la locomoción.

El hueso cortical parece ser sólido, sin embargo contiene poros microscópicos que constituyen aproximadamente el 10% del volumen total del hueso, que permiten el suministro vascular y neuronal, así como la distribución de nutrientes. Esta porosidad solo se encuentra en sitios específicos y está influenciada por la edad del individuo, pérdida por desuso del hueso, sobrecargas en el hueso e intervenciones farmacológicas. Este grado de porosidad es importante ya que puede ser punto de partida para una fractura, así como una disminución en la resistencia del hueso.

Respecto a los recubrimientos que puede tener el hueso, se encuentra el endostio y el periostio. El periostio sirve como una capa de fibra transitoria entre el hueso cortical y el tejido blando que lo recubre (músculo). No todo el hueso está recubierto con el periostio, las excepciones se encuentran en los extremos de los huesos largos donde se encuentra el cartílago articular, así como en los lugares donde haya inserción de tendones o ligamentos. Éste se puede dividir en dos capas: la externa, que se conforma por fibroblastos, colágeno y fibras de elastina, a lo largo de un nervio y una red microvascular. La capa interna está en contacto directo con la superficie del hueso, y está conformada por células madre mesenquimatosas que diferencian los distintos tipos de células con los que hay interacción, además de que tiene la capacidad de aliviar fracturas. El endostio solo tiene una capa delgada de células óseas (osteoblastos maduros) y osteoblastos que forman una membrana sobre las superficies del hueso endocortical y el hueso trabecular.

El hueso compacto se desarrolla principalmente por osificación intramembranosa, proceso en el cual se forma tejido óseo a partir de que el tejido mesenquimal diferencia osteoblastos, que al quedar atrapados se transforman en osteocitos que forman parte del tejido óseo en formación.

Algunas de las propiedades mecánicas del hueso cortical se pueden apreciar en la siguiente tabla, donde se comparan los valores del módulo de elasticidad de un humano y un bovino respectivamente.

Tabla 1.3 Módulo de elasticidad de tejido óseo cortical [Cowan, 1988]

Módulo de Elasticidad [GPa]	Humano	Bovino
Longitudinal	17.4	20.4
Transversal	9.6	11.7
Flexión	14.8	19.9
Cortante	3.51	4.14

1.3 El hueso trabecular

El hueso trabecular conforma aproximadamente el 20% de la masa total de huesos en un ser humano, pero su área es aproximadamente diez veces mayor a la del hueso compacto, debido a su porosidad que va de un 70% a un 30% en las zonas más densas.

El hueso esponjoso conforma la mayoría del tejido interior de los huesos largos, vértebras y cadera. Está formado por delgadas trabéculas, que corresponden a tejido óseo laminar en los huesos ya formados.

La orientación de cada trabécula y la disposición de sus laminillas óseas mineralizadas está determinada por las sollicitaciones mecánicas locales con el objetivo de resistir las compresiones y tracciones a las que se somete eventualmente. Al cambiar la magnitud o dirección de la sollicitación de las cargas, durante el crecimiento, el aumento de peso del individuo, mala postura, etc., las trabéculas cambian su orientación.

El cambio de la forma de una trabécula se realiza mediante dos procesos coordinados que ocurren en zonas precisas de la trabécula a remodelar:

- Se da un crecimiento por acción de los osteoblastos que depositan láminas sucesivas de tejido óseo en la zona en que se necesita un reforzamiento de la estructura.
- Se remueve tejido óseo de la trabécula por acción de los osteoclastos en los sitios en los que no se está sometido a sollicitaciones mecánicas.

Básicamente esto se explica con la ley de Wolf, descrita por Julius Wolf en 1892: *“La forma y estructura de huesos en crecimiento y huesos adultos dependen de las cargas a la que están sometidos. Alterando las líneas de carga la forma de un hueso puede cambiar”* [Solano, 2006].

Respecto a la geometría, en el hueso trabecular es muy compleja a comparación del hueso cortical. Las trabéculas se orientan para soportar las cargas y sollicitaciones de la vida diaria. Es por eso que la densidad y la orientación de las trabéculas en los huesos, ya sean de humano o animal, varía dependiendo de la zona en donde se tome la muestra. Mientras en algunos lugares el tejido óseo tiende a densificarse y a orientarse en sentido de las cargas, en otras zonas las trabéculas tienden a adelgazarse e incluso a desaparecer debido a la ausencia de sollicitaciones.

El entendimiento de los efectos de la arquitectura trabecular en el comportamiento mecánico bajo varias condiciones de carga puede dar un panorama de la calidad del hueso, que es útil para el desarrollo de tratamientos para enfermedades como la osteoporosis, la cual reduce el grosor de las trabéculas. Comúnmente las trabéculas tienen un grosor de entre 100 y 200 micrómetros, y la distancia a la que se encuentran unas de las otras es de entre 500 y 1000 micrómetros [Shi, 2010]. La Figura 1.4 muestra un hueso trabecular sano y uno con osteoporosis. El hueso sano pertenece a la cuarta vértebra lumbar de una mujer de 30 años. El hueso con osteoporosis pertenece a la cuarta vértebra lumbar de una mujer de 89 años de edad.

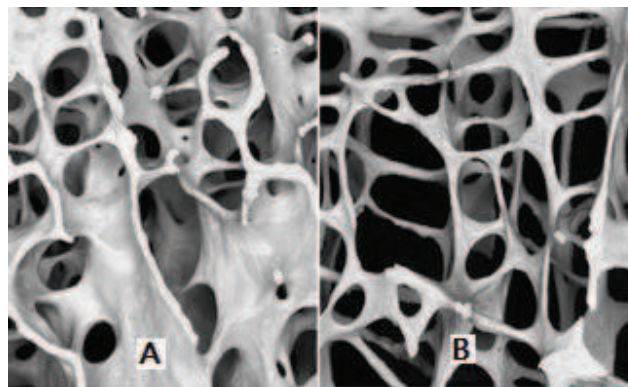


Figura 1.4 A) Hueso esponjoso sano. B) Hueso esponjoso con osteoporosis [Boyde, 2012].

En la tabla 1.4 se presentan los análisis resultados del estudio con muestras de hueso esponjoso de cadáveres humanos, donde se clasifican de acuerdo a sus edades.

Tabla 1.4 Valores promedio con desviación estándar de la densidad aparente (húmedo), módulo de elasticidad, y propiedades últimas de compresión para especímenes de hueso trabecular de humano de varias zonas anatómicas [Cowin, 2001]

Zona de Estudio	Cadáveres No. Edades		Número de especímenes	Densidad [g/cm ³]	Módulo [MPa]	Esfuerzo último [MPa]	Última deformación [%]
Tibia Proximal	9	59-82	121	0.29 ± 0.10	445 ± 257	5.33 ± 2.93	2.02 ± 0.43
Fémur	4	25-82	49	-	441 ± 271	6.76 ± 4.84	-
	10	58-83	299	0.5 ± 0.16	389 ± 270	7.36 ± 4.0	-
Espina Lumbar	42	15-87	40	0.24±0.07	67 ± 44	2.45±1.52	7.40
	11	32-65	22	0.17±0.04	291 ± 113	2.23±0.95	1.45 ± 0.33

Debido a la geometría irregular, la anisotropía mecánica se ve afectada, al igual que la relación densidad-propiedades mecánicas. La anisotropía va directamente ligada a dos factores: la disposición y el arreglo de las trabéculas en el hueso, y al arreglo de la matriz de cada trabécula el cual, directamente influye en el comportamiento de ésta. Si la anisotropía del tejido que constituye al hueso es notable, entonces el comportamiento del hueso no puede ser predicho en mediciones de la arquitectura únicamente [Ramírez, 2007].

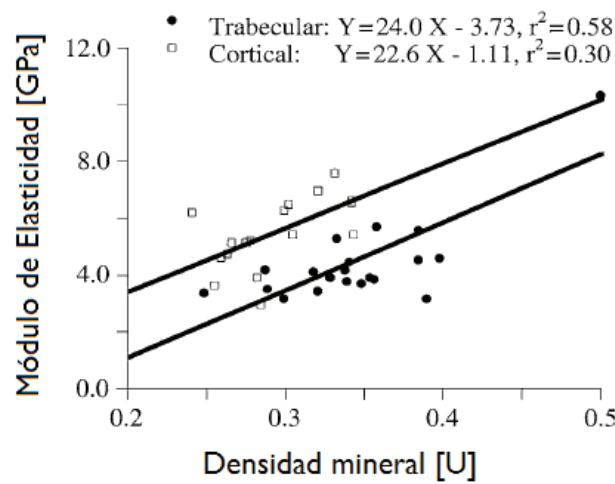
Debido al amplio rango de las variables que intervienen en la determinación del módulo de elasticidad y la resistencia del hueso trabecular, como lo son la porosidad, la morfología trabecular, la preparación del espécimen e incluso de la aplicación de la carga, existen datos numéricos dispersos.

En la Tabla 1.5 se muestran varios módulos de elasticidad obtenidos mediante distintas pruebas. Como se puede ver, los valores varían ampliamente, sin embargo los valores entre 10 y 18 [GPa] son predominantes.

Tabla 1.5 Propiedades mecánicas del hueso esponjoso [Cowin, 2001], [Schneck, 2003].

Tipo de hueso	Técnica de prueba	Módulo de elasticidad [GPa]
Fémur distal humano	Pandeo	8.69
Fémur de humano	Prueba de ultrasonido en cubos de hueso	12.7 ± 2.0
Fémur de humano seco Tibia de humano fresco	Flexión cantiléver con análisis FEM	7.8 ± 5.4
Tibia de humano	Prueba de tensión (seco) Prueba de ultrasonido	10.4 ± 3.5 14.8 ± 1.4
Vértebra de humano	Nanoindentación	13.4 ± 2.0
Fémur de humano	Nanoindentación (seco)	18.14 ± 1.7
Fémur de humano	Nanoindentación (húmedo)	11.4 ± 5.6
Humano	Pandeo	11.4 (Húmedo) 14.1 (Seco)
Humano	Ultrasonido	13.0
Humano	Ultrasonido Prueba de tensión Nanoindentación (transversal)	14.8 10.4 15.0

El módulo de elasticidad está en función de los minerales contenidos en el hueso, por lo que es un factor clave en sus propiedades. Parámetros como la porosidad, la orientación de las lámelas, las lagunas, y las líneas de cemento son factores relacionados con las propiedades mecánicas del hueso, debido a esto, se ha estimado que el módulo del tejido esponjoso es del 20% al 30% menor que el del hueso cortical. En la gráfica 1.1 se muestra un modelo lineal que relaciona el módulo de elasticidad con la densidad mineral de las muestras.



Gráfica 1.1 Correlación entre el módulo medido mediante flexión en 4 puntos y la densidad mineral obtenida mediante micro tomografías, para tejido esponjoso y cortical [Cowan, 2006].

1.4 Características del hueso

El esqueleto es un almacén móvil, en el cual las piezas que lo componen sirven como apoyo para la tracción de los músculos. El esqueleto humano tiene 208 huesos los cuales pueden estar sometidos a distintas condiciones de carga. A compresión, por ejemplo en las extremidades inferiores debido al peso, como los son la tibia y el peroné. A tracción, cuando el cuerpo está colgado en un pasamanos. A flexión, cuando el músculo se somete a tracción en un sentido mientras que del lado opuesto hay una resistencia, como por ejemplo, el efecto en el antebrazo cuando se levanta una mancuerna.

En la figura 1.5 se muestran las condiciones de carga a las cuales están sometidos los huesos de una pierna al caminar. Se observa el constante cambio de flexión a compresión durante el proceso de dar un paso.

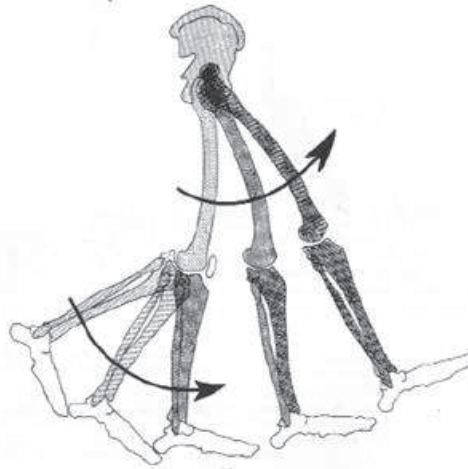


Figura 1.5 Imagen que caracteriza el movimiento de una pierna al caminar. Las cargas sobre los huesos varían en cada movimiento [Blandine, 1999].

1.5 Clasificación de los huesos

Principalmente se pueden encontrar cuatro tipos de huesos:

- Los huesos largos brindan resistencia y movilidad. Principalmente constan de tres partes, una central llamada diáfisis y dos extremos, que son las epífisis. La diáfisis es un tubo hueco y largo constituido de hueso cortical (o compacto), que está lleno de médula amarilla, que sustituye gradualmente desde los cinco años a la médula roja. Las epífisis presentan una estructura diferente, son más robustas y anchas, están principalmente constituidas de hueso trabecular, que es similar a una esponja (de ahí el nombre de hueso esponjoso), y una capa de hueso cortical en el exterior. La placa epifisaria se ubica entre la epífisis y la diáfisis y es la encargada de integrar ambas partes a lo largo y ancho. La configuración antes mencionada se observa en la figura 1.5 que muestra un corte transversal de un hueso largo. Algunos ejemplos de huesos largos son: el fémur, el húmero y los metacarpos.



Figura 1.5 Estructura de un hueso largo. Dada la configuración que tiene, es deformable, en las partes de las epífisis, y soporta cargas a flexión gracias a la diáfisis [Blandine, 1999].

- Los huesos cortos son huesos con medidas de largo, alto y ancho similares. Son masas de hueso esponjoso revestidas por hueso cortical. Dentro de esta clasificación entrarían los huesos sesamoideos y los supernumerarios, que contienen tejido laminar esponjoso en el centro y tejido cortical laminar por fuera. Algunos ejemplos de huesos cortos son: los carpos, los tarsos, las vértebras cervicales, el yunque, el martillo, entre otros. En la figura 1.6 se ejemplifica una configuración de huesos cortos y largos que constituyen parte de la muñeca y de la mano.

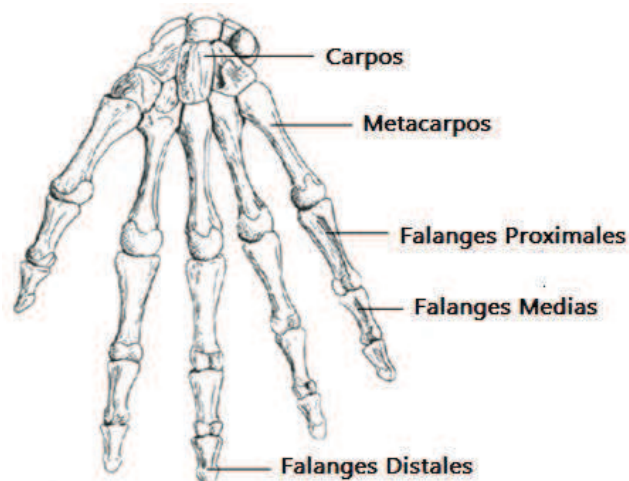


Figura 1.6 Configuración de huesos que constituyen el endoesqueleto de la mano. En la parte superior ocho huesos cortos que constituyen el carpo. Los huesos largos son los metacarpianos (5 huesos, zona media) y las falanges (14 huesos), que constituyen el esqueleto de los dedos [Blandine, 1999].

- Los huesos planos donde el tejido esponjoso es central (díploue) y las caras están formadas por una capa de tejido cortical (áploe). Se caracterizan por tener su espesor mucho menor en comparación con las otras dimensiones que caracterizan al hueso. Algunos ejemplos de este tipo de huesos son: El homóplato, las clavículas, el esternón, el pubis, etc.
- Los huesos irregulares son aquellos que no cumplen con ninguna de las características antes mencionadas. Están conformados por hueso esponjoso, cubierto por una capa exterior de hueso compacto. Las vértebras son un ejemplo de este tipo de hueso. En la figura 1.7 se muestran dos ejemplos correspondientes a la configuración de hueso plano e irregular.

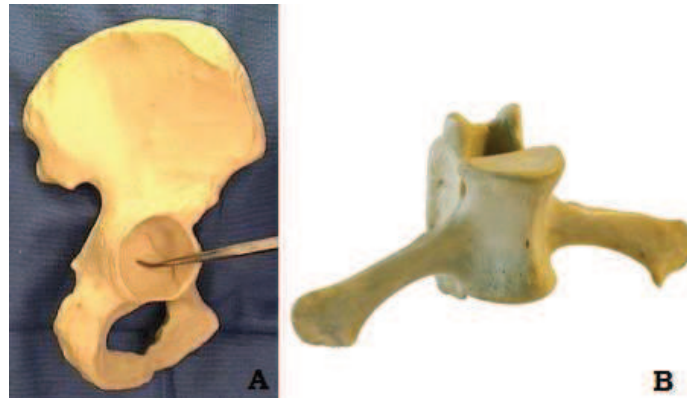


Figura 1.7 a) El ilion, que forma parte de la cadera, presenta forma de hueso plano b) Vértebra, con una geometría irregular, [http://www.studyblue.com, 2013].

Debido a que el presente trabajo trata sobre la generación y análisis de un modelo de hueso femoral, se profundizará en las características anatómicas del fémur así como de las articulaciones de las cuales forma parte.

1.6 El fémur

El fémur es el hueso más largo del cuerpo humano, y desarrolla un papel fundamental en el movimiento y soporte del mismo. Cada ser humano viene dotado de dos fémures, los cuales son simétricos y están dispuestos en cada miembro inferior.

La epífisis superior del fémur, también llamada cabeza femoral, articula con la cadera y recibe el nombre de articulación coxofemoral. Esta articulación permite gran libertad de movimiento debido a

la geometría que presenta la cabeza del fémur y cuenta con cartilago en su superficie que le permite encajar en la pelvis.

Los principales elementos que constituyen el hueso coxal son el ilion, el isquion y el pubis. El ilion es un hueso ancho acampanado, que constituye la sección lateral y superior de la pelvis y se caracteriza por las “alas” que se extienden al lado de la espina dorsal.

El isquion soporta el peso de la persona cuando se encuentra sentada y está unido al pubis en la parte delantera, y a las alas del ilion en los lados y parte superior. El pubis presenta dos segmentos, el superior se articula con el ilion y el inferior con el isquion.

En la figura 1.8 se muestra un hueso coxal con sus respectivas zonas anatómicas. Cabe destacar que este hueso presenta diferencias de acuerdo al género, para cumplir con necesidades biológicas como lo es el parto en las mujeres.

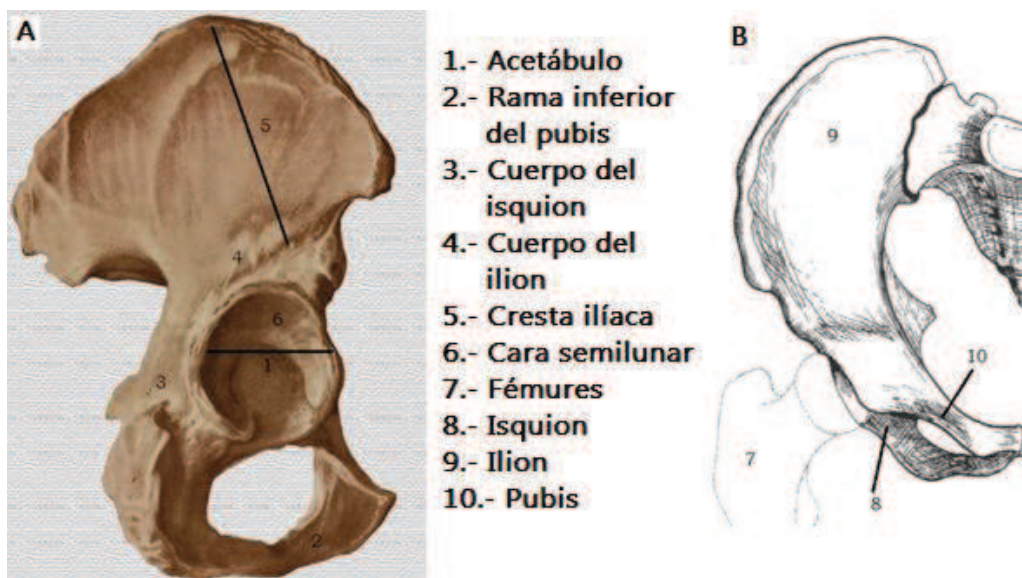


Figura 1.8. A) Vista lateral del hueso coxal con sus respectivas regiones anatómicas. Nótese la zona del acetábulo, región donde se articula el fémur. B) Vista superior de la cintura pélvica [www.iqb.es, 01/08/13], [Blandine, 1999].

Los principales componentes de la cabeza femoral son:

- La cabeza del fémur: Es la superficie que articula con el hueso coxal. Tiene forma esferoide y contiene bordes con membrana sinovial, la cual es una capa de tejido que recubre la parte interna de la cápsula articular, que es la que envuelve las articulaciones móviles.

- Cuello del fémur: Región que conecta la cabeza femoral con el cuerpo del fémur. Cabe destacar que el eje del cuello femoral no es el mismo que el del cuerpo del fémur. Éste tiene una inclinación que forma un ángulo obtuso entre el eje del cuerpo del fémur y el eje en el que se encuentran el cuello y la cabeza femoral y se denomina 'ángulo cervicodiafisario' (Figura 1.11 A). Su valor normal se encuentra entre los 125° y 135°. Si este ángulo aumenta a 140° o más, se presenta el caso de coxa valga, que es una deformidad en la cadera que causa trastornos neuromusculares, displasias esqueléticas y artritis idiopática juvenil. Si el ángulo disminuye a menos de 120 grados, se presenta el caso de coxa vara, lo que resulta en piernas más cortas y problemas como la cojera. Esto puede darse por diversos factores como fracturas y falta de rigidez en el tejido óseo. En la tabla 1.6 se muestran algunos valores del ángulo cervicodiafisario de acuerdo a la edad.

Tabla 1.6. Valores del ángulo cervicodiafisario [Muñoz, 1999].

Edad	Grados
Recién nacido	137
Un año	144
Tres años	142
Cinco años	135
9 a 13 años	134
15 a 17 años	128
Adolescentes	126

Otro ángulo presente en la parte superior del fémur es el ángulo de inclinación del acetábulo, el cual permite determinar el cubrimiento de la cabeza femoral por la cavidad acetabular. Se encuentra entre una línea vertical que se origina en el centro de la cabeza femoral y otra que pasa por el borde externo del acetábulo. Su valor normal debe de ser mayor a 25° para que no se presenten anomalías (Figura 1.9 B) [Manaster, 2000].

- El trocánter mayor: es una protuberancia localizada un debajo de la cabeza femoral. En su superficie se insertan diferentes músculos, como lo son el glúteo mediano, el obturador externo e interno, los géminos, el piramidal, el cuadrado crural, los cuádriceps crurales y el glúteo menor (Figura 1.9 C).

- Trocánter menor: Es una protuberancia menor en la parte posteroinferior respecto al cuello del fémur. En ésta se inserta el músculo psoasíaco. Además, ambos trocánteres se encuentran “unidos” por líneas intertrocanterianas anterior y posterior (Figura 1.9 C), donde se inserta el ligamento ilio-femoral y el músculo cuadrado crural respectivamente.

La parte superior del fémur cuenta con una zona de cartílago de crecimiento, la cual se ubica entre la epífisis y la metáfisis. Esta zona esta conformada por células cartilaginosas las cuales son responsables del crecimiento del hueso (aumento de longitud). Una vez que se llega a la última etapa del crecimiento, la zona se osifica y el cartílago desaparece.

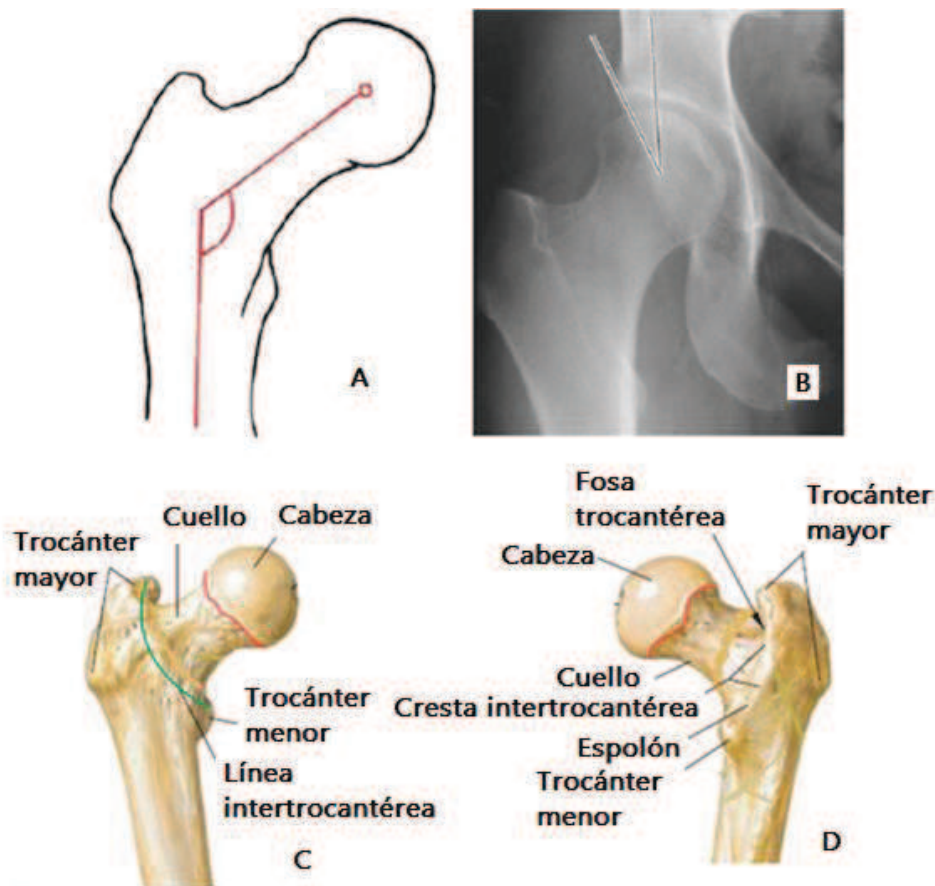


Figura 1.9. A) Ángulo cervicodiafisario. B) Ángulo de inclinación del acetábulo. C) Vista anterior de la parte superior del fémur, nótese la línea de inserción del borde de la membrana sinovial (rojo) y la línea intertrocanterea (verde). D) Vista posterior del fémur. [Muñoz, 2011], [Netter, 2011].

La parte inferior del fémur forma parte de la articulación de la rodilla, junto con la tibia y la patela (también llamada “rótula”). En los seres humanos es la articulación más grande del cuerpo y es la que soporta la mayor parte del peso si el individuo se encuentra de pie.

La articulación de la rodilla se puede dividir principalmente en dos partes: la articulación femorotibial, en la cual se ponen en contacto el fémur y la tibia, y la articulación femoropatelar, constituida por el fémur y la rótula (Figura 1.10 A). No hay articulación entre la tibia y la rótula. El principal movimiento de esta articulación es de flexión, aunque también se pueden realizar rotaciones ligeras.

La parte superior de la tibia posee dos cavidades denominadas glenoideas, las cuales se ajustan con los cóndilos (protuberancias) de la parte inferior del fémur. Entre la rótula y la parte inferior de fémur se encuentra el cartílago prerotuliano, el cual amortigua la presión entre ambos huesos [León Castro, et al., 2004].

Los principales elementos de la parte inferior del fémur son (Figura 1.10):

- Cóndilo medial: En su cara lateral destacan dos relieves óseos, la tuberosidad interna a la cual se va a insertar el ligamento lateral interno y el tubérculo del aductor mayor, en donde se inserta el músculo del mismo nombre, así como el gemelo interno.
- Cóndilo lateral: Es más voluminoso que el medial, y en este se inserta el ligamento lateral externo en la tuberosidad externa de su cara lateral, así como los músculos poplíteo y gemelo externo. La depresión ubicada entre los cóndilos medial y lateral se denomina fosa intercondílea y es donde se insertan los ligamentos cruzados (anterior y posterior).
- Epicóndilo: Es una protuberancia ósea en el fémur y se divide en lateral y medial. Su principal función es la inserción de músculos y ligamentos.

La disposición geométrica del fémur con la articulación de la rodilla se puede definir mediante varios ángulos (Figura 1.11). El ángulo femorotibial se encuentra entre los ejes del fémur y la tibia respectivamente. Cambia con el crecimiento y generalmente se mide con su ángulo complementario, que normalmente se encuentra entre 173° y 177° [Muñoz, 1999]. Si el ángulo complementario mide más de 177° se presenta el caso de genu varo, en el cual existe una inclinación hacia afuera de la pierna en relación con el muslo, lo que en apariencia se refleja como “piernas arqueadas”.

Por el contrario, si el ángulo mide menos de 170° el caso es genu valgo, que es una deformidad en la que las rodillas se aproximan a la línea media del cuerpo, resultando en rodillas muy juntas y pies separados, similar a una “v” inversa.

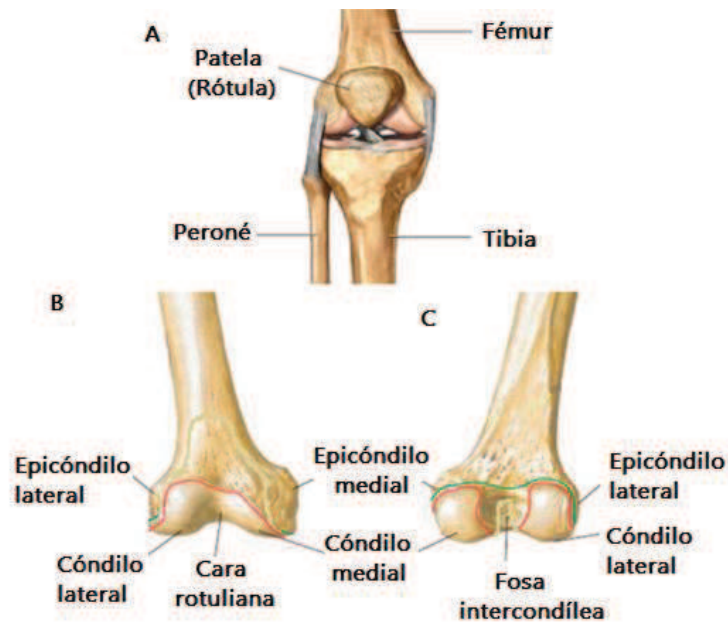


Figura 1.10 A) Vista anterior de una rodilla derecha donde se muestra la posición de la patela. B) Vista anterior de la parte inferior de un fémur con sus elementos constitutivos C) Vista posterior de la parte inferior de un fémur con sus elementos constitutivos. [Netter, 2012].

El ángulo condilodifisario del fémur es la relación que existe entre los cóndilos del fémur y el eje longitudinal del mismo en el plano sagital (lateral). Su valor normal es de aproximadamente 34° . Otra forma de medir la orientación de los cóndilos es mediante la medición del eje mayor longitudinal de los mismos y el eje de la diáfisis, que tiene un valor normal de 130° [Muñoz, 1999].

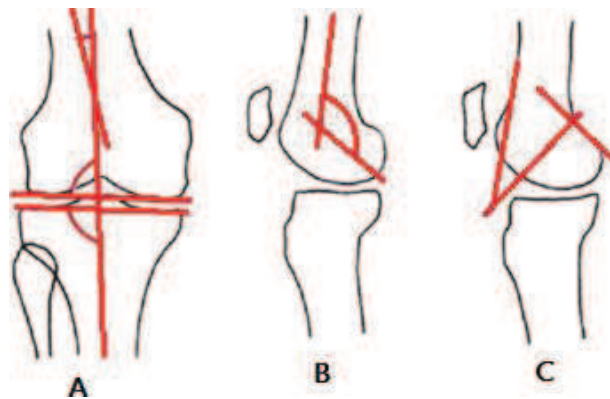


Figura 1.11. A) Ángulo femorotibial y su complemento. B) Ángulo condilodifisario lateral. C) Línea condilotibial [Muñoz, 2011].

Por último cabe destacar que la longitud del fémur varía dependiendo de cada persona, tanto del género, edad y morfología de la misma, por lo que no existe un valor nominal para éste, aunque un rango aceptable de longitudes del fémur parte desde los 34 hasta los 43 [cm].

Capítulo 2. Biomecánica del fémur humano

La quinesiología se encarga del estudio del movimiento humano y contempla varias áreas, entre las cuales está la biomecánica. Ésta última describe precisamente el movimiento y sus causas en seres vivos utilizando la ciencia de la mecánica. Principalmente tiene como objetivos la mejora del rendimiento del individuo de estudio y el tratamiento de lesiones.

La forma de analizar de la biomecánica cae dentro de un ciclo entre el análisis cualitativo y el análisis cuantitativo. El cuantitativo involucra la medición de las variables y por lo general se apoya en instrumentación y equipo para llevarse a cabo. En cambio, el análisis cualitativo ha sido definido como “la observación sistemática y juicio introspectivo de la calidad del movimiento humano con el propósito de proveer la intervención mas apropiada para mejorar el desempeño” [Knudson, 2007].

2.1 Biomecánica del fémur: zonas de acción y limitaciones.

El fémur constituye uno de los principales elementos del miembro inferior, formando parte de tres de las articulaciones más importantes para el movimiento: la coxofemoral, la patelofemoral y la tibiofemoral, estas dos últimas formando la rodilla. Principalmente se pueden distinguir tres planos principales (Figura 2.1) con sus respectivos ejes para catalogar los movimientos, los cuales son:

-El plano frontal en el cual se sitúa el eje transversal. Alrededor de éste se ejecutan los movimientos de flexo-extensión de la cadera y de la rodilla.

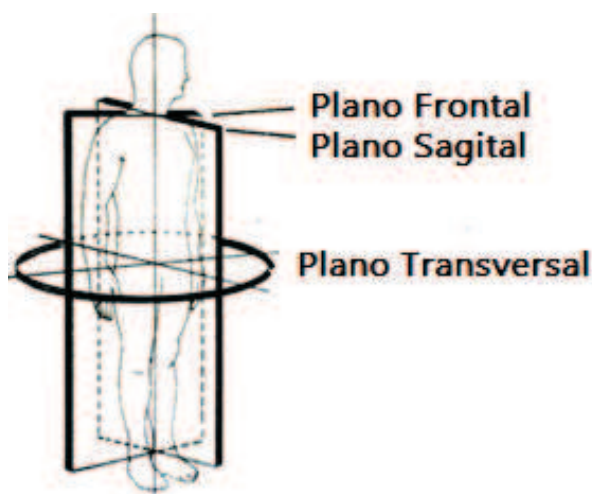


Figura 2.1 Planos en el cuerpo humano [Nordin, 2001].

-El plano sagital, sobre el cual se encuentra el eje anteroposterior y sobre el cual se realizan los movimientos de abducción y aducción de la cadera. La rodilla no realiza ningún movimiento sobre este eje.

-El plano transversal que es atravesado por el eje vertical y sobre el cual se desarrollan los movimientos de rotación externa y rotación interna de la cadera. Paralelo al eje transversal se encuentra el eje longitudinal de la pierna, sobre el cual la rodilla presenta un segundo grado de libertad, sin embargo esto ocurre sólo cuando la rodilla se encuentra flexionada.

El principal movimiento de la cadera es el de flexión, y la amplitud de movimiento depende de la situación. Si se trata de una flexión activa, esto es, cuando el movimiento es realizado por la acción de los músculos, el ángulo no sobrepasa los 120° , con la rodilla flexionada (Figura 2.2 A), y los 90° cuando la rodilla no está flexionada (Figura 2.2 B). Si se trata de una flexión pasiva, que es con la ayuda de accesorios, por ejemplo al sentarse, su amplitud puede superar los 120° , dependiendo de la posición de la rodilla.

El movimiento de extensión de la cadera dirige a la pierna por detrás del plano frontal. La extensión activa tiene una amplitud de aproximadamente 20° mayor cuando la rodilla está extendida que cuando está flexionada debido a los músculos isobraquiales (Figura 2.2 C).

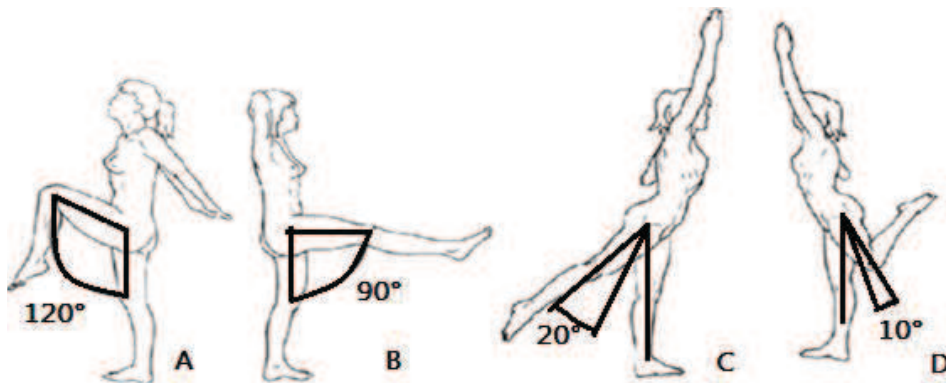


Figura 2.2 Movimientos de flexión y extensión de la cadera A) Flexión activa con la rodilla flexionada B) Flexión activa con la rodilla sin flexionar C) Extensión activa con la pierna extendida D) Extensión activa con la rodilla flexionada. [Kapandji, 1998].

Otro movimiento realizado por la articulación de la cadera es el de abducción, el cual se aleja el fémur del plano de simetría del cuerpo. Generalmente este movimiento se realiza con las dos caderas simultáneamente, a partir de los 30° de amplitud, debido a que ocurre una basculación en la

pelvis. Éste movimiento se ve limitado por el impacto del cuello del fémur, sin embargo la amplitud se puede aumentar mediante el ejercicio y el entrenamiento. La abducción activa va de los 120° a los 130°, mientras la pasiva puede alcanzar los 180° (Figura 2.3 B).

El movimiento de aducción resulta en dirección contraria al de abducción, ya que aproxima al fémur al plano de simetría del cuerpo humano. No existe un movimiento de aducción pura ya que los miembros están en contacto en la posición de referencia. Sin embargo se tiene un movimiento combinado con flexión, extensión ó abducción. En todos los movimientos de aducción combinada la amplitud máxima del ángulo es de 30° (Figura 2.3 A).

El movimiento de rotación longitudinal de la cadera se realiza sobre el eje mecánico del miembro inferior, en este caso sobre el fémur. Cuando se giran los pies hacia afuera (rotación externa) o hacia adentro (rotación interna), y la rodilla se encuentra totalmente extendida, la rotación la realiza completamente la cadera (Figura 2.3 C). La rotación está limitada por la geometría del cuello femoral. Los niños tienden a tener mayores amplitudes de rotación debido a la relativamente alta elasticidad del fémur, sin embargo en edades adultas y avanzadas este rango disminuye.

Otro último movimiento realizado por la cadera es el de circunducción, el cual es una combinación simultánea de todos los movimientos elementales alrededor de los tres ejes. La amplitud del mismo varía dependiendo de cada persona, así como del género y la edad, ya que mientras algunos individuos puedan desarrollar mayores amplitudes de acuerdo a su estilo de vida, otros pueden desarrollar más fácilmente la amplitud debido a sus características físicas, por lo que no hay límites o parámetros para este movimiento complejo.

La parte de los cóndilos posee una gran movilidad, necesaria para las diversas condiciones a la que es sometida la rodilla, como soportar una carrera y las irregularidades del terreno. Además la zona debe de soportar cargas importantes debido al peso del individuo. A pesar de que la rodilla tiene menos grados que libertad que la cadera, su complejidad reside en la cantidad de ligamentos y tendones que funcionan como amortiguadores y guías del movimiento.

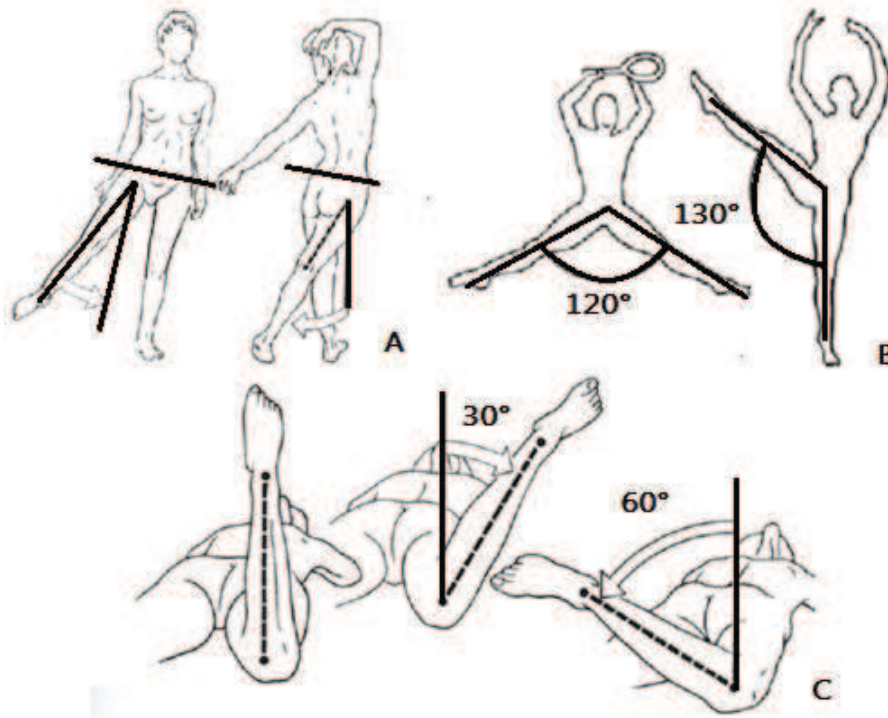


Figura 2.3 A) Aducción activa B) Abducción activa C) Rotación longitudinal, posición neutra, rotación interna y rotación externa [Kapandji, 1998].

Esto solo reduce su movimiento a uno principal y uno secundario. El principal movimiento de la rodilla es el de flexión, mientras el segundo consiste en una rotación, sin embargo este movimiento es imposible cuando la articulación se encuentra en máxima extensión.

En el presente trabajo se modelará el comportamiento del fémur a distintas sollicitaciones, sin embargo, no se consideran elementos pertenecientes a la rodilla, como por ejemplo, los tendones o la patela. Las zonas donde actúan estos elementos sí se consideran, por lo que a continuación se describirán.

El mecanismo de movimiento entre la tibia y el fémur es de rodamiento y deslizamiento. La magnitud de estas dimensiones cambia a través del rango de flexión, y va disminuyendo conforme la flexión es mayor (Tabla 2.1), esto debido a que el área del fémur que entra en contacto es la posterior de los cóndilos.

Además es importante el distanciamiento relativo que existe entre los elementos, ya que sirve para ubicar la zona donde recaen las fuerzas. Nahass, et al., 1991, determinó in vivo el desplazamiento

relativo entre la tibia y el desplazamiento posterior del fémur, obteniendo un valor de 12.5 [mm] al momento de caminar y de 13.9 al subir escaleras.

El contacto con la patela cambia conforme la articulación es flexionada, sin embargo, el área de contacto es mucho menor que con la tibia. En la tabla 2.2 se muestra el cambio de área de la articulación patelofemoral de acuerdo al ángulo de flexión, donde a mayor ángulo el área incrementa.

Tabla 2.1 Área de contacto de la articulación tibiofemoral [Maquet, et al., 1975].

Área de contacto tibiofemoral	
Flexión de la rodilla [grados]	Área de contacto [cm ²]
-5	20.2
5	19.8
15	19.2
25	18.2
35	14
45	13.4
55	11.8
65	13.6
75	11.4
85	12.1

Tabla 2.2 Área de contacto de la articulación patelofemoral [Huberti, et al., 1984].

Área de contacto Patelofemoral	
Flexión de la rodilla [grados]	Área de contacto + (desviación estándar) [cm ²]
20	2.6 (0.4)
30	3.1 (0.3)
60	3.9 (0.6)
90	4.1 (1.2)
120	4.6 (0.7)

Los músculos encargados de dotar de movimiento al fémur son varios, y la importancia que tienen depende directamente del movimiento que se esté realizando. Éstos se clasifican de acuerdo a su posición, para la parte de la cadera, y de acuerdo a su función, para la parte de la rodilla, siendo los más destacados los siguientes:

-Los músculos flexores: Se encuentran delante del plano frontal que pasa por el centro de la articulación y los más importantes son el ilíaco, el cual es el más potente de todos los flexores y se fija en el trocánter menor del fémur, realizando principalmente una acción aductora.

El sartorio funge como flexor de la cadera y está involucrado en la abducción y en la rotación externa. Posee una potencia de 20 [W] la cual es utilizada principalmente en flexión. Asimismo el recto anterior posee una potencia de 49 [W] y su acción depende del grado de flexión de la rodilla, a mayor flexión de ésta, mayor acción del músculo, por lo que su principal participación es en los movimientos de extensión de rodilla con flexión de cadera, por ejemplo en la fase de oscilación de la marcha.

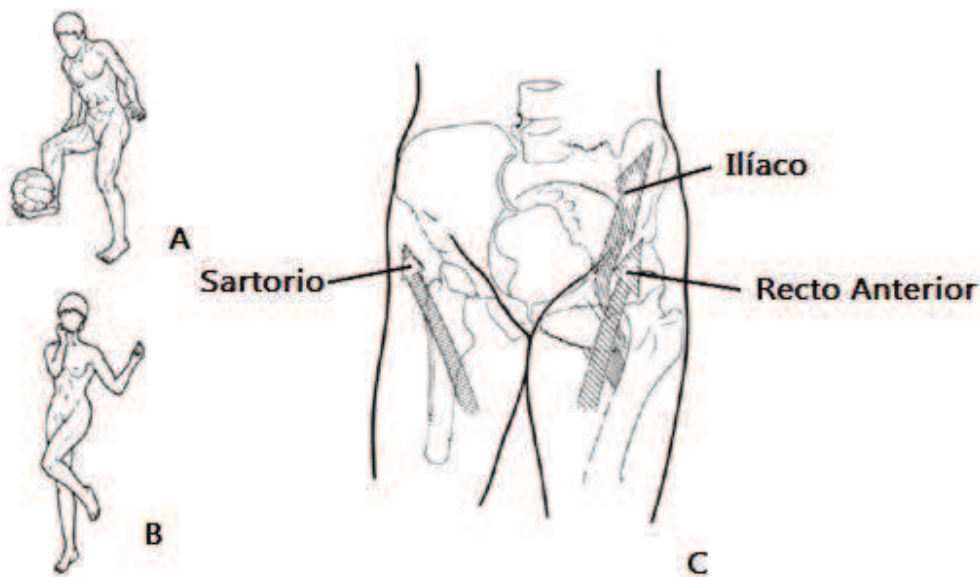


Figura 2.4 A) Abducción y rotación interna donde interviene el Sartorio B) Extensión de cadera y flexión de rodilla, donde interviene el recto anterior C) Ubicación y dirección de acción de algunos músculos que actúan sobre el fémur [Kapandji, 1998].

Los músculos extensores de la cadera son aquellos que están situados detrás del plano frontal, y entre ellos se distinguen dos grandes grupos, los que se insertan en la diáfisis superior del fémur y los que se insertan en la zona de la rodilla.

De los músculos ubicados en la zona de la cadera el más importante es el glúteo mayor, el cual es el más fuerte y potente del cuerpo, y su trabajo lo complementan el glúteo mediano y el menor. Los músculos del segundo grupo son los isobraquiales, constituidos por el bíceps femoral, el semitendinoso y el semimembranoso, y su potencia total es de 216 [W]. Además, su eficiencia depende de la posición en la que se encuentre la rodilla.

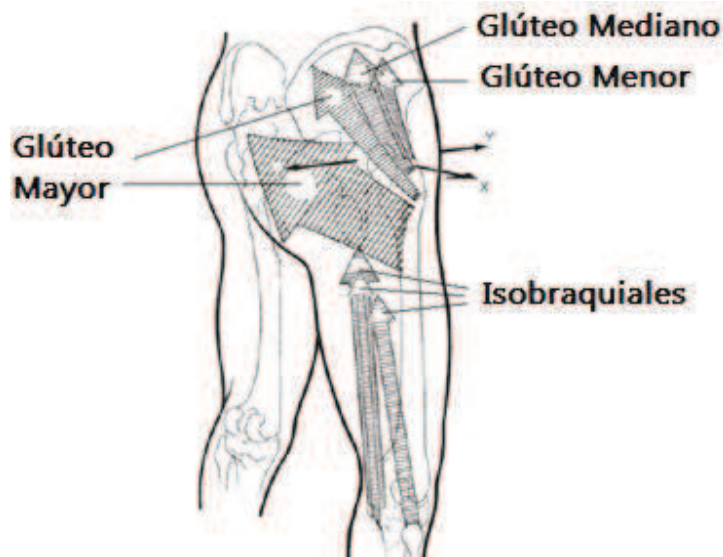


Figura 2.5 Músculos situados detrás del plano frontal y su línea de acción [Kapandji, 1998].

El músculo que interviene mayoritariamente en el movimiento de la rodilla es el cuádriceps crural, el cual realiza la extensión de la misma y está postrado sobre la cara anterior de la parte inferior del fémur.

En la tabla 2.3 se pueden observar algunos músculos con su potencia, destacándose entre ellos el glúteo mayor.

Tabla 2.3 Músculos que intervienen en el movimiento del miembro inferior y sus potencias [Kapandji, 1998].

Músculo	Potencia [W]	Superficie [cm ²]
Sartorio	20	-
Recto Anterior	49	-
Glúteo Mayor	334	66
Isobraquiales	216	-
Glúteo Mediano	157	40
Glúteo Menor	48	15

Las zonas donde se insertan y se originan los músculos en el fémur se muestran en la figura 2.6. Cabe destacar que no existe ninguna diferencia significativa entre el origen y la inserción del músculo que repercute en el comportamiento mecánico del mismo. Asimismo, para el presente trabajo sólo se considerará la acción de los músculos más sobresalientes para el movimiento y estabilidad del fémur, como por ejemplo el glúteo mayor y el medio.

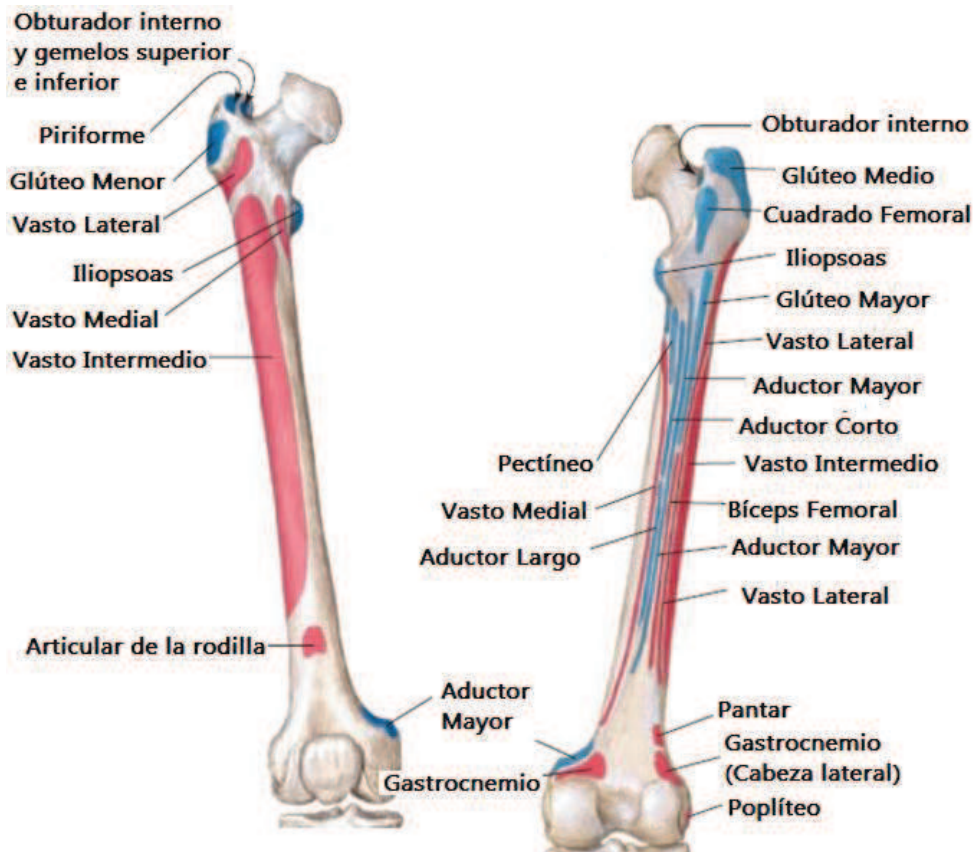


Figura 2.6 Orígenes (rosado) e inserciones (azul) de los músculos del fémur en el plano anterior (izquierda) y posterior (derecha) [Netter, 2012].

2.2 Solicitaciones comunes presentadas en el fémur

Una vez revisadas las zonas de acción en el fémur, así como sus principales movimientos, es posible realizar un análisis que contemple situaciones comunes que se presenten en el fémur. Una vez determinadas las fuerzas de reacción sobre las articulaciones involucradas en los movimientos cotidianos del fémur, se utilizarán estos valores como condiciones de frontera para un modelo 3D de fémur analizado mediante elemento finito.

2.2.1 Estancia de pie

Para el caso en donde un individuo permanece de pie, se considera a una persona de 90 [kg] con un peso adicional de 40 [kg]. Dicho peso se distribuye en ambos miembros inferiores y se resta el correspondiente de ambos miembros inferiores, resultando en una carga de 500 [N] para cada articulación de la cadera. La disposición geométrica del fémur en este caso es la correspondiente a permanecer en posición de pie, donde el fémur se encuentra a 9 grados del eje vertical del cuerpo.

2.2.2 Subir por las escaleras

Para el caso en el que un individuo sube las escaleras, se realiza un análisis estático en el instante que se tiene una pierna en apoyo y la otra en voladizo, considerándose una situación que involucra fuerzas en el fémur del miembro en apoyo (Figura. 2.7A). Una vez planteada la postura analizada, se determina la dirección y sentido de los vectores pertenecientes a los músculos y ligamentos involucrados para determinar la fuerza de reacción en la articulación. Para el caso de la rodilla, las fuerzas involucradas son el peso del individuo, la fuerza de reacción de la articulación, y la fuerza que ejerce el tendón patelar, el cual es accionado por los cuádriceps. El peso correspondiente es de 84 [kg], ya que se descarta el peso de la pantorrilla y el pie. Considerando balance entre estos tres vectores, además de considerarlos coplanares, se determina el valor de la fuerza de reacción en la articulación.

Para la cadera se analiza la fuerza de reacción de la articulación, la del peso del individuo y la fuerza ejercida por el glúteo mayor. La postura en el instante analizado es de suma importancia, ya que de ésta dependen las direcciones y sentido de los vectores involucrados.

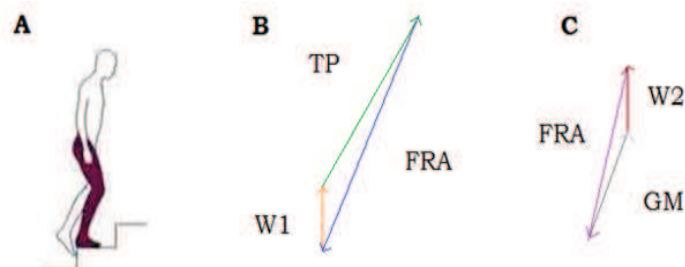


Figura 2.7 A) Instante analizado. Un miembro es el soporte de todo el cuerpo al momento de subir escaleras. B) Vectores resultantes en el análisis de la rodilla C) Vectores resultantes en el análisis de la articulación de la cadera. [cg-node.com, 18/08/13].

Los pesos utilizados para los cálculos fueron de 84 y 75 [kg] respectivamente, ya que se descartaba la parte del cuerpo que se encontraba por debajo de la articulación. Finalmente los valores de las fuerzas de reacción sobre las articulaciones fueron de 3296 [N] para la rodilla y de 2575 [N] para la parte de la cadera, siendo varias veces mayores que el peso corporal.

2.2.3 Sentadilla



Figura 2.8 Postura de la sentadilla analizada [puntofape.com, 18/08/13].

En este caso se consideró a un individuo de 90 [kg] que descendía con un peso adicional de 60 [kg], analizando la postura en la cual el fémur casi tiene una posición horizontal (Figura 2.8). Para la articulación de la rodilla se analizó la reacción debida al peso y la fuerza ejercida por los cuádriceps. Para la zona de la cadera se analizó la reacción a partir de la fuerza ejercida por el glúteo mayor. Una vez más se simplificó el cálculo al involucrar solamente éstos músculos en un mismo plano. Los resultados obtenidos involucraban una fuerza de reacción de 3587 [N] para la rodilla y 3355 [N] para la articulación de la cadera. La magnitud de estos valores se determinó para sólo un miembro inferior, considerando que la carga se distribuía en ambas piernas, además se descartó el peso de las partes del cuerpo que se encontraban por debajo de la articulación.

2.2.4 Apoyo sobre un pie

Otro caso analizado fue el de la estancia sobre un solo pie. Para esta condición se consideró que la fuerza de reacción en los cóndilos era igual al peso del individuo (84 [kg] restando el peso de la pantorrilla). Sin embargo se consideró un movimiento de abducción por parte del glúteo mediano,

debido a que al mantenerse el cuerpo apoyado sólo por un pie el centro de gravedad cambia, por lo que existe la necesidad de aplicar una fuerza que equilibre al cuerpo y que evite que caiga hacia un costado.



Figura 2.9 Estancia sobre un pie, donde el glúteo mediano realiza una abducción para contrarrestar el cambio del centro de gravedad de la persona.

Resolviendo los vectores coplanares correspondientes a la fuerza ejercida por el glúteo mediano y el peso del individuo se encuentra la fuerza de reacción en la cabeza femoral, que resulta ser aproximadamente 2.6 veces el peso del individuo. Considerando un peso de 90 [kg], la fuerza de reacción en la cadera es de 2295 [N], mientras que en la rodilla es de 824 [N].

2.2.5 Caída de rodillas

Se analizó un caso de una caída sobre las dos rodillas a una distancia de 50 [cm]. En promedio es una altura por debajo de la rodilla, por lo que la caída no representa algún estado crítico en la articulación. Primero se analizó la velocidad con la que las rodillas impactaban el suelo, resultando de 3.13 [m/s]. Con esta velocidad se calculó la energía cinética contemplando la masa del individuo (90 [kg]) para posteriormente obtener la fuerza del impacto con la distancia de medio metro como referencia ($F = \frac{\text{energía cinética}}{\text{distancia}}$). La fuerza de reacción resultante fue de 883 [N], mientras que para la cadera resultó de 600 [N]. Estos valores son relativamente pequeños y no representan complicaciones para el fémur, sin embargo las zonas afectadas por la caída involucran tejidos menos resistentes que pueden verse afectados, como los tendones, los músculos y la piel.

2.2.6 Solicitaciones múltiples

Además de los casos que se presentan en la vida diaria, el fémur puede estar sujeto a otras condiciones de carga únicas, como a tracción pura, donde cargas iguales, colineales y opuestas se aplican en el elemento. Debido a la anisotropía y a la predisposición anatómica del fémur, se sabe que la curva esfuerzo-deformación es mayor en la dirección longitudinal del fémur, y ésta va disminuyendo conforme la tensión cambia de ángulo hasta su forma mínima la cual corresponde a una tensión en dirección perpendicular a la que generalmente tiene la diáfisis.

La compresión se aplica en direcciones opuestas y colineales, pero en dirección del elemento. El fémur no presenta predisposición a falla mediante este tipo de sollicitación, ya que en el cuerpo humano generalmente los huesos cortos son los que más son sometidos a compresión, como las vértebras, donde un exceso de carga puede ocasionar problemas como hernias discales.

A pesar de que el fémur presenta buena resistencia a compresión, presenta una resistencia menor cuando presenta esfuerzos cortantes. La estructura se deforma internamente de manera angular, donde puede llegar a fallar en las zonas menos resistentes, como lo es en ambas epífisis las cuales contienen hueso trabecular.

La flexión se presenta cuando las cargas se aplican de tal forma en la estructura que ésta tiende a flexionarse sobre un eje. Este tipo de carga ocasiona que se produzcan esfuerzos de tracción y de compresión a lo largo del hueso, los cuales van a depender de la zona en donde las cargas sean aplicadas, como de la geometría del fémur, el valor de estos esfuerzos dependerá de la zona anatómica. Debido a que el fémur es un hueso largo, es susceptible a fallar por cargas que produzcan flexión, más comúnmente flexión sobre cuatro puntos, ya que tanto la cadera como la rodilla pueden producir momentos que hagan fallar al hueso en su punto más débil.

Otro tipo de carga que puede afectar al fémur es la torsión, donde la carga provoca que la estructura se gire sobre un eje provocando esfuerzos cortantes máximos a lo largo de la misma, así como esfuerzos de tracción y compresión en un plano diagonal al eje neutro del hueso.

Aunado a eso se pueden presentar casos de cargas combinadas, donde se presenten condiciones que involucren la combinación de dos o más de las sollicitaciones previamente mencionadas, las cuales generan un estado de esfuerzos significativo sin necesidad de aplicar grandes cargas.

Capítulo 3. Modelos de Hueso

3.1 Modelos de hueso trabecular

3.1.1 Primeros modelos de estructura esponjosa

El método de elementos finitos se ha aplicado a modelos de hueso trabecular desde la década de los noventas. Los primeros modelos se reconstruyeron mediante la digitalización de cortes del hueso trabecular, para posteriormente voxelizar las imágenes digitales y tener un modelo tridimensional. Las desventajas de ese entonces era que no existían programas comerciales para el análisis, por lo que se debía de generar un algoritmo de análisis para la geometría formada. En 1995 Rietbergen, et al. generaron un modelo con elementos cúbicos, que comprendía una región cúbica de 5[mm]. Este modelo constaba de 296 679 elementos, siendo cada voxel un elemento finito. Los resultados encontrados en este análisis fue el valor de un módulo de elasticidad comprendido entre 2.23 y 10.1 [GPa].



Figura 3.1 Detalle del modelo de hueso trabecular generado mediante voxeles cúbicos. Nótese el tamaño de los elementos finitos [Grenestedt, 2000].

3.1.2 Estructuras de Voronoi

Estas estructuras generalmente analizadas en 2D, surgen de un mapa aleatorio de puntos, también llamados puntos de nucleación, los cuales almacenan la información referente a la proximidad entre estos. Para que el modelo tenga cierta validez, se escogen los puntos de nucleación a partir de secciones de hueso esponjoso para promover una generación con tendencia a la geometría de éste. A partir de esto se genera un arreglo de polígonos o “diagrama” para modelar el hueso trabecular, lo que le da una ventaja sobre los ya comentados panales, debido a que presenta una geometría no uniforme y más similar. Además, el grosor de las trabéculas es variable, por lo que la densidad del arreglo no es igual en todas las zonas, como sería el caso de un arreglo de panales o de celdas unitarias.

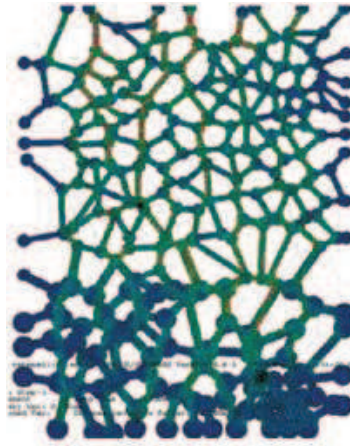


Figura 3.2 Modelo de hueso trabecular modelado mediante diagramas de voronoi y analizado con método de elemento finito. [Ramírez et al., 2007].

3.1.3 Modelos a partir de renderización

En los últimos años, se han generado nuevas metodologías de generación de modelos de hueso, apoyadas con la tecnología. Dichos modelos pueden ser generados a partir de imágenes obtenidas ya sea por experimentación ‘in vivo’, o mediante ensayos destructivos, como lo es el realizar cortes directamente en el hueso para obtener muestras y trabajar con ellas.

Un método para obtener modelos de hueso trabecular fehacientes es mediante microtomografías y un algoritmo que reconstruya las superficies. En la figura 3.3 se muestra una microtomografía obtenida a partir de una vértebra.

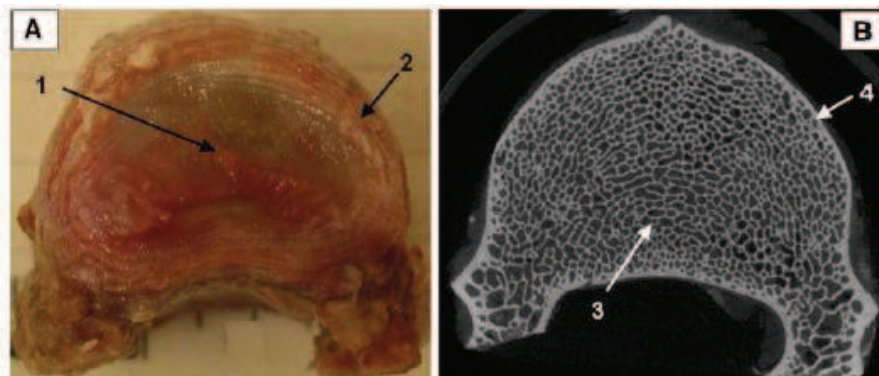


Figura 3.3 Vista superior de una vértebra de ovino después de que el arco vertebral ha sido removido; A) El disco intervertebral es visible con el núcleo pulposos. En la imagen B) se muestra una microtomografía de la vértebra donde se aprecia la zona trabecular [Harrison et al., 2010].

Una vez generado el modelo mediante técnicas de micro escaneo (36 μm de resolución), se somete a análisis FEM. En este análisis, se asignó un coeficiente de Poisson de 0.3 y un módulo de elasticidad de 8.56 [GPa].

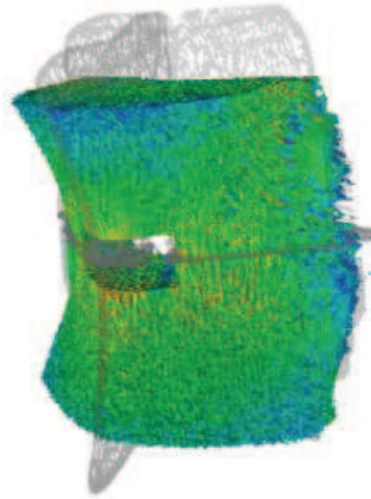


Figura 3.4 Análisis FEM de una vértebra de ovino, (Harrison et al., 2010).

3.1.4 Modelos basados en FEM y prototipado rápido

En este tipo de modelos se compara el comportamiento mecánico de la simulación en elementos finitos junto con los resultados experimentales de pruebas mecánicas aplicadas a elementos de hueso trabecular generados mediante prototipado rápido, como el generado por Mc Donnell et al, 2010. El prototipado rápido es utilizado para fabricar elementos de cerámica, metal y plástico, y consiste en ir añadiendo capas hasta generar la geometría deseada.

En estos modelos comparativos, tanto el elemento destinado al análisis por elementos finitos como el prototipo rápido, son obtenidos a partir de microtomografías y renderización. Para asegurar que los resultados obtenidos con las pruebas mecánicas de los prototipos rápidos son confiables, previamente se llevan a cabo ensayos mecánicos de especímenes reales de hueso trabecular y elementos resultantes del prototipo rápido. Una vez con los valores obtenidos de las pruebas, se determina un factor de corrección el cual se aplica a los resultados de las pruebas mecánicas con prototipos rápidos para asemejar los resultados con los reales obtenidos con probetas de hueso trabecular. En la figura 3.5 se muestra la metodología seguida para llevar a cabo la elaboración del prototipo rápido, en el cual se utilizó polvo 'Duraform PA-12':

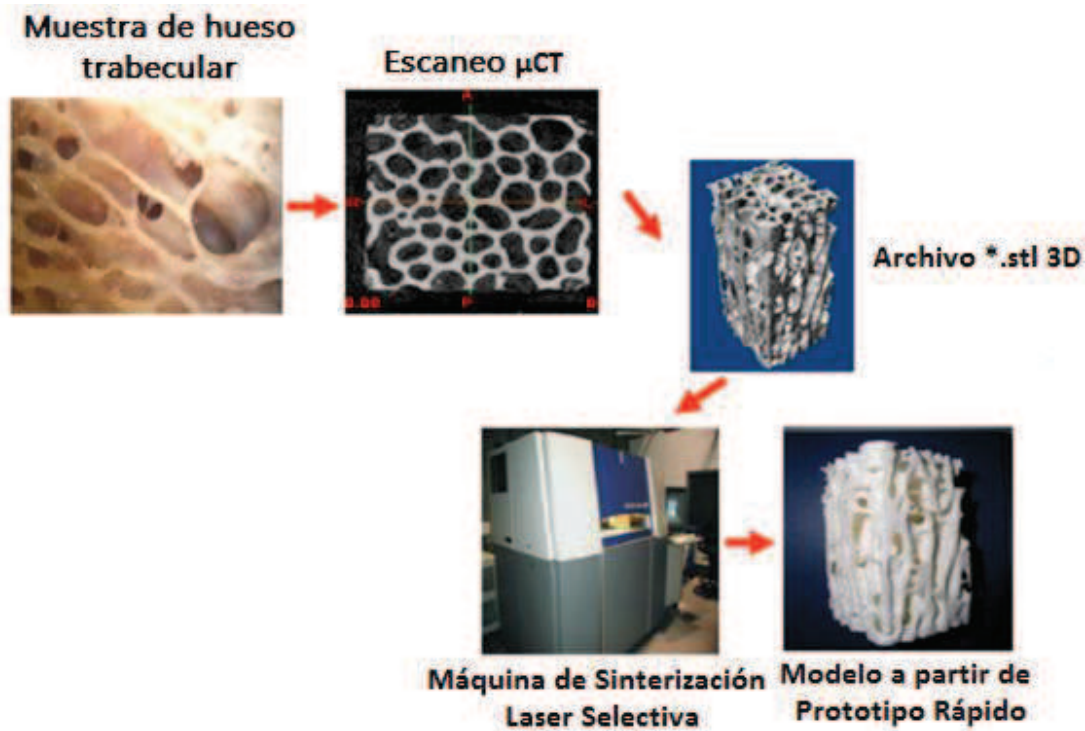


Figura 3.5 Proceso de manufactura del modelo de hueso trabecular mediante prototipado rápido [Mc Donnell et al., 2010].

3.2 Modelos de hueso femoral

En la siguiente sección se muestran modelos de hueso femoral, los cuales sirven de comparación para el modelo del presente trabajo. Debido a que originalmente el propósito era crear un modelo que incluyera la zona trabecular y el hueso cortical, se anexaron los modelos de hueso trabecular. Sin embargo, crear un modelo de hueso femoral que incluya a detalle la zona trabecular, conlleva una complejidad tanto en la parte de la creación de la zona trabecular, la instrumentación necesaria para realizarlo (micro tomógrafo) y el número de elementos resultantes de todo el modelo. Por eso, en el presente trabajo se limitó a considerar la zona trabecular como homogénea. En un futuro, el presente trabajo puede utilizarse como base para generar un modelo más preciso que involucre las zonas de hueso esponjoso a más detalle.

A continuación se presentan algunos modelos de hueso femoral desarrollados en años pasados.

3.2.1 Modelos aplicados al contacto con la cadera y la rodilla

El fémur está unido con otro hueso que es muy importante para los seres vertebrados: la cadera. Es por esto que el estudio del comportamiento permite conocer su mecanismo de funcionamiento y fallas, así como para tener una buena caracterización y generar información para el diseño de prótesis efectivas.

El modelo de Bessho et al. 2007, consistía en la mitad superior del fémur, al cual se le aplicaban condiciones que simularan el contacto con la cadera. Un objetivo de este trabajo fue la obtención de las deformaciones en la superficie del fémur, ya que un valor excesivo de éstas provocaría una fractura. Para asegurar la validez del modelo, se comparó con ensayos mecánicos aplicados a un fémur.

El modelo se generó mediante tomografías de las cuales se obtuvieron secciones en el plano coronal (frontal) para generar el modelo en 3D y posteriormente fue analizado mediante elemento finito. En este caso, las propiedades asignadas a la zona trabecular fueron consideradas como 0.8 veces los valores asociados a la zona cortical. Los resultados obtenidos fueron favorables ya que las zonas de falla de las pruebas mecánicas y del modelo analizado por elemento finito eran similares, de modo que el método es fiable para predecir las zonas de falla que se presentan bajo ciertas condiciones de carga.

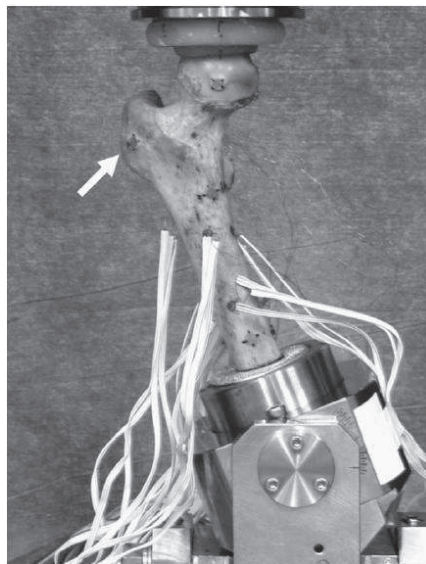
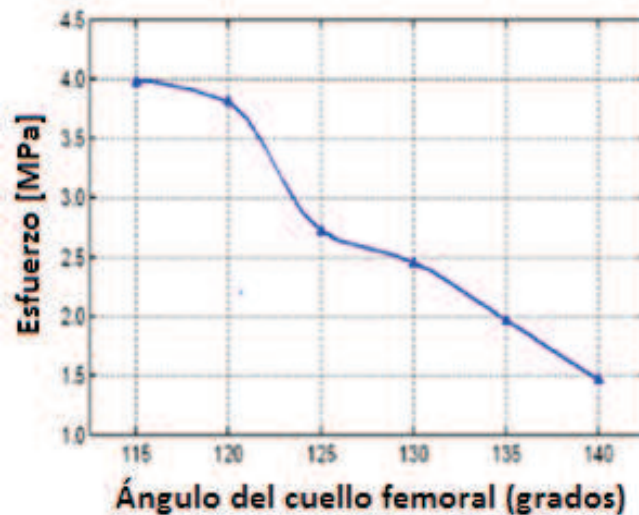


Figura 3.6 Ensayo de compresión uniaxial. Un ensayo a compresión cuasiestática, donde el fémur fue colocado a 20° del plano coronal y la carga fue aplicada a una velocidad de 0.5 [mm/min]. [Bessho et al. 2007].

Existen otros estudios sobre la cabeza femoral, como el de Jing-Guang et al. 2009, En el que se obtuvo la información de la densidad a partir de absorciometría con rayos X, para posteriormente aplicarla a un modelo FEM. En este estudio se analizó el esfuerzo presentado contra el ángulo que presenta la cabeza femoral de varios pacientes. La relación que se encontró en este trabajo fue la que se presenta en la gráfica 3.1.



Gráfica 3.1 Relación entre el esfuerzo de Von Mises y los ángulos del cuello femoral [Qian et al. 2009].

Existen otros modelos que simulan las condiciones de accidentes, como por ejemplo caídas. En el estudio de Bryan et al. 2009, se analizaron 1000 fémures creados estadísticamente con diferentes propiedades cada uno y se analizaron bajo las mismas condiciones, donde algunos presentaron riesgo inminente de falla. Este estudio simula el impacto de una caída oblicua de lado.

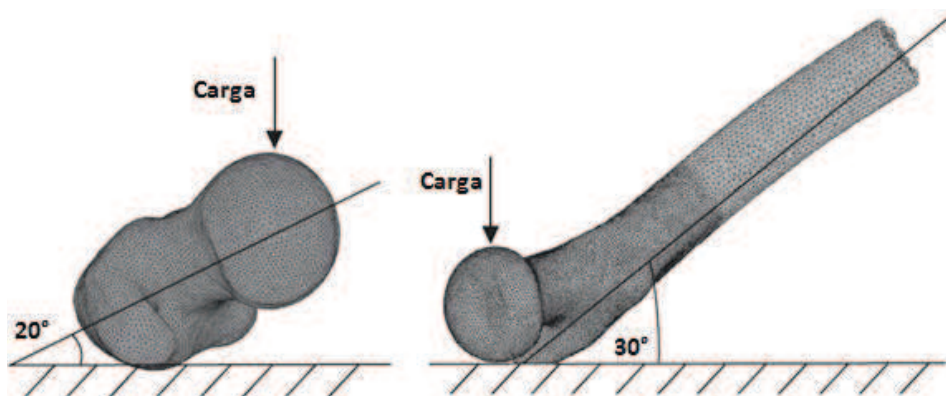


Figura 3.7 Condiciones de carga aplicadas a cada modelo de fémur para simular la caída [Bryan et al. 2009].

Los resultados de este estudio fueron que los fémures que fallaron a la hora de aplicar las condiciones de carga presentaban una zona cortical muy delgada en la zona de la cabeza femoral, lo que ocasionaba grandes deformaciones y por ende la fractura.



Figura 3.8 Áreas que sufrieron la más alta deformación debido a la caída: a) Intertrocantérica b) Anterior subcapital y c) regiones múltiples. [Bryan et al. 2009].

3.2.2 La malla del fémur

Para obtener resultados confiables, es necesario contar con una malla uniforme y que no cuente con elementos desproporcionados que puedan generar errores a la hora de realizar cálculos, como por ejemplo, si se tiene una malla con elementos de diferentes tamaños, las deformaciones no serán las mismas en dos elementos que estén juntos, aunque los elementos se encuentren bajo las mismas sollicitaciones.

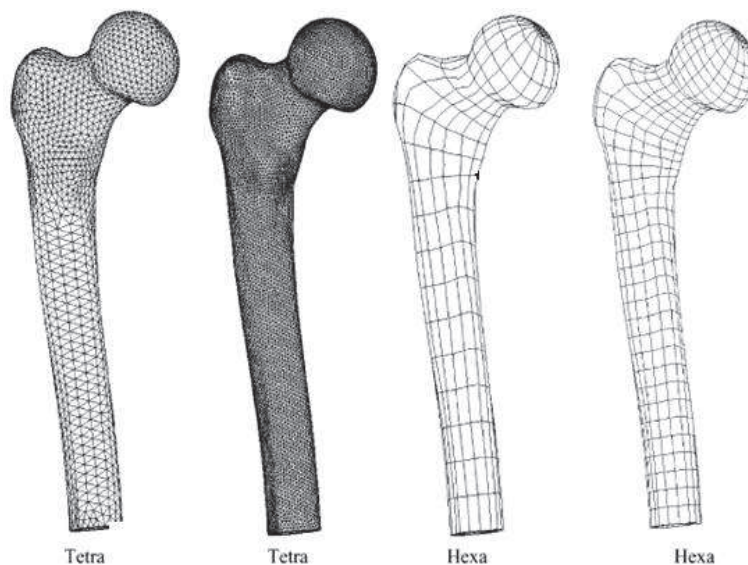


Figura 3.9 Mallas tetraédricas y hexaédricas del fémur proximal. [Ramos et al. 2006].

El estudio de Ramos concluye en que la utilización de elementos tetraédricos lineales brindaban resultados más cercanos a los valores teóricos, pero los elementos hexaédricos presentaban más estabilidad y menos influencia al grado de refinamiento de la malla. Sin embargo los resultados con ambos elementos no presentaban diferencias muy significativas.

3.2.3 Modelos con prótesis

Existen modelos que analizan el comportamiento del fémur modificados con prótesis, los cuales evalúan el desempeño de la prótesis y las reacciones que se presentan en las demás zonas del fémur, evitando que sucedan efectos contraproducentes. Además también se estudia el comportamiento del hueso trabecular y la remodelación que ocurre en éste al implantar una prótesis.

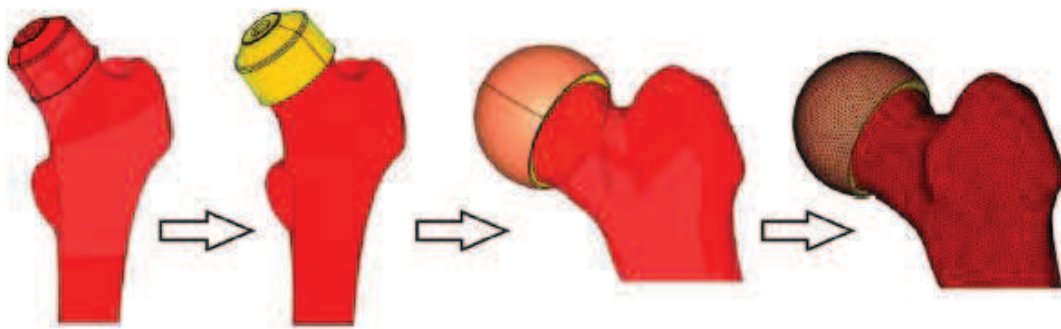


Figura 3.10 Implante de cabeza femoral. [Bryan et al. 2012].

3.3 Valores reportados

Además de la metodología usada, es indispensable reportar valores que ayuden a crear un estándar fidedigno de comparación para futuros modelos y estudios, por lo que en esta sección se revisarán algunos valores reportados en diversos artículos a lo largo de los últimos años.

Taylor et al., 1996, realizaron un análisis de compresión y flexión en un fémur, donde obtuvieron las medidas del modelo a partir de radiografías. Los valores de esfuerzos reportados van desde los 25 hasta los 60 [MPa] con fuerzas que no excedían los 2 [kN].

En el trabajo de Kumar & Francis, 2012, se evalúa el fémur con el peso del individuo a diferentes ángulos, resultando en fuerzas no mayores a 400 [N] y con valores de esfuerzo no mayores a los 48

[MPa] en el caso más crítico. A pesar de que los valores reportados de esfuerzo no suponen un estado crítico en el fémur, sí son elevados para la fuerza que se aplicó. Probablemente esto se debe a la forma en la que se aplicaron las fuerzas en el modelo.

Otros trabajos también involucran las fuerzas producidas por los músculos como es el caso del trabajo de Seo et al., 2012, en donde se analizó el ciclo de la marcha con equipo de instrumentación para determinar la fuerza de los músculos del miembro inferior, resultando ser el glúteo máximo, medio y menor los más significativos.

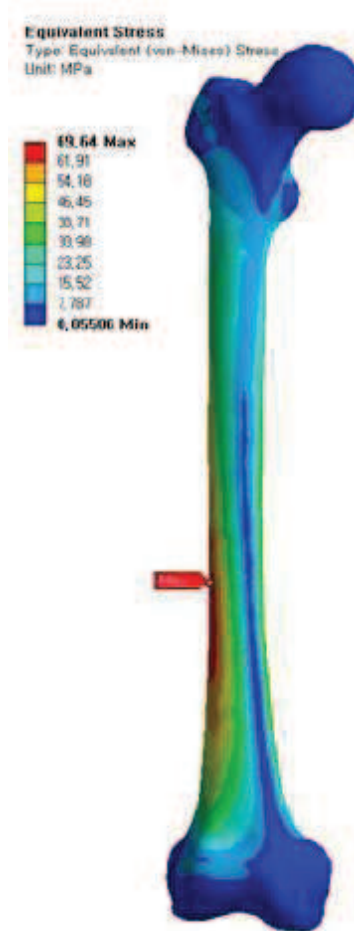


Figura 3.11 Valores reportados por Seo et al., 2012.

Los valores de esfuerzo en el fémur no sobrepasaban los 70 [MPa] en el modelo de elemento finito, el cual fue creado mediante tomografías en el fémur con valores de módulo de Young de 17 y 1.5 [GPa] para la zona cortical y trabecular respectivamente.

Otros modelos que simulan el ciclo de la marcha como el de San Antonio et al., 2012, en donde el modelo constaba tan sólo de la mitad superior de fémur. Los valores reportados no exceden los 20 [MPa] (figura 3.) .

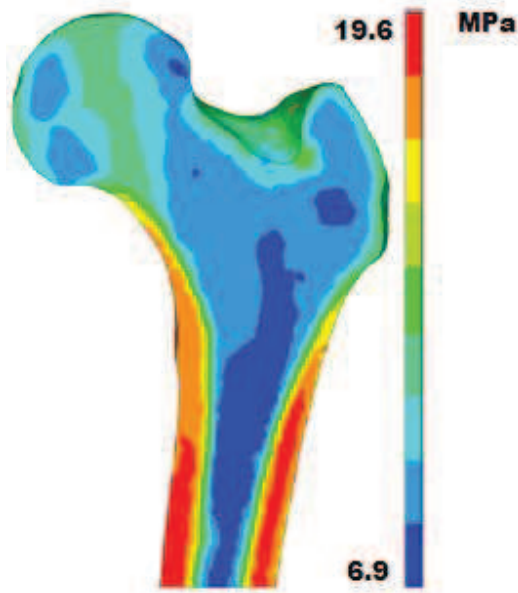


Figura 3.12 Valores de esfuerzo reportados por San Antonio et al., 2012.

Capítulo 4. Generación de un Modelo de Hueso Femoral

En el presente capítulo se muestra la metodología propuesta para la generación de un modelo de fémur. Ésta involucra la reparación de la malla proveniente del escaneo 3D de una cabeza de fémur real de humano, que se une con la parte inferior que corresponde a los cóndilos, creados a partir de tomografías. Cabe destacar que el proceso es iterativo, sin embargo los resultados obtenidos permiten un correcto análisis del fémur, así como la posibilidad de editar partes del modelo sin perder información valiosa del mismo.

4.1 Limpieza

El modelo de fémur se creó mediante la unión y arreglo de las dos epífisis correspondientes a este hueso. Ambas partes fueron obtenidas mediante metodologías diferentes. La parte de la cabeza femoral fue resultado de un escaneo 3D de un fémur de ser humano el cual estaba fracturado en la zona de la diáfisis, por lo que se obtuvo un archivo *.stl que consistía tan solo de la superficie externa de la cabeza femoral y parte de la diáfisis.

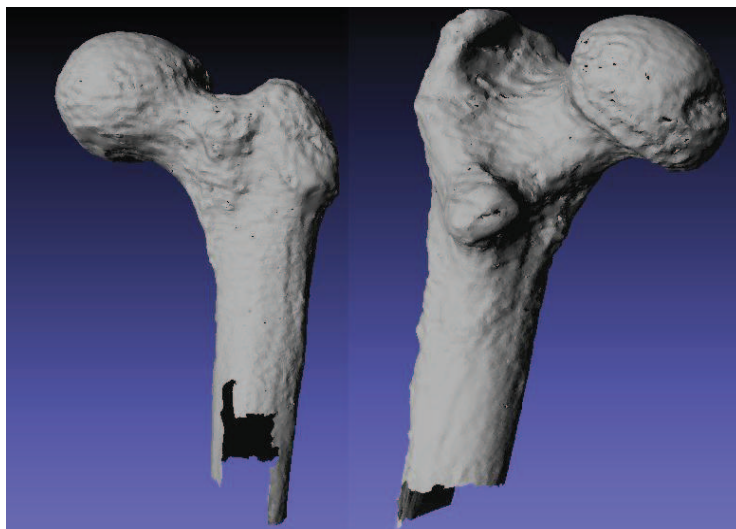


Figura 4.1 Archivo *.stl obtenido mediante el escaneo de un fémur de humano. Nótese las imperfecciones en las superficies, así como el límite de la diáfisis.

Como se aprecia a grandes rasgos en la figura 4.1, el archivo *.stl obtenido del escaneo no presenta una geometría del todo perfecta ni una malla regular, debido a defectos y discontinuidades a lo largo de toda la superficie. Para solucionar lo anterior se removieron todos elementos y nodos

conflictivos, donde en algunos casos presentaban las caras de la superficie invertidas e incrustadas dentro de la misma como se puede apreciar en la figura 4.2. Esto se realizó con el software *MeshLab*® el cual es del dominio público, donde se inspeccionó toda la superficie tanto interna como externa y se removieron los elementos erróneos. En la figura 4.2 se muestran dos partes conflictivas correspondientes al archivo del fémur, así como elementos triangulares con tamaños irregulares.

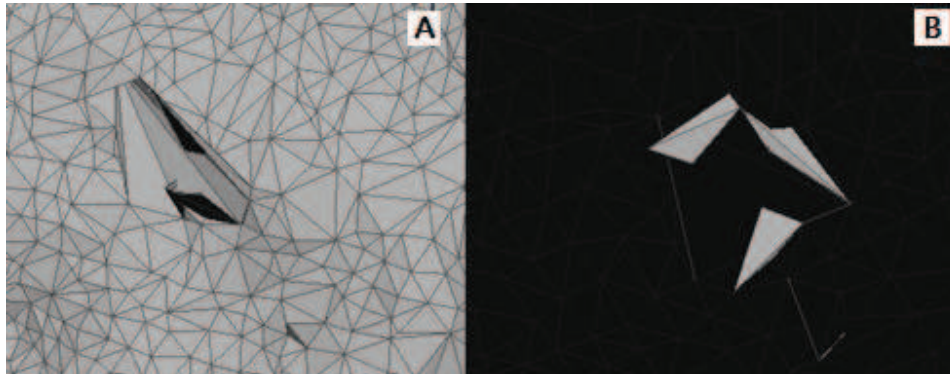


Figura 4.2 Zonas conflictivas del archivo *.stl correspondiente a la cabeza femoral A) De la parte exterior de la malla, B) En el interior de la malla.

Una vez corregidos estos errores, se recortaron los bordes de la diáfisis para cerrar la malla con la opción de cerrar huecos que viene dentro de la paquetería, y se utilizó un algoritmo de reconstrucción de superficies para homogeneizar toda la superficie, ya que la porción de malla que se creó para cerrar el agujero de la diáfisis no corresponde con el tipo de malla del archivo original. El primer algoritmo de remallado utilizado fue el “VCG” que proviene de *Visualization and Computer Graphics Library*, la cual es una librería de código abierto creada para la manipulación, procesamiento y visualización con *OpenGL* (Librería de Gráficos Abierta) de mallas triangulares y tetraédricas [Cignoni et al., 2013].

Los parámetros utilizados para esta reconstrucción no son importantes, ya que no es la malla final de la geometría. El resultado obtenido con la aplicación de este algoritmo es una reconstrucción completa de la malla, en donde se modifica el tamaño y la cantidad de elementos, se cierran las discontinuidades que se crearon previamente debido a la eliminación de los elementos erróneos y se suavizaron las superficies, eliminando rugosidad innecesaria que puede resultar en un aumento significativo del tamaño de los archivos que a su vez incrementarían el tiempo de cálculo en la paquetería de análisis; asimismo se puede utilizar la opción de codificación binaria del archivo (Binary encoding) para generar un archivo más compacto.

En la figura 4.3 se muestra la malla arreglada con los elementos conflictivos removidos y el arreglo en la parte de la diáfisis. También se muestra el resultado de la reconstrucción de la superficie con el algoritmo 'VCG'.

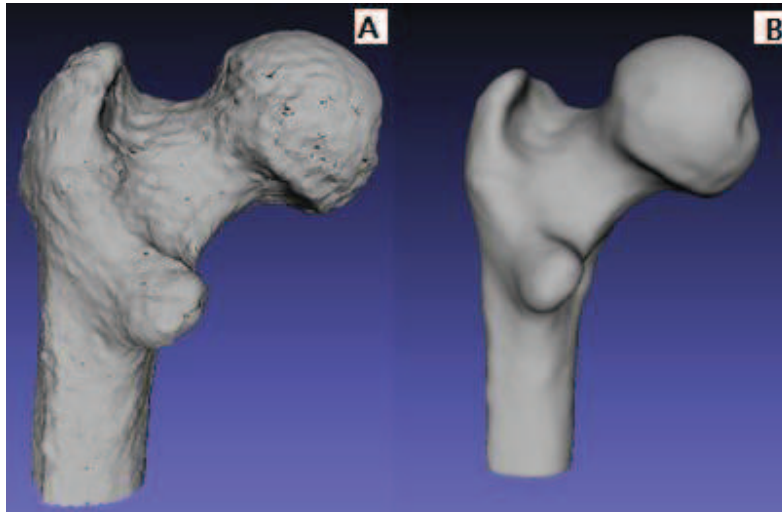


Figura 4.3 Archivo *.stl correspondiente a la cabeza femoral A) Con elementos defectuosos removidos de la superficie y de la zona de la diáfisis B) Resultado de la reconstrucción de la malla con el algoritmo 'VCG';

Una vez que la cabeza femoral fue reconstruida y las superficies fueron suavizadas, se verifica que la malla no tenga errores ni discontinuidades. Esto se realiza en la paquetería *SolidWorks*®, en donde además de verificar que sea una malla válida, se tiene la opción de importar la geometría como un conjunto de sólidos, lo que permite exportarla como un archivo *.igs que puede ser editado con la paquetería de análisis por elementos finitos. Una vez que se verifica que no quedan caras ni separaciones defectuosas en la geometría se exporta el archivo para utilizarlo en la paquetería *Abaqus*®. En caso de que la malla siga presentando defectos, se regresa a la paquetería *MeshLab*® para corregir los defectos y las discontinuidades, ya sea removiendo superficies defectuosas que previamente no fueron removidas o reconstruyendo de nuevo la superficie para eliminar discontinuidades por completo. Cabe mencionar que esto puede ocurrir varias veces, por lo que de cierto modo se puede convertir en un proceso iterativo hasta que se consigue la geometría deseada.

Para la otra epífisis, la cual corresponde a la parte de la rodilla, se siguió la misma metodología utilizada para el fémur, sólo que esta parte no resultó de un escaneo, sino mediante tomografías. Una vez que se reparó de manera similar a la de la cabeza femoral, se obtuvo el archivo *.igs y se exportó a la paquetería *Abaqus* junto con la parte superior del hueso.

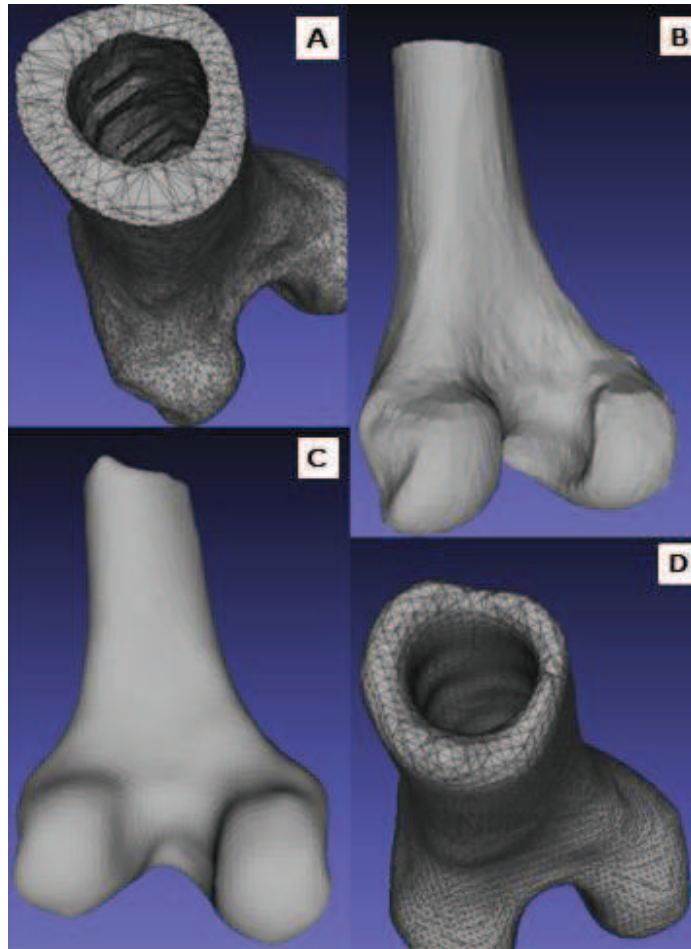


Figura 4.4 Archivos *.stl de fémur A) Archivo original sin reconstrucción, nótese la cavidad de la médula y el tamaño no uniforme de la malla triangular. B) Archivo original sin arreglo. C) Epífisis inferior reconstruida. D) Reconstrucción del fémur con el algoritmo VCG. Nótese las irregularidades en los bordes superiores y el suavizado en las superficies interiores.

4.2 Edición y unión

Una vez que se corrigieron las irregularidades en los archivos y se exportaron como sólidos a la paquetería *Abaqus*®. La edición de los sólidos se realiza mediante la opción 'Merge/Cut Instances' disponible en el módulo de ensamble de la paquetería. En esta opción se pueden unir y cortar geometrías superponiéndolas, por lo que servirá para generar la diáfisis y unir ambas epífisis.

Comenzando por la cabeza femoral, se realizó un *offset* de la parte tubular con las medidas correspondientes al fémur real del cual se obtuvo el archivo *.stl (Figura 4.5.A). Una vez generado el *offset*, se utilizó como herramienta de corte para generar la cavidad de la diáfisis que corresponde a

la parte donde se encuentra la médula ósea. Una vez creada la sección tubular, se realizó un corte transversal con una herramienta auxiliar creada para obtener una sección regular plana y se extruyó para generar la diáfisis (Figura 4.5.C.).

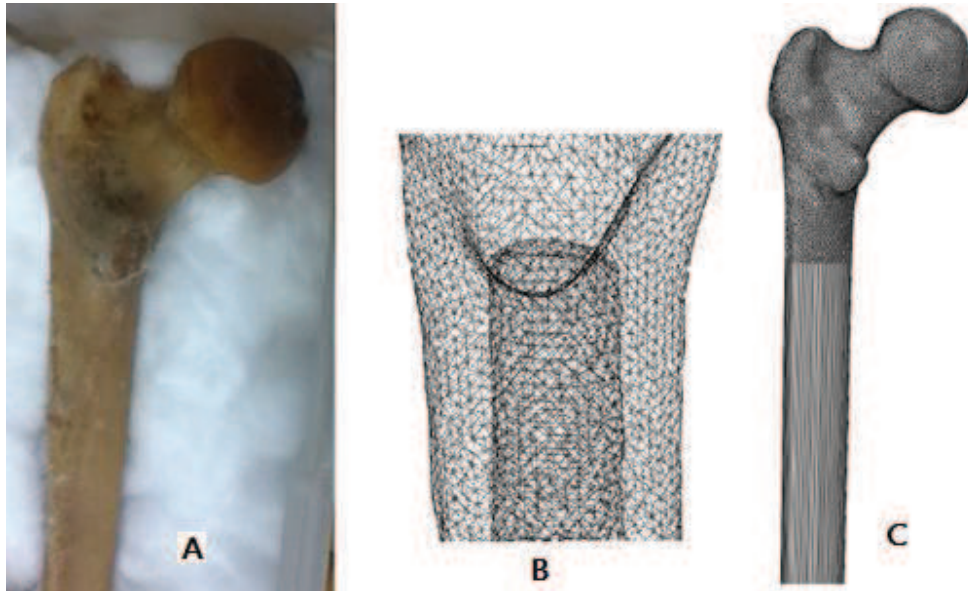


Figura 4.5. A) Fémur real de humano del cual se obtuvieron las medidas para generar el offset de la cavidad. B) Cabeza femoral y parte de la diáfisis en donde se realizó la operación 'Cut Geometry' utilizando como herramienta el offset generado y creando la cavidad en la diáfisis. C) Parte superior del fémur, con diáfisis creada mediante la extrusión de un corte transversal en la misma.

Cabe mencionar que durante el proceso se deben de trasladar y rotar las piezas de modo que las geometrías concuerden y se realicen los cortes en el material de manera correcta.

Para la parte inferior del fémur se posicionó la epífisis de tal manera que concordara con la cabeza femoral. Una vez posicionada se realizó un corte transversal en la zona de la diáfisis paralelo con el corte de la diáfisis perteneciente a la cabeza femoral previamente generada, y se llevó a cabo la unión.

Esto, se logró generando una nueva geometría conexas creada con el comando 'Loft', el cual genera geometrías a partir de dos superficies paralelas. Esto se realizó tanto para la zona exterior de la diáfisis como para la zona interior, ya que las piezas generadas con este comando deben de ser conexas, por lo que no se genera la unión con la sección tubular en un solo paso.

Una vez finalizadas ambas piezas que servirán para la creación de la unión, se cortó la pieza creada con los límites externos de las dos piezas a unir (Figura 4.6.B.) con la parte generada para la

sección tubular (Figura 4.6.A.), con el comando 'Cut Geometry' para hacer el corte de la sección correspondiente a la médula ósea.

Una vez creada esta unión con la cavidad correspondiente (Figura 4.6.C.), se lleva al ensamble con las dos epífisis, revisando que los planos que se tomaron de referencia sean los correspondientes para cada lado, sin que se presenten irregularidades tanto en la superficie externa de la unión como la interna de la médula.

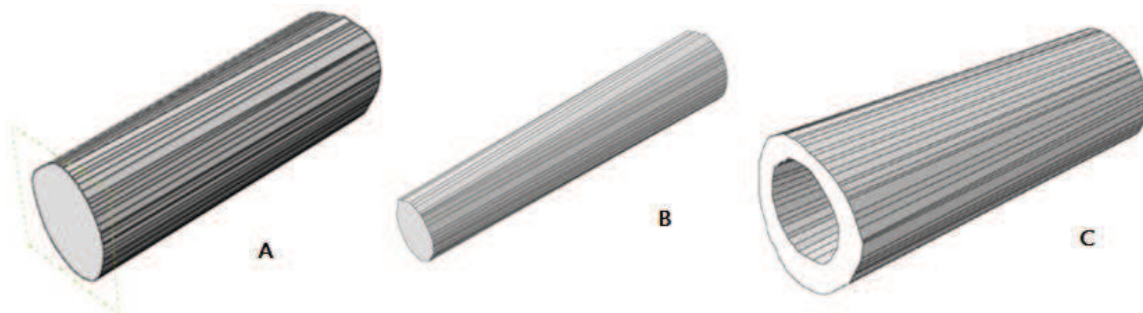


Figura 4.6. A) Sketch utilizado para la generación de la unión mediante comando 'Loft', creado a partir de los planos paralelos correspondientes a cada sección de las partes a unir. B) Parte auxiliar generada para realizar el corte en la geometría de unión y crear la cavidad. C) Parte de la diáfisis que se cortará con la parte 'B)' para generar la cavidad D) Unión tubular final que comprende la cavidad tubular. Los perfiles de los extremos son los mismos que los perfiles de ambas partes a unir.

Finalmente, se unen las tres partes: la epífisis inferior, la cabeza femoral y la unión creada con el comando 'Merge Instances', donde se suprimen las partes generadoras y se eliminan todos los límites de intersección entre las piezas, lo que crea una nueva parte. Esta nueva parte ya se puede considerar como un fémur completo.

Una vez que se tiene el fémur completo, se trabaja en la homogenización de la malla. Esto debido a que la malla sólo existe en las epífisis exportadas como sólidos, y las demás partes fueron generadas mediante comandos de la paquetería, por lo que no tienen una malla asociada como las piezas exportadas desde el inicio. Además, la malla de las epífisis fue generada con el propósito de reconstrucción solamente, por lo que no es apta para ser sometida a un análisis por elementos finitos, dado a que el tamaño de los elementos no es homogéneo, por lo que pueden existir errores en los cálculos y concentración de esfuerzos en zonas en las que no debería de haber. Por último, debido a que el archivo *.stl está formado únicamente por superficies, se tiene una malla es triangular, por lo que se necesitaría generar una malla tetragonal para someter a análisis el modelo 3D.

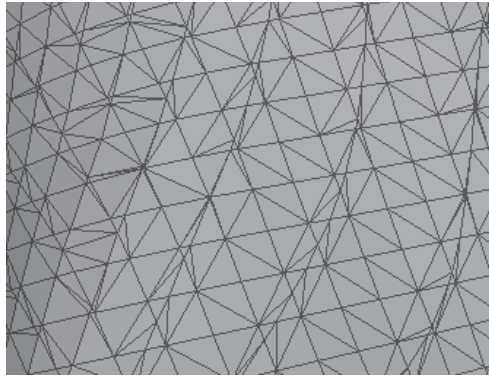


Figura 4.7. Malla generada con el algoritmo 'VCG'. Es eficiente para reconstruir los archivos *.stl, pero no para ser sometida a un análisis.

Para generar una malla homogénea, se exporta el archivo *.stl de Abaqus® para ser trabajado nuevamente en la paquetería MeshLab. Aquí nuevamente se reconstruirá la superficie pero con algoritmos que generen una malla más uniforme.

4.3 Generación final de la malla.

La malla exportada del fémur se somete de nuevo a una reconstrucción con el algoritmo 'VCG'. Una vez que la malla tiene el mismo orden en todas sus zonas, se somete a un 'Sampleo', el cual va a generar una nube de puntos alrededor de la malla. El algoritmo elegido para el sampleo fue el de Disco de Poisson (Poisson-disk Sampling), con el cual se obtiene una distribución de puntos más adecuada para el análisis, como se muestra en la figura 4.8.

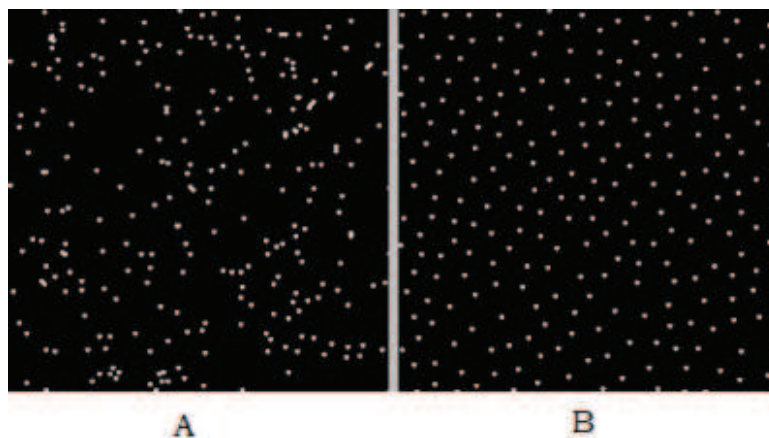


Figura 4.8. A) Puntos aleatorios. B) Sampleo de puntos generado con el algoritmo de disco de Poisson [Tulleken, 2008].

El funcionamiento de este algoritmo se basa en generar puntos alrededor de puntos ya existentes, ya sean los nodos pertenecientes a una malla o a una nube de puntos, donde se agregan siempre y cuando se cumpla una mínima distancia entre punto y punto (definida por el usuario) para así generar una distribución más uniforme. En la paquetería se pueden editar parámetros como lo son el número de puntos, así como la distancia, que es la que definirá el tamaño promedio de los elementos para el análisis en *Abaqus*®.

Otro parámetro modificable es el muestreo de Monte Carlo (MonteCarlo Oversampling), con el cual se agregan nuevos puntos que no se pueden agregar con el algoritmo de disco de Poisson, en los que se redistribuye la nube de puntos. Mientras el factor de sobre muestreo sea mayor, mayor es la aproximación de la distribución inicial a una distribución perfecta [Corsini, et al., 2012].

Por último se puede seleccionar una aproximación a la distancia geodésica (Aproximate Geodesic Distance). Esta distancia se considera más apropiada ya que refleja mejor las características del dominio del muestreo, que es la superficie de la malla, a diferencia de la distancia euclidiana la cual puede causar errores indeseados [Corsini, et al., 2012].

Una vez creada la nube de puntos con el algoritmo y los parámetros previamente utilizados, se utiliza el algoritmo de reconstrucción de 'Pivoteo de Pelota' (The Ball-Pivoting Algorithm), para unir todos los nodos y crear así los elementos de la malla.

El principio de este algoritmo parte de que tres nodos forman un triángulo si una bola los toca sin contener ningún otro punto. Esto es, un círculo con cierto radio (definido por el usuario) "pivotea" de un nodo a otro, y los conecta hasta generar la malla. De preferencia el radio se define del mismo o un poco mayor al tamaño con el que se eligió el sampleo, para que ambas distancias sean aproximadamente del mismo tamaño y se generen los elementos sin ningún error ni distorsión, como los mostrados en la figura 4.9.

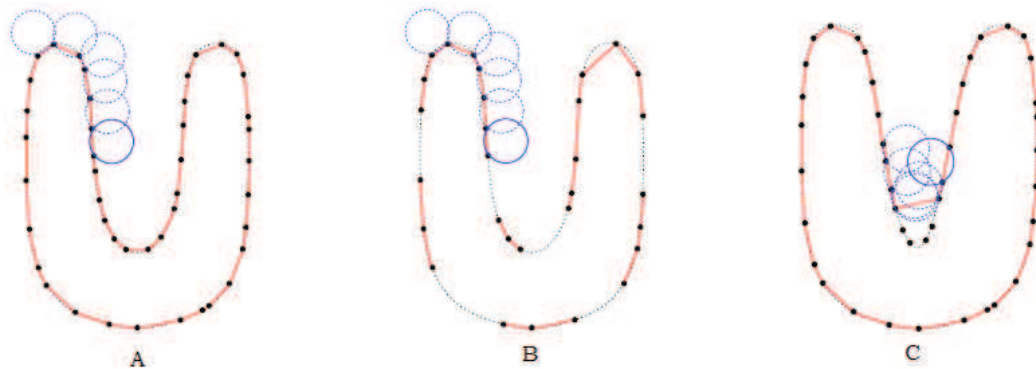


Figura 4.9. El algoritmo de pivote de bola en 2D. A) Un círculo pivotea de punto a punto, uniéndolos con aristas. B) Cuando la densidad del sampleo es muy baja, o el radio demasiado pequeño, algunas aristas no se crearán, dejando huecos. C) Cuando densidad del sampleo es alta o el radio muy grande, algunos puntos no serán alcanzados por el pivoteo y algunas partes se perderán [Bernardini, et al., 1999].

Generada la malla, se exporta a Solid Works® y se verifica que no existan errores de conectividad. Una vez que se verifica que no tenga discontinuidades ni elementos defectuosos, se puede salvar el archivo como *.igs el cual se puede exportar a Abaqus®, en el cual se maneja y analiza como un sólido. A pesar de que la paquetería reconoce como sólido al modelo, también viene predefinida la malla con la que será analizado, por lo que es importante definir previa y correctamente tanto el tamaño de malla como la forma de la misma.

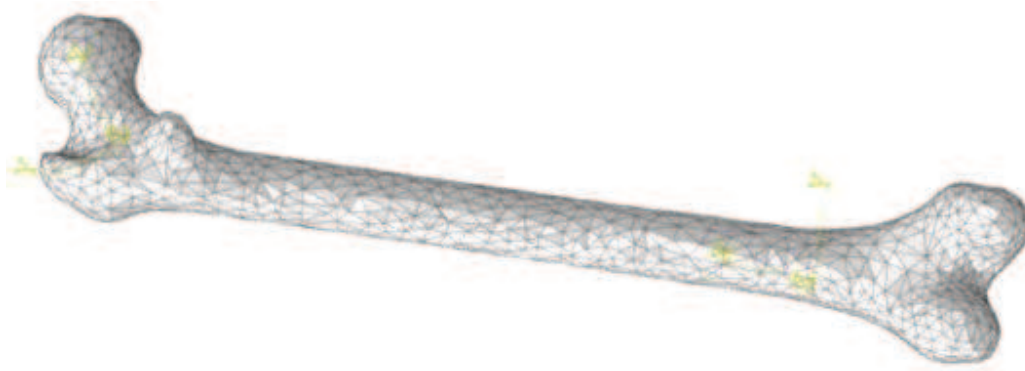


Figura 4.10. Modelo de hueso femoral obtenido a partir de escaneo y tomografías.

A continuación se presenta un cuadro que resume la metodología utilizada para la limpieza de archivos *.stl y la generación de sólidos.

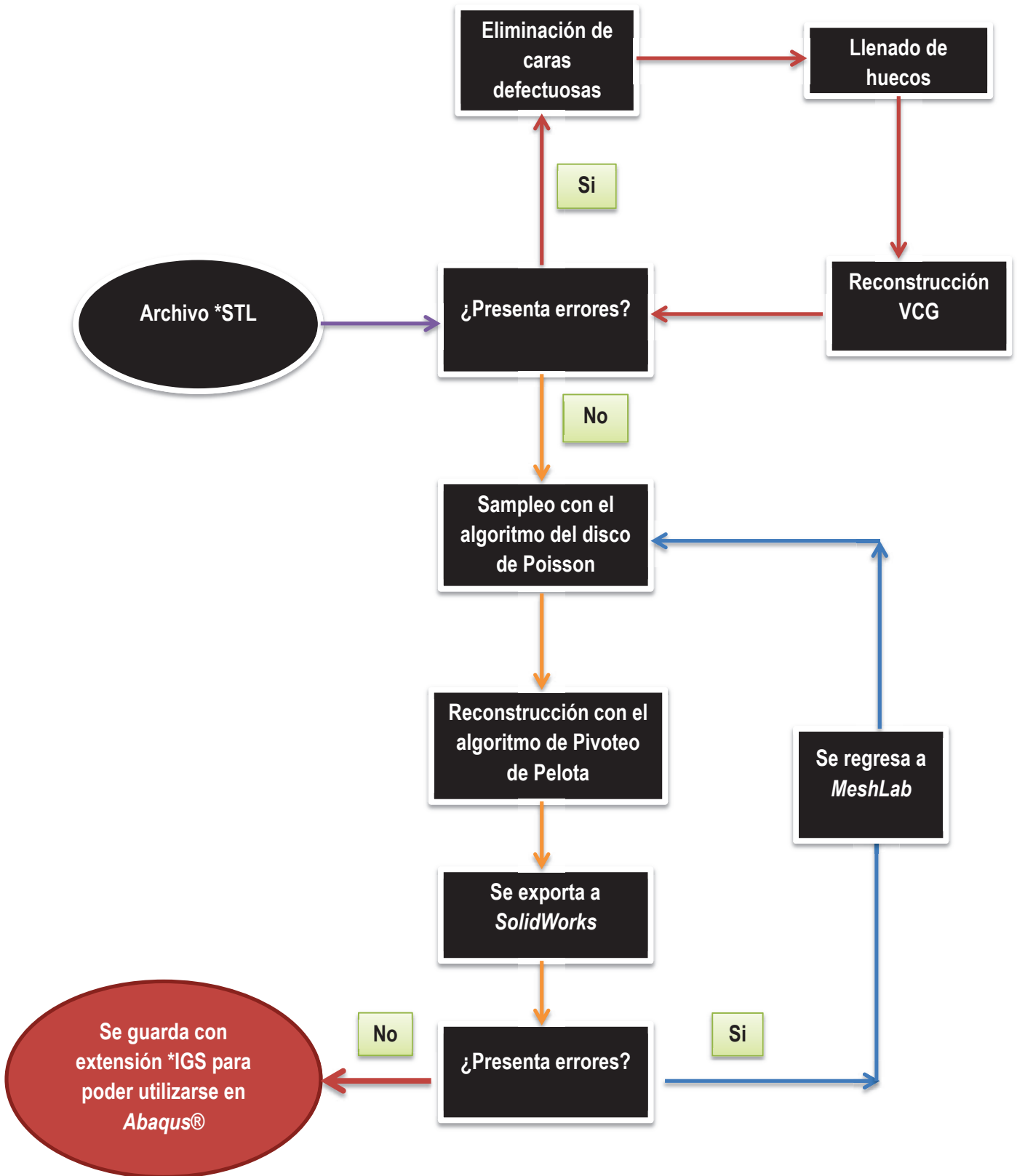


Figura 4.11. Diagrama de flujo de la reconstrucción de la malla en MeshLab y SolidWorks.

Debido a que en el modelo se asignan dos materiales diferentes (hueso cortical y trabecular), es necesario realizar particiones en Abaqus®, mediante las cuales se generan planos en el modelo que separan o “parten” el sólido para asignar diferentes propiedades en varias zonas del modelo, sin que se pierda la integridad total del mismo.

Sin embargo, debido a que la malla con la que se trabaja es una malla huérfana (orphan mesh) y el tamaño y la posición de los elementos tetragonales ya no pueden ser editados dentro de la misma paquetería, es casi seguro que al realizar la partición los elementos se corten con el plano generado, creando así elementos más pequeños e irregulares, lo que ocasionará distorsiones excesivas y valores de esfuerzos anormales en dichas zonas de la partición.

Para solventar esto se edita el archivo *.stl directamente ejecutándolo en el programa Notepad++ y localizando las coordenadas donde se realizará la partición y editándolas para que dichas coordenadas queden definidas dentro de un mismo plano, para que al momento de crear la partición los elementos se encuentren alineados y la misma no altere la geometría de los elementos y no se generen distorsiones indeseadas. Cabe mencionar que para que el archivo sea fácil de editar, el mismo no debe estar codificado binariamente, ya que la codificación binaria genera un archivo más compacto pero difícil de editar directamente. En la figura 4.12 se muestra parte de la diáfisis y la metáfisis en donde se presentan los elementos distorsionados por el corte y los elementos alineados una vez que se editó el archivo *.stl.

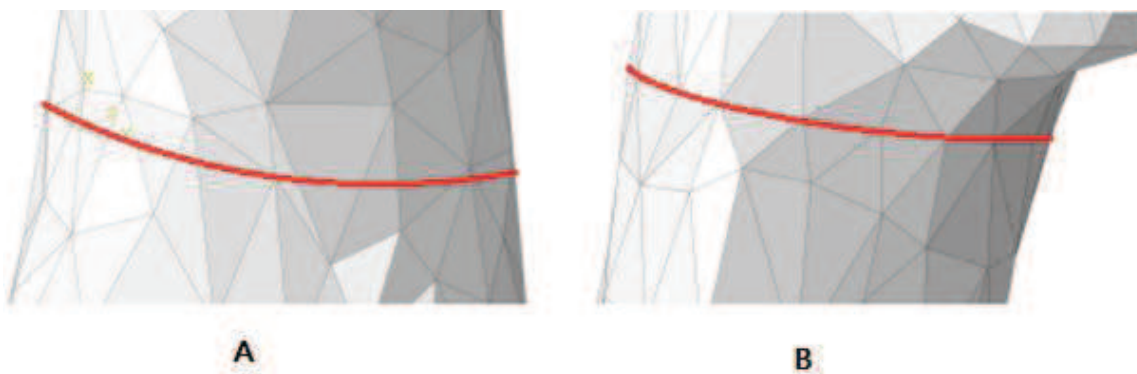


Figura 4.12. Particiones realizadas al modelo de fémur 3D A) Sin edición del archivo *.stl. Nótese los elementos cortados por la partición. B) Con el archivo *.stl editado. Nótese los elementos alineados a lo largo de la partición sin que ésta ocasione distorsiones en la malla.

4.4 Dimensiones del modelo

Las dimensiones finales del modelo se presentan en la figura 4.13. Se muestran los ángulos cervicodiafisario y el ángulo de antetorsión del cuello femoral, así como la longitud del modelo. El ángulo cervicodiafisario tiene un valor de 128, que se encuentra en el rango normal donde no se presentan deformidades como coxa vara (ángulo $< 120^\circ$) y coxa valga (ángulo $> 135^\circ$). Respecto al ángulo de antetorsión del cuello femoral, el valor en el modelo es de 8 grados, que es un valor común y normal en fémures de personas mayores a 20 años [Muñoz, 2011].

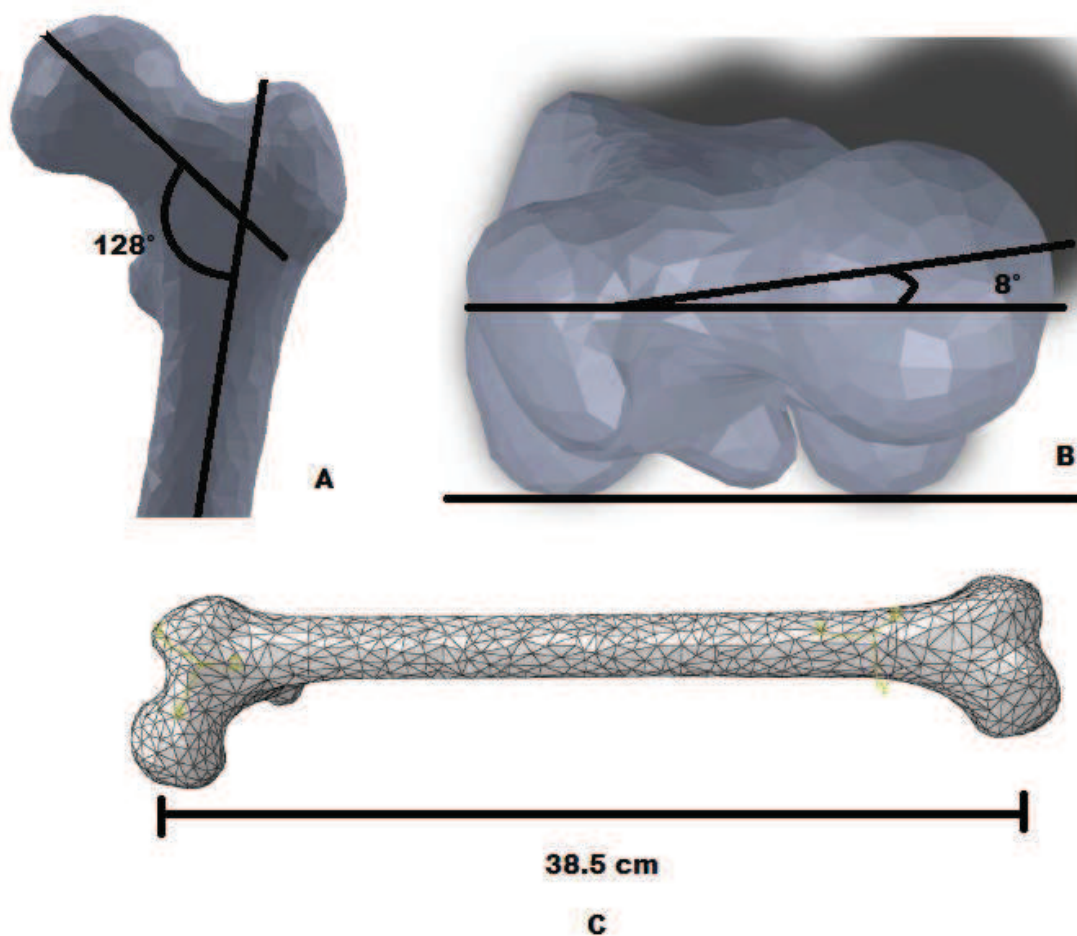


Figura 4.13. A) Ángulo cervicodiafisario. B) Ángulo de antetorsión del cuello femoral C) Longitud del modelo de fémur.

4.5 Propiedades del modelo

Una vez exportado el modelo 3D de fémur a la paquetería Abaqus®, es necesario asignarle propiedades físicas. Antes de asignar propiedades, es necesario delimitar las regiones correspondientes a hueso cortical y a hueso trabecular, por lo que se realizan las ya mencionadas particiones en el modelo para separar dichas áreas. Dichas particiones se realizan mediante el comando *Partition Cell: Define Cutting Plane*, y auxiliándose en tres puntos del modelo para crear el plano. Cabe mencionar que las particiones se realizaron de acuerdo a fotografías de cortes de fémur en donde se observaban los límites de la zona trabecular con la zona cortical, para así poder justificar la zona en la que se creó la partición.

Una vez creadas las particiones en ambas epífisis, en el módulo *Property* se crean los materiales a asignar al modelo. De acuerdo a Krone & Ryan, 2006, las propiedades óptimas para un modelo de fémur de humano a ser analizado con paquetería de elemento finito son las correspondientes a las tablas 4.1 y 4.2, las cuales son ortotrópicas. En su estudio analizaron los resultados obtenidos con las propiedades asignadas, con los trabajos *in situ* realizados con fémures reales, llegando a la conclusión de que las simulaciones realizadas con dichas propiedades otorgan resultados fiables. Asimismo se asignó una densidad de 1900 [kg/m³] para el hueso cortical y una de 400 [kg/m³] para el trabecular. Posteriormente se crearon secciones con el material creado y se asignaron a las correspondientes particiones (Figura. 4.13).

Tabla 4.1 Constantes elásticas de hueso cortical para un material ortotrópico [Krone, et al., 2006].

Módulo de Young [GPa]	Módulo de Corte [GPa]	Coefficiente de Poisson
$E_1 = 16.0$	$G_{12} = 3.20$	$\nu_{12} = 0.30$
$E_2 = 6.88$	$G_{23} = 3.60$	$\nu_{23} = 0.45$
$E_3 = 6.30$	$G_{13} = 3.30$	$\nu_{31} = 0.30$

Tabla 4.2 Constantes elásticas de hueso trabecular para un material ortotrópico [Krone, et al., 2006].

Módulo de Young [MPa]	Módulo de Corte [MPa]	Coefficiente de Poisson
$E_1 = 1352$	$G_{12} = 292$	$\nu_{12} = 0.30$
$E_2 = 968$	$G_{23} = 370$	$\nu_{23} = 0.30$
$E_3 = 676$	$G_{13} = 505$	$\nu_{31} = 0.30$



Figura 4.14 Cabeza femoral y parte de la diáfisis donde se aprecia la partición realizada y a la cual se le asignó hueso trabecular (verde agua).

Posteriormente, se crearon y asignaron nuevos sistemas de referencia para la orientación del material. Para los cóndilos y la diáfisis se creó un sistema con el eje x paralelo al eje longitudinal de la diáfisis, mientras que para la cabeza femoral se asignó un sistema con el eje x sobre el ángulo cervicodiafisario.

Debido a que en la mayoría de las simulaciones se aplican fuerzas en la cabeza femoral, es necesario crear una parte que tenga contacto con la misma. Dicha parte es creada con una geometría similar a la del acetábulo para que transmita la carga sobre la superficie de la cabeza femoral. La parte se crea como discretamente rígida y se muestra en la figura 4.15.

Posteriormente al modelo se ensambla la pieza creada con el modelo de fémur, se crea un paso dinámico explícito para el modelo y se asigna un contacto entre ambas superficies, con un valor de fricción de 0.05. La fricción se asigna con un valor bajo debido a que en la articulación coxofemoral existe líquido sinovial que lubrica constantemente las superficies del acetábulo y la cabeza femoral.



Figura 4.15 Parte superior del fémur junto con la parte creada.

Posteriormente, se asigna la malla al modelo. Cabe mencionar que a la misma no se le puede asignar un tamaño de malla mayor al que se generó con el algoritmo de pivoteo de pelota. Esto resulta en una malla más fina, por ende, el tiempo de cálculo se eleva considerablemente por el incremento en el número de elementos. Para el caso de este trabajo, el tamaño de malla utilizado es el que viene dado por el archivo generado en MeshLab, con elementos del tipo C3D10M (Tetraedros con 10 nodos). Una vez generada la malla, se termina la etapa de preprocesamiento y el modelo está listo para asignarle condiciones de frontera, dependiendo del caso a analizar. Los casos de análisis son revisados en el siguiente capítulo.

Capítulo 5. Análisis de resultados

En el presente capítulo se presentan los resultados de las simulaciones realizadas al modelo de fémur. Debido a que se utilizó la librería explícita de la paquetería para analizar el modelo, es necesario optimizar un factor de escalamiento de masa para que los resultados sean confiables. Esto se verifica una vez que la energía cinética del modelo es aproximadamente el 5% de la energía interna del mismo [Abaqus 6.11 Documentation] (figura 5.1).

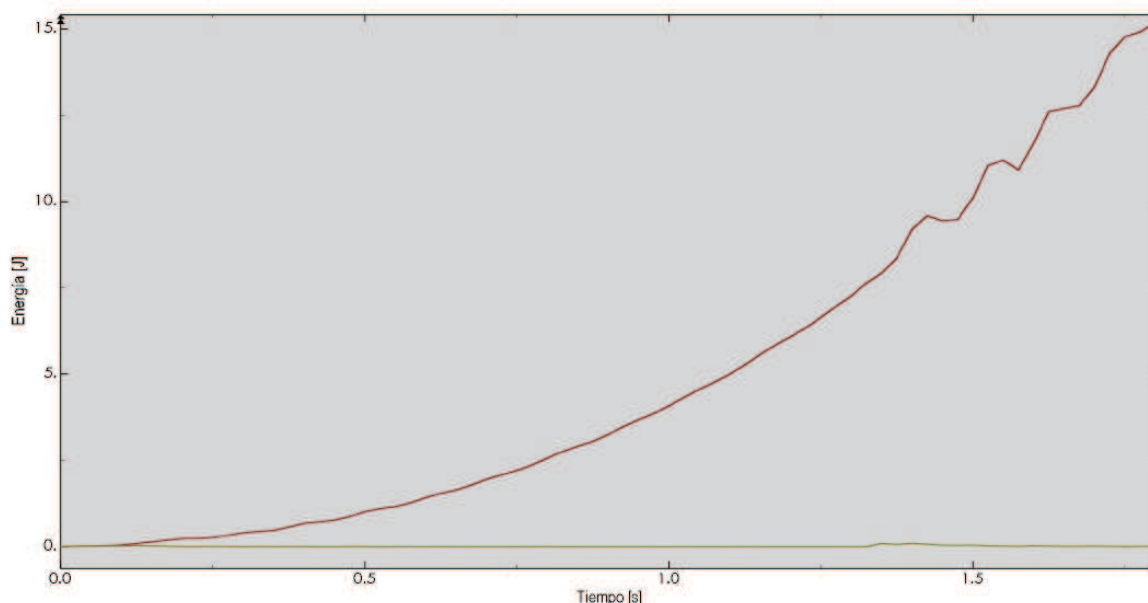


Figura 5.1 Curvas de energía interna (marrón) y energía cinética (verde) de un modelo válido.

5.1 Análisis de solicitaciones comunes

5.1.1 Estancia de pie

En el modelo de estancia de pie se consideró a una persona de 90 [Kg] de pie, sin la acción de ninguna fuerza externa y sin la contracción de ningún músculo. Se restringieron todos los grados de libertad de la zona de los cóndilos y de la parte que simula el acetábulo, excepto en la dirección donde se aplica la fuerza en el nodo de referencia, la cual tiene un valor de 500 [N] como se calculó previamente en el capítulo 2. Además se limitó el movimiento en la zona del trocánter mayor simulando la acción estabilizadora del glúteo menor.

Las cargas se distribuyeron en la diáfisis principalmente y no excedían los 7 [MPa] (figura 5.2 A). Asimismo, el mayor esfuerzo presentado fue en la cabeza femoral, en la zona donde se hace

contacto con el acetábulo. A pesar de que este valor no representa un estado crítico, dicho valor es una sobre estimación, ya que en la vida real existen condiciones que ayudan a que no existan concentraciones de esfuerzos en la superficie de la cabeza femoral, que son, la presencia de líquido sinovial, la presencia de cartílago articular entre el acetábulo y la cabeza femoral, la existencia de una delgada capa de hueso cortical en la superficie ambas epífisis que aporta resistencia extra al elemento y el hecho de que el acetábulo no es un elemento completamente rígido.

Asimismo se puede observar en la figura 5.2 B un corte en el modelo que muestra el estado de esfuerzos en el plano XY donde no se presentan zonas con esfuerzos que no sobrepasan el límite de fluencia del hueso.

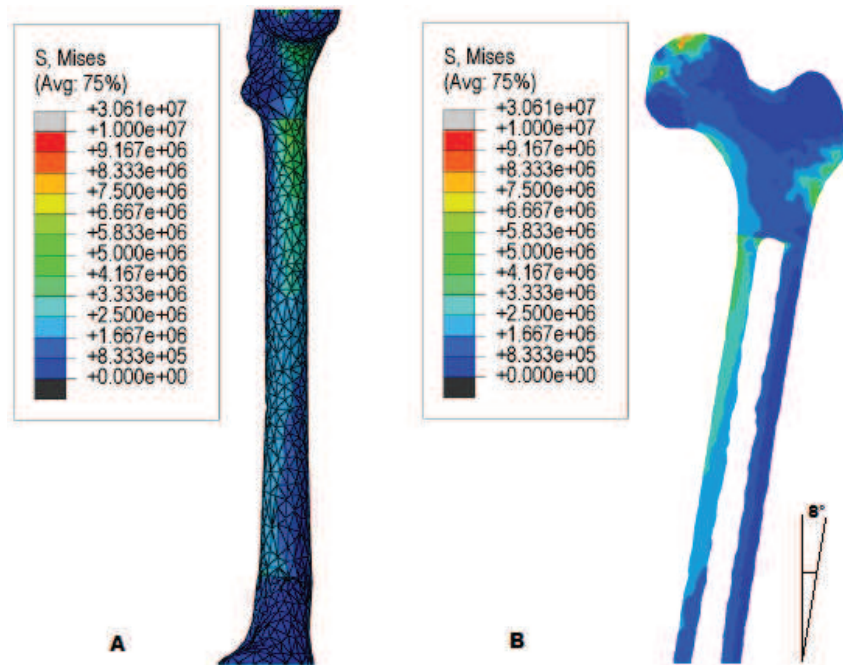


Figura 5.2 Modelo de fémur con condiciones en estancia de pie, con los dos miembros inferiores A) Estado de esfuerzos sobre la diáfisis B) Estado de esfuerzos en un corte interno del fémur. Nótese el esfuerzo sobre estimado en la zona de contacto con el acetábulo.

La deformación logarítmica mínima principal se presentó principalmente en la cabeza femoral, zona donde se presentan deformaciones por compresión debido al contacto con el acetábulo, que fue la que presentó una deformación más alta. Asimismo, la zona del cuello y la zona baja del trocánter mayor presentan valores de deformación no mayores a -0.00375 [mm/mm]. Por otra parte la magnitud de los desplazamientos presentados no sobrepasa los 0.8 [mm] en la cabeza femoral. En la figura 5.3 se ilustran los valores de deformación así como la distribución de los esfuerzos mínimos

principales en un plano coronal del fémur. La distribución de carga se da principalmente en la zona lateral interna de la diáfisis extendiéndose por el cuello hasta la parte baja de la cabeza femoral.

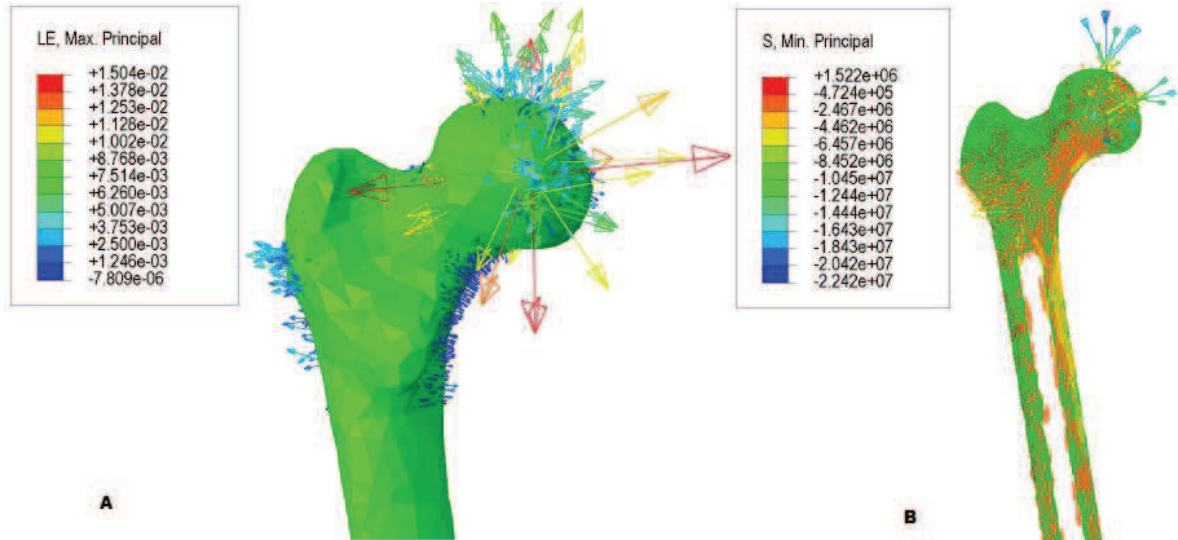


Figura 5.3 A) Valores de deformación logarítmica mínima principal B) Valores de esfuerzo mínimo principal [MPa].

La magnitud de los desplazamientos se ilustra en la figura 5.4, donde éstos ocurren principalmente en la cabeza femoral, donde los mayores no sobrepasan los 0.8 milímetros. En comparación con otros trabajos, los esfuerzos presentados son menores a los reportados por Kumar et al, 2012, que son del orden de 48 [MPa] con fuerzas de 400 [N]. Los valores reportados por San Antonio et al., 2012, no sobrepasan los 20 [MPa], como en el caso presente.

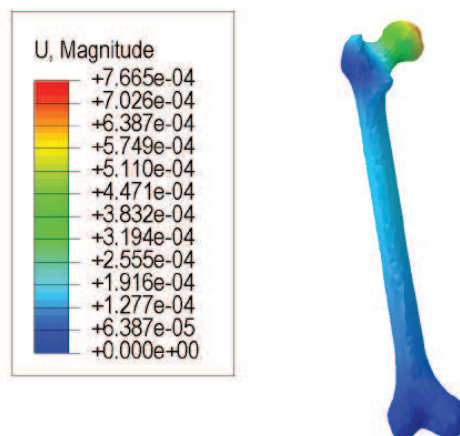


Figura 5.4 magnitud del desplazamiento presentado en el fémur [m].

5.1.2 Estancia sobre un solo pie

En este caso el modelo simula en el modelo de fémur la sollicitación revisada en la sección 2.3.5. Para esto se restringieron los nodos de los cóndilos y se aplicó una fuerza de 2300 [N] en el nodo de referencia de la pieza discretamente rígida. Asimismo se restringieron los grados de libertad en la parte baja del trocánter mayor, simulando la acción abductora del glúteo medio que contrarresta el momento generado por el cuerpo del individuo al apoyarse en un solo miembro inferior.

El estado de esfuerzos del fémur no excede los 35 [MPa] y se presenta principalmente en la parte baja del cuello femoral y en la parte lateral del fémur. Asimismo los esfuerzos se distribuyen transversalmente sobre la diáfisis con valores que van de los 5 hasta los 20 [MPa]. Los esfuerzos presentados sobre la zona central de la cabeza femoral no exceden los 9 [MPa]. El esfuerzo presente de 87 [MPa] surge debido al contacto de la cabeza femoral con el elemento rígido, el cual se desprecia debido a que se presenta por las simplificaciones consideradas en el modelo. La distribución de carga en la cabeza femoral (figura 5.5 C) tiende a orientarse principalmente sobre el eje cervicodiáfisario, al cual se le asignó el mayor coeficiente ortotrópico en el modelo.

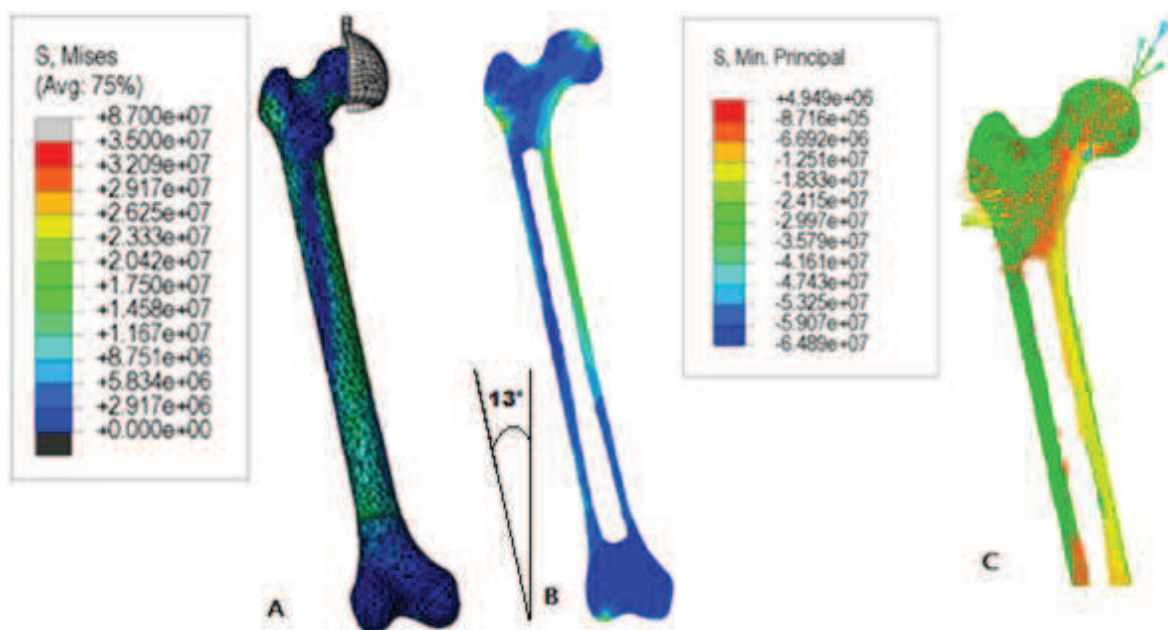


Figura 5.5 Estado de esfuerzos del modelo de fémur sometido a condiciones de estancia con un solo miembro inferior A) Distribución superficial B) Distribución en un corte interno C) Distribución de los esfuerzos mínimos principales en un corte interno.

En la figura 5.6 se muestran las deformaciones logarítmicas principales. En la máxima principal se observan las zonas del fémur que se elongan con la aplicación de la fuerza. En la mínima principal se muestra la compresión que presenta el fémur debido a la fuerza. Cabe mencionar que las deformaciones mínimas principales son más prominentes que las máximas principales, siendo estas últimas más significativas en la zona lateral del fémur. En la zona baja lateral de trocánter mayor en realidad tiene una capa de hueso que se va adelgazando desde la diáfisis hasta la superficie superior del fémur. Dado esto, es de esperarse que en la vida real los esfuerzos sean menores, al igual que las deformaciones, ya que el hueso compacto tiene un módulo de elasticidad mayor que el hueso esponjoso.

A pesar de que la zona inferior está constituida principalmente por hueso trabecular al igual que la cabeza femoral, no se presentan valores considerables, salvo esfuerzos del orden de 29 [MPa] en la parte inferior de los cóndilos. Esta zona también está cubierta por una delgada capa de hueso cortical, además de que los meniscos amortiguan principalmente la articulación de la rodilla, y los grados de libertad de la zona no están completamente restringidos, como es el caso de esta simulación.

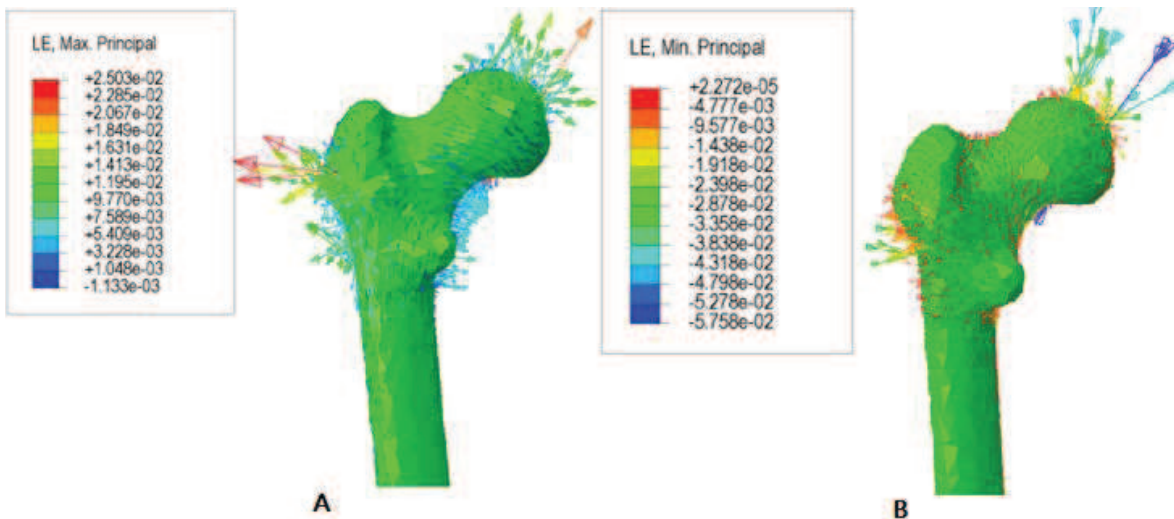


Figura 5.6 Valores de deformación logarítmica principal A) Máxima (elongación) B) Mínima (compresión), para el modelo de estancia sobre un pie.

5.1.3 Subida de escalón

En esta condición se aplican 2500 [N] sobre la articulación coxofemoral como se revisó en la sección 2.3.2. Se restringen los grados de libertad del acetábulo para que sólo pueda desplazarse en una dirección, y se empotra la zona de los cóndilos. En esta condición el eje longitudinal del fémur está a 20 grados respecto al plano frontal, asimismo, se debe de agregar una fuerza en la parte posterior del fémur la cual corresponde a la acción del glúteo mayor al tensarse y por ende, hacer que el cuerpo suba un escalón mientras el otro miembro se encuentra en el aire.

En la figura 5.7 se muestran las condiciones de frontera de la simulación de subida de escalón. Las flechas amarillas son la fuerza ejercida por el glúteo mayor, mientras que los nodos en la parte inferior de los cóndilos son las zonas donde se restringieron los grados de libertad. Asimismo en la parte del trocánter mayor se restringió el giro de algunos nodos para aportar estabilidad al sistema.



Figura 5.7 Vista lateral del modelo de fémur con condiciones de frontera para el análisis de subida de escalón. Las flechas amarillas sobre la parte posterior del fémur son la acción del glúteo mayor.

En este caso el estado de esfuerzos se distribuye a lo largo de la diáfisis. El máximo esfuerzo se presentó en la zona de la metafisis, entre la diáfisis y el trocánter menor, con un valor de aproximadamente 55 [MPa]. Los esfuerzos presentados en el cuello femoral no sobrepasan los 35 [MPa], al igual que en la parte posterior de la diáfisis. Asimismo, en la zona de los cóndilos los esfuerzos presentados no superan los 20 [MPa]. El máximo esfuerzo presentado se dio en la zona de contacto con el acetábulo, con un valor de 62 [MPa], el cual se desprecia.

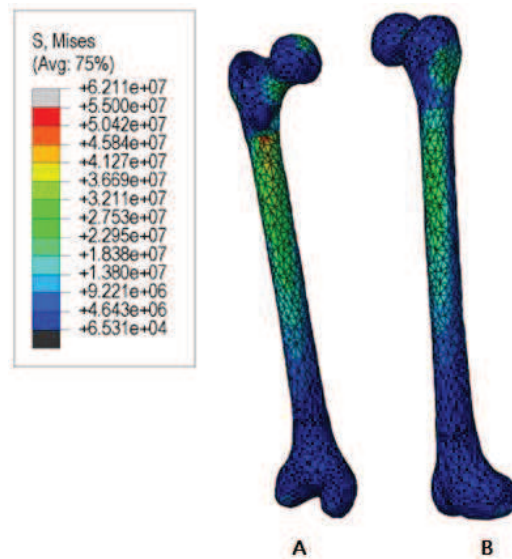


Figura 5.8 Estado de esfuerzos del modelo de fémur sometido a condiciones de subida de escalón A) Vista Posterior B) Vista Frontal.

Respecto a las deformaciones logarítmicas, las zonas que presentan mayor deformación son aquellas zonas conformadas por hueso trabecular. En cuanto a compresión (figura 5.9), la zona de la rodilla no presenta deformaciones significativas, éstas se presentan principalmente en la zona de contacto con el elemento rígido, en la parte baja del cuello del fémur, y ligeramente en la parte baja del trocánter mayor.

Las elongaciones (figura 5.10) en el fémur se dan principalmente en la parte superior del cuello femoral, al igual que en la parte lateral de la diáfisis superior. También se presentan en la parte posterior de la metáfisis inferior, en la parte superior de los cóndilos.

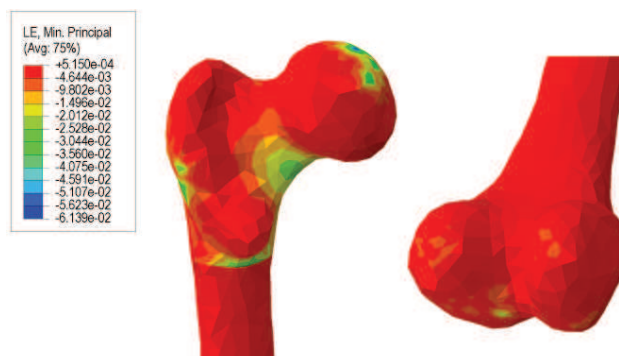


Figura 5.9 Valores de deformación logarítmica mínima principal (compresión) para el modelo de subida de escalón.

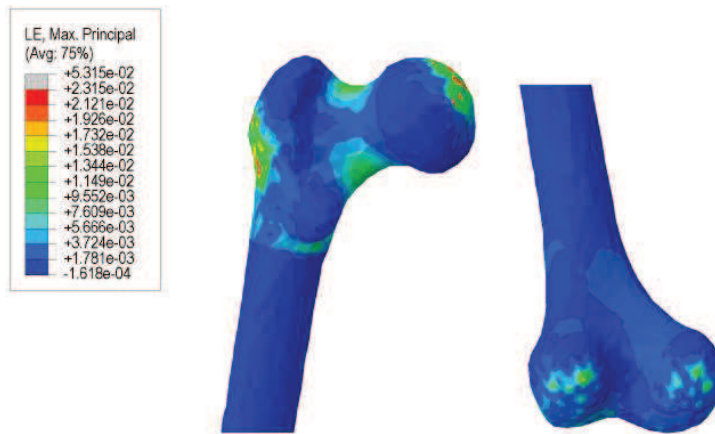


Figura 5.10 Valores de deformación logarítmica máxima principal (elongación) para el modelo de subida de escalón.

5.1.4 Caída de Rodillas

Para este caso, se creó un elemento Shell discretamente rígido, el cual va a simular el suelo en el que impacta el fémur. Una vez ensamblado junto con el fémur, se creó un campo de velocidad predefinido en el fémur y en la parte del acetábulo, asignándole un valor de 3.13 [m/s], el cual es el correspondiente a la velocidad con la que se impacta a una altura de 50 [cm] como se revisó en la sección 2.3.6. También se asignó una masa de 30 [Kg] a la parte del acetábulo para que simule la inercia del cuerpo por arriba de la cadera (60 [kg] distribuidos en dos miembros). Los esfuerzos presentados en el fémur se dieron principalmente en la zona de la diáfisis y en la rodilla. Cabe destacar que es notorio que el fémur está predispuesto geoméricamente de una forma en la que los esfuerzos se distribuyen a lo largo de la diáfisis como se puede ver en la figura 5.11, donde el eje de la diáfisis se encuentra a unos 79 grados respecto a la horizontal. El mayor esfuerzo presentado fue de 246 [MPa] y se dio en la zona de contacto directo donde el fémur impactó con el elemento discretamente rígido. Sin embargo, dicho esfuerzo puede ser descartado debido a que el elemento se distorsiona severamente por el contacto inmediato con una superficie totalmente rígida. Además, en este modelo simplificado se desprecia la presencia de la patela y de la tibia, los cuales se llevan parte de la carga, así como de elementos que pueden absorber energía del impacto, tales como la piel, que comúnmente se desgarran en una caída de rodillas. Asimismo, la magnitud de los esfuerzos presentados en la diáfisis son del orden de 60 [MPa], mientras que los mayores se presentaron en la

zona de la metáfisis inferior con una magnitud de 75 [MPa]. Este valor se presenta también en menor proporción en la zona de los cóndilos donde ocurre el impacto con el suelo, pero cabe destacar que en la realidad esta zona cuenta con una ligera capa de hueso cortical que aporta una resistencia extra a la zona.

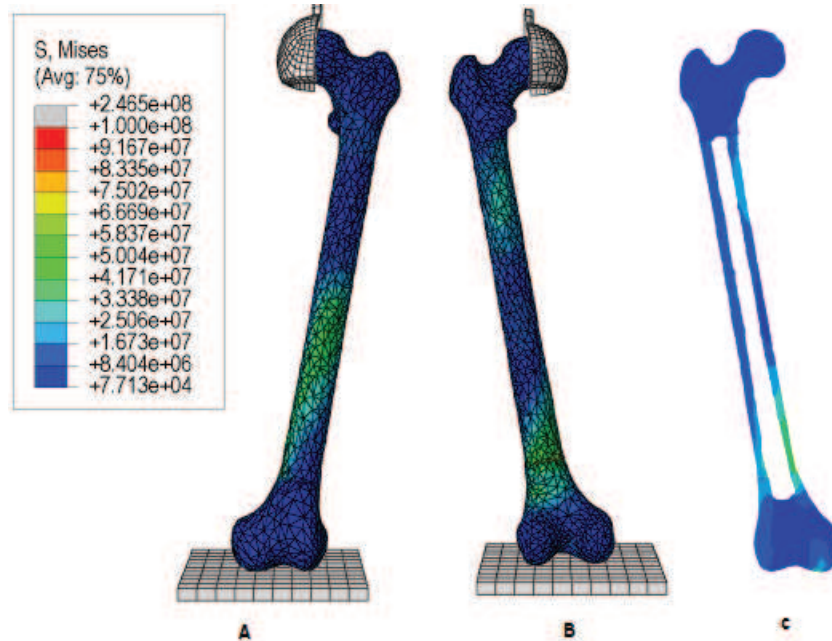


Figura 5.11 Distribución de esfuerzos en el modelo de fémur sometido a condiciones de caída con impacto en la zona de las rodillas. A) Vista Frontal B) Vista posterior C) Corte Transversal.

A pesar de que el fémur no se ve comprometido en su integridad por una caída de rodillas, puede que otros elementos con menor resistencia que no fueron analizados si se ven afectados por una sollicitación de este tipo.

Respecto a las deformaciones logarítmicas presentadas, las más sobresalientes son las mínimas principales. Éstas se dieron en las epífisis, especialmente en la parte del cuello femoral y en las partes bajas de los trocánteres, asimismo en casi toda la zona de la epífisis inferior, con valores del orden de 1×10^{-2} [mm/mm] principalmente. La zona más deformada fue la parte posterior del fémur, en la zona que se encuentra por arriba de los cóndilos, con deformaciones de hasta 3.6×10^{-2} [mm/mm] (figura 5.12). El cambio repentino de la deformación se debe a la partición realizada, donde la parte inferior tiene asignadas propiedades de hueso trabecular, que tiene un módulo de elasticidad menor que las del hueso cortical. Debido a esto, las epífisis se deforman más, y

transmiten la carga a la diáfisis. Esto también se observa en los resultados obtenidos para deformación logarítmica máxima principal, donde se presentan principalmente en ambas epífisis y no superan los 9×10^{-3} [mm/mm] (Figura 5.13).

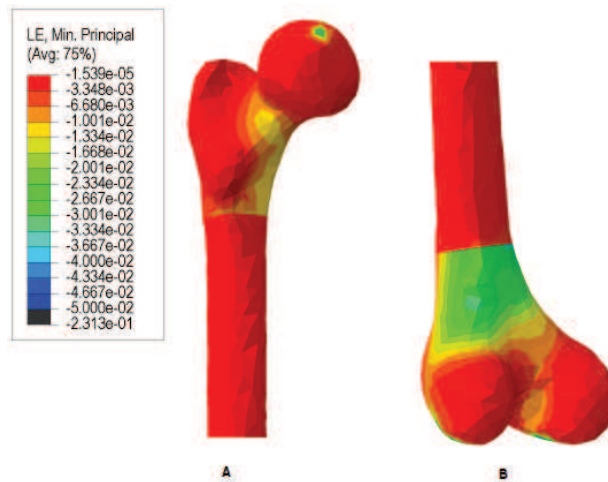


Figura 5.12 Deformaciones logarítmicas mínimas principales del modelo de fémur con condiciones de caída con impacto en la zona de las rodillas A) Parte superior del fémur B) Parte inferior del fémur.

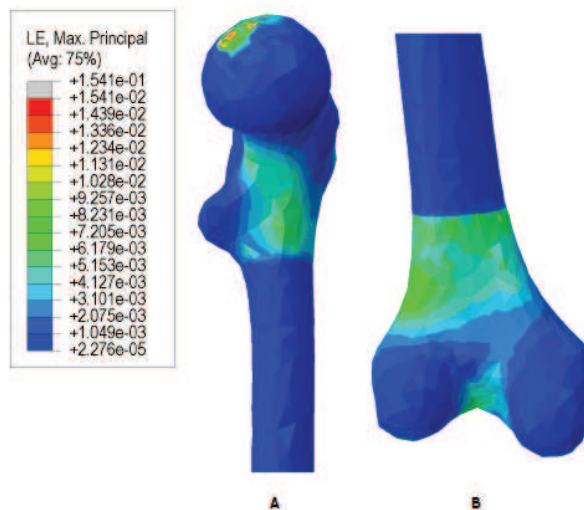


Figura 5.13 Deformaciones logarítmicas máximas principales del modelo de fémur con condiciones de caída con impacto en la zona de las rodillas. A) Parte superior del fémur B) Parte inferior del fémur.

5.1.5 Sentadilla

En el modelo de sentadilla el eje longitudinal del fémur se colocó a 20° grados de la horizontal, y se empotraron los nodos de la región de los cóndilos. Se aplicó una fuerza de 3355 [N] en el nodo de referencia del acetábulo y se aplicaron fuerzas en las zonas donde anatómicamente se insertan los músculos, que en este caso los que mayor presencia tienen al momento de realizar una sentadilla son el glúteo mayor y los cuádriceps femorales, compuesto por los músculos vastos lateral, medial, intermedio y recto femoral. Asimismo se restringieron los grados de libertad de la zona donde se inserta el glúteo medio para simular la estabilidad que brinda dicho músculo. Las condiciones de frontera del modelo se muestran en la figura 5.14.

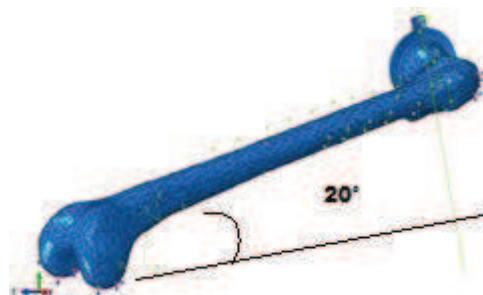


Figura 5.14 Condiciones de frontera del modelo de hueso femoral que simula las condiciones de una sentadilla.

Los valores de esfuerzo presentados no sobrepasaban los 75 [MPa] en las zonas más críticas, que fueron principalmente en la diáfisis. Es un valor aceptable que no compromete la integridad del hueso. Asimismo en la parte de la cabeza femoral se presentan esfuerzos del orden de 50 [MPa] que bien pueden ser una sobre estimación por la ausencia de la capa de hueso cortical y el contacto directo. Asimismo en la parte baja del cuello se presentan esfuerzos no mayores a los 16 [MPa].



Figura 5.15 Estado de esfuerzos del modelo de fémur sometido a condiciones de sentadilla.

Las deformaciones logarítmicas máximas principales (figura 5.16) se presentaron principalmente en la epífisis superior con valores no mayores a 1.7×10^{-2} [mm/mm] y en la diáfisis, con deformaciones del orden de 8×10^{-3} [mm/mm]. Las más altas ocurren en la zona trabecular y principalmente en la zona donde se tiene el contacto con el elemento rígido que aplica la fuerza. Esto también se observa en los valores obtenidos de deformación logarítmica mínima principal, donde las zonas de contacto son las más deformadas. Esto, como ya se comentó, es debido a las simplificaciones del modelo. Las deformaciones mínimas principales más prominentes se dan en la zona del cuello femoral, con valores que rondan los -1.6×10^{-2} [mm/mm]. También en menor grado se presentan deformaciones en la zona de la epífisis inferior, cuyo valor no sobrepasa los 6×10^{-3} [mm/mm].

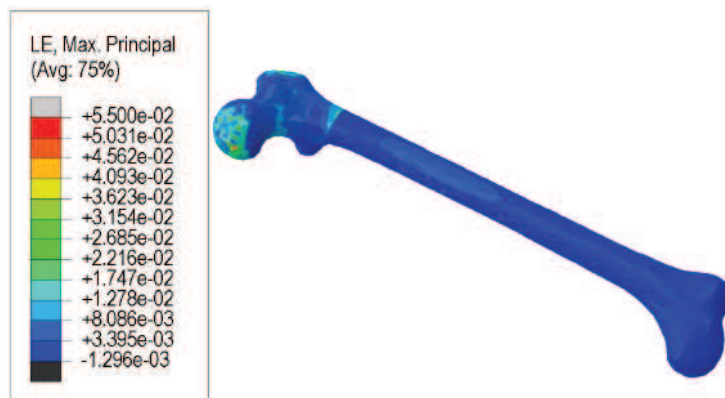


Figura 5.16 Deformaciones logarítmicas máximas principales del modelo de fémur con condiciones de sentadilla.



Figura 5.17 Deformaciones logarítmicas mínimas principales del modelo de fémur con condiciones de sentadilla.

5.2 Análisis de condiciones controladas

5.2.1 Compresión

En la simulación de compresión se realizó con la diáfisis a 12° del eje vertical, se empotró la parte inferior de fémur correspondiente a los cóndilos y se ensambló la pieza discretamente rígida que tiene contacto con la cabeza femoral en la parte superior de la misma, donde posteriormente, se aplicó una fuerza al nodo de referencia de 10 000 [N]. Dicha fuerza se aplicó de forma tabular durante 5 segundos, donde cada medio segundo incrementaba 0.1 veces el valor de la fuerza, comenzando desde cero. Al final se verificó a qué magnitud de fuerza se presentaba un estado crítico en el fémur dados los valores de esfuerzos en el mismo. Cabe mencionar que el rango de esfuerzo máximo para la zona trabecular va desde los 100 hasta los 140 [MPa], mientras que para el hueso cortical va desde los 140 hasta los 180 [MPa] [Cowin, 2001]. Ambos presentan comportamientos ligeramente distintos, siendo el hueso cortical el que prácticamente carece de una zona plástica, comportándose de una manera totalmente frágil. Por lo tanto se considera que un esfuerzo de 130 [MPa] hará colapsar al fémur.

Este valor se presentó al segundo 2.25, correspondiéndole un valor de fuerza aplicada de 4500 [N].

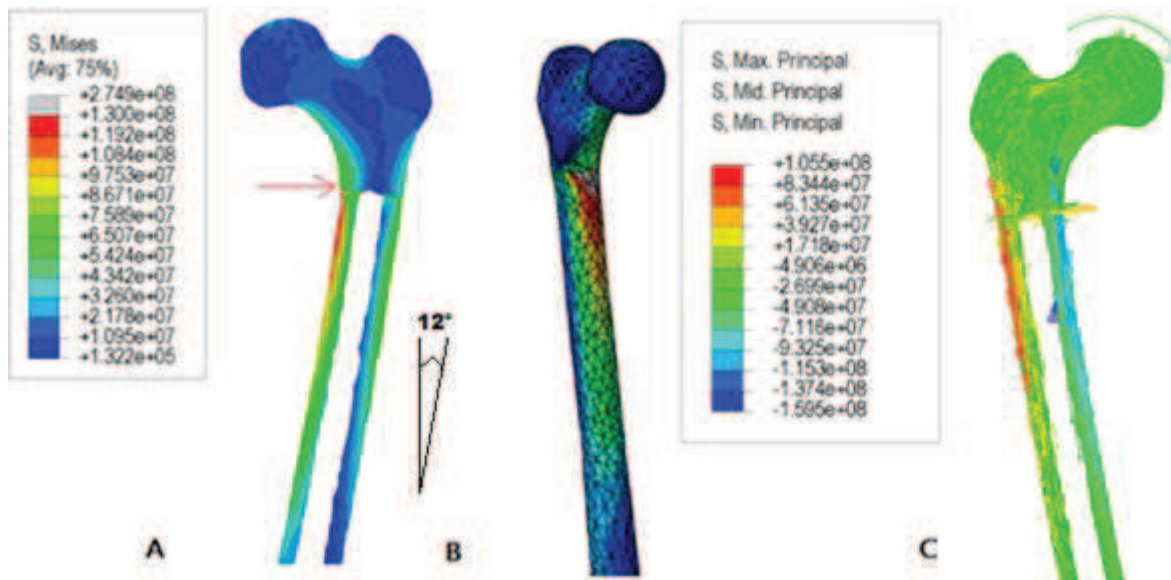


Figura 5.18 Modelo de fémur sometido a compresión A) Corte transversal mostrando el estado de esfuerzos en un plano XY. La flecha señala el origen de la falla B) Modelo 3D con distribución de esfuerzos en un estado crítico. La falla comienza en la zona entre la diáfisis y la parte baja del cuello femoral. C) Distribución de la carga en el fémur. En el lado derecho se presentan esfuerzos por compresión mientras que en el izquierdo por tensión.

La falla se presentó por debajo del cuello y hacia la diáfisis, dado que en esta zona se presentan esfuerzos considerables mayores al esfuerzo de fluencia. Cabe mencionar que en la imagen 5.18 se presenta el estado de esfuerzos crítico en el fémur, con un máximo de 274 [MPa]. Este esfuerzo excesivo se presenta por el cambio repentino de material, debido a la partición realizada. En realidad, un fémur presenta hueso cortical desde la zona de la diáfisis, adelgazándose, hasta llegar a una capa delgada en la cabeza femoral. El perfil de la zona cortical es muy similar al presentado en el estado de esfuerzos a pesar de que en el modelo no existe dicho perfil; esto es un claro ejemplo de que las condiciones anatómicas naturales siempre tienen un propósito en cuanto a su geometría, en este caso, aportando mayor resistencia mecánica.

Respecto a las deformaciones logarítmicas, las elongaciones se presentaron principalmente en la parte lateral exterior del fémur con valores de 6.7×10^{-2} [mm/mm], donde el elemento se tensa debido a la fuerza que empuja hacia abajo la parte superior de la cabeza femoral. Por el contrario, la compresión se da en la parte lateral interna del fémur, por debajo del cuello con valores de hasta 0.1 [mm/mm]. Además se presentan deformaciones en la parte superior de la cabeza femoral y en la zona del trocánter menor.

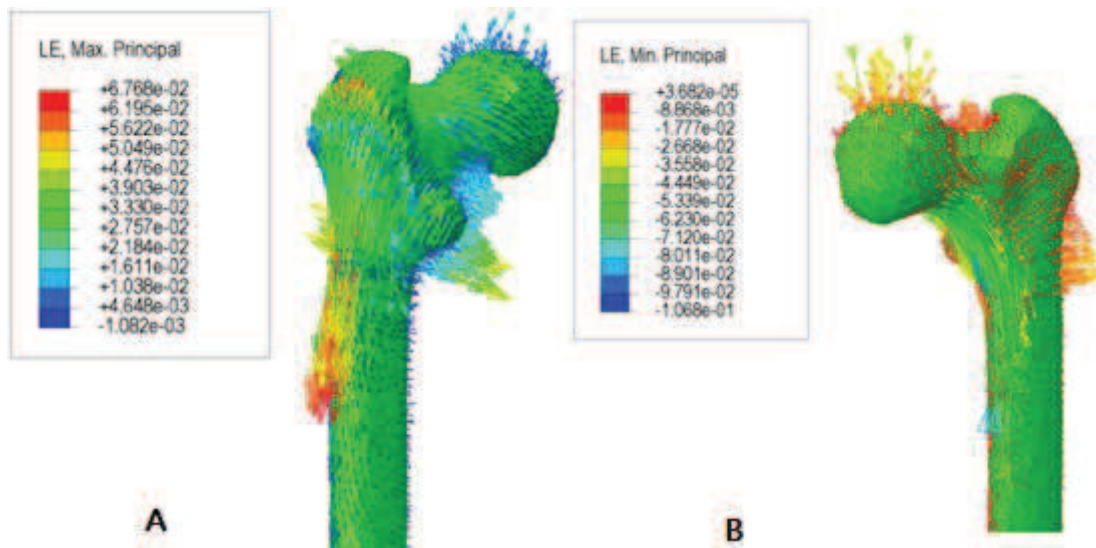


Figura 5.19 Valores de deformación logarítmica principal A) Máxima (elongación) y B) Mínima, para el modelo de compresión.

5.2.2 Torsión

En el caso de torsión, se definió un par cinemático en el modelo del fémur, con origen en la parte inferior de los cóndilos. Asimismo se restringieron todos los grados de libertad de la cabeza femoral. Posteriormente se definió un momento que actuara en el eje longitudinal de la diáfisis con un valor de 2000 [Nm] los cuales iban a aplicarse gradualmente durante los 5 segundos de duración del paso, cada segundo aumentando 400 [Nm].

El estado de esfuerzos que se presentó en el modelo era considerable con apenas 100 [Nm] aplicados, con esfuerzos del orden de 75 [MPa] tanto en la diáfisis, y de 25 [MPa] en el cuello femoral (figura 5.20). Para el momento en el que se aplicaban 200 [Nm] los esfuerzos en la diáfisis superaban los 110 [MPa], mientras que en la epífisis superior, especialmente en la zona del cuello femoral, se presentaron esfuerzos de 64 [MPa]. Considerando que esta zona está conformada por hueso trabecular principalmente, y que su esfuerzo máximo es de 100 [MPa], es muy probable que esta condición sea crítica y comprometa la condición física del fémur, comenzando por el colapso de las trabéculas hasta una fractura total en el cuello femoral.

Para el momento en el que se aplica un torque de 300 [Nm], los esfuerzos en la diáfisis ya superaron los 165 [MPa], mientras que en el cuello femoral se tienen esfuerzos del orden de 130 [MPa], quedando claro entonces que la falla inicia aproximadamente al aplicar 200 [Nm].

Si se aplica un torque de la misma magnitud a un cilindro con dimensiones aproximadas a las de la diáfisis y con las mismas propiedades ortotrópicas del material, se observa que al aplicar 200 [Nm] los esfuerzos no son mayores a 90 [MPa]. La desventaja del fémur es que el empotramiento no se da directamente en la parte superior de la diáfisis, sino en la zona de la cabeza femoral, lo que ocasiona que ese brazo de palanca de la cabeza femoral a la diáfisis propicie condiciones negativas a la hora de someter a torsión el fémur.

Las deformaciones logarítmicas principales mínimas (figura 5.21) están presentes principalmente en las epífisis, en la parte superior de los cóndilos y en la parte del cuello femoral con valores de 6.7×10^{-2} [mm/mm], pero también están presentes en a lo largo de toda la diáfisis con valores menores del orden de 1.4×10^{-2} .

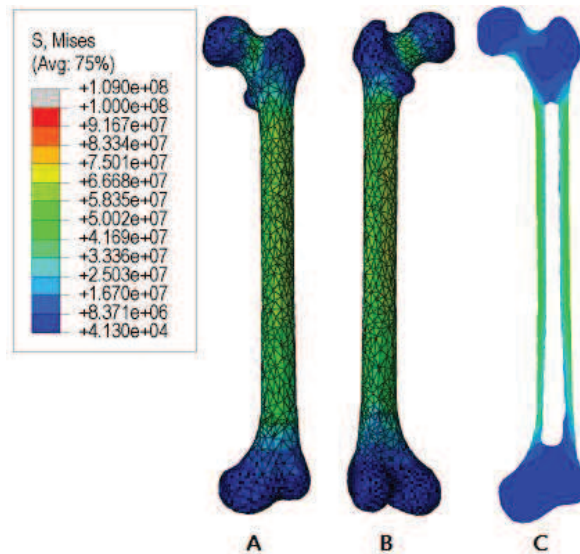


Figura 5.20 Distribución de esfuerzos en el modelo de fémur sujeto a torsión, en el momento al que se le aplican 100 [Nm]. A) Vista Frontal. B) Vista posterior. C) Corte transversal.

Las deformaciones máximas principales (figura 5.22) se encuentran principalmente en la parte posterior del cuello femoral y en la parte posterior de los cóndilos con valores del orden de hasta 7×10^{-2} [mm/mm], y en menor grado en la diáfisis. Dadas estas condiciones, tanto de esfuerzo como de deformación, es notorio que la torsión no es una condición muy favorable para el fémur y que puede fallar fácilmente. Tanto en las deformaciones máximas como en las mínimas se observa que la tendencia es transversal, como se puede observar en las representaciones vectoriales.

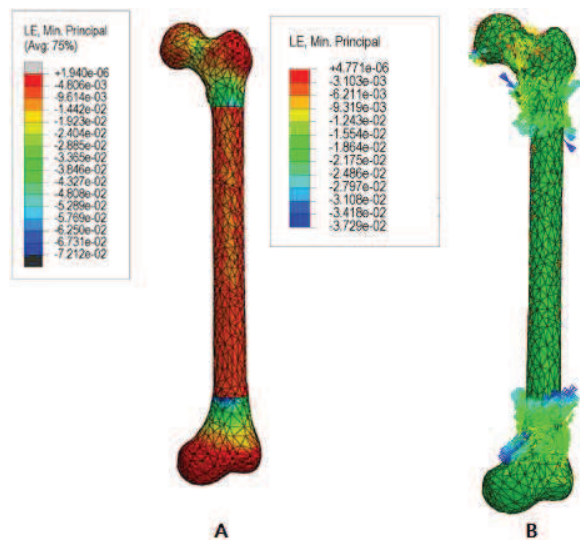


Figura 5.21 Valores de deformación logarítmica máxima principal para el modelo sometido a torsión. A) Representación en escala de colores B) Representación Vectorial.

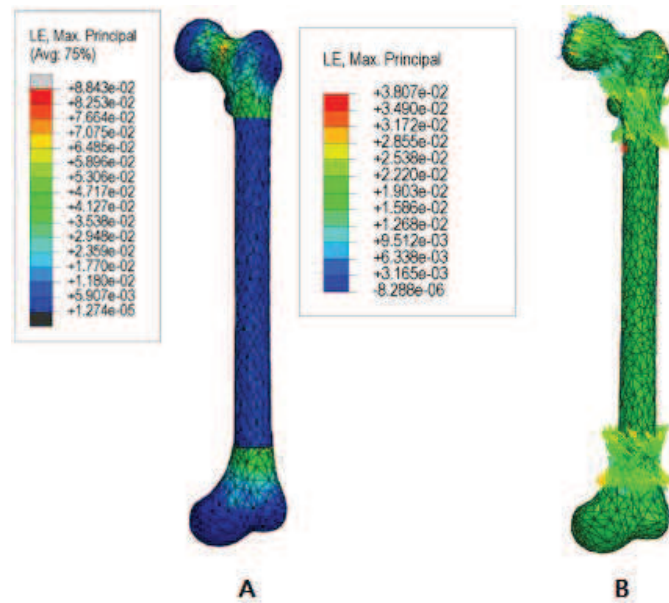


Figura 5.22 Valores de deformación logarítmica mínima principal para el modelo sometido a torsión. A) Representación en escala de colores B) Representación Vectorial.

5.2.3 Flexión en tres puntos

Para simular una prueba de flexión en el fémur se empotraron ambas epífisis en la zona de la cabeza femoral y el epicondilo medial. La fuerza se aplicó en un elemento auxiliar creado para transmitir la fuerza aplicada al fémur, cuya área de contacto consta de un semicírculo de un centímetro de diámetro. Se definió una condición de contacto sin fricción entre el fémur y dicho elemento auxiliar. En la figura 5.23 Se aprecian las condiciones de frontera del modelo de fémur sometido a flexión.



Figura 5.23 Condiciones de frontera del modelo de fémur sometido a flexión en tres puntos.

Se aplicó gradualmente una fuerza de 3000 [N], con incrementos de 600 [N] durante 5 segundos. Los esfuerzos presentados en el modelo van desde los 129 [MPa] con 600 [N] de carga, hasta los 261 [MPa] con 1200 [N] de carga. Cabe destacar que, aunque parezca que el fémur falla con un valor de fuerza no muy elevado, hay que recordar que la fuerza se aplica casi puntualmente debido al tamaño del elemento rígido que transmite la carga (Figura 5.24). Asimismo, en un elemento in vivo existen otros elementos que amortiguan y ayudan a que la fuerza se distribuya, tal es el caso de los músculos, donde si se aplican condiciones de flexión en el fémur con magnitudes del orden de 900[N], el fémur no fallará debido a la acción amortiguadora de los músculos, que se deforman y absorben energía.. Para que el fémur llegase a romperse, es casi seguro que exista desgarramiento y daño en el tejido muscular, debido a toda la energía absorbida.

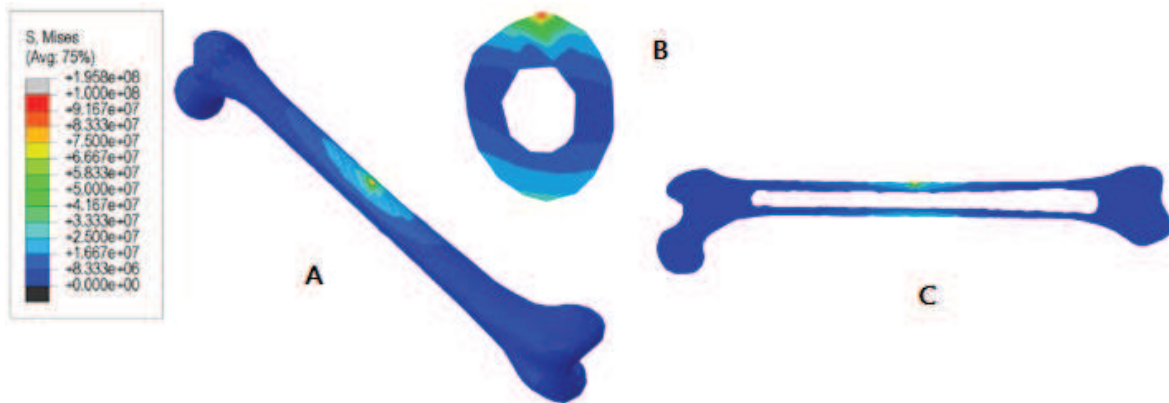


Figura 5.24 Estado de esfuerzos del modelo de fémur sometido a flexión de 3 puntos. A) Vista isométrica. B) Corte transversal de la diáfisis donde ocurre la falla. C) Corte longitudinal.

En comparación con un elemento cilíndrico con dimensiones similares a las de la diáfisis y con las propiedades del hueso cortical, la distribución de la carga es muy similar tanto longitudinal como transversalmente, con distribuciones similares a las de la figura 5.24 B, a pesar de que la diáfisis presenta una geometría transversal no circular. Cabe destacar que existen diferencias debido a la zona de empotramiento, ya que en el caso del fémur, ésta se encuentra por debajo de la altura del elemento que aplica la fuerza, mientras que en el ensayo con un elemento cilíndrico el empotramiento se encuentra a la misma altura, despreciando así los efectos ocurridos en ambas epífisis.

Respecto a las deformaciones logarítmicas presentadas en el modelo, la mínima principal se presentó en la parte lateral de la diáfisis, donde se aplicó la carga, y en las metáfisis correspondientes a la parte lateral interna del fémur, como se observa en la figura 5.25.

Las máximas principales (figura 5.26) se dieron principalmente en la parte lateral interna de la diáfisis, en la parte superior del cuello femoral y en la zona de las metáfisis en la parte lateral externa del fémur. En cuanto a valores, los más significativos se dan en los valores de deformación por compresión, con valores no mayores a 1.85×10^{-2} [mm/mm].

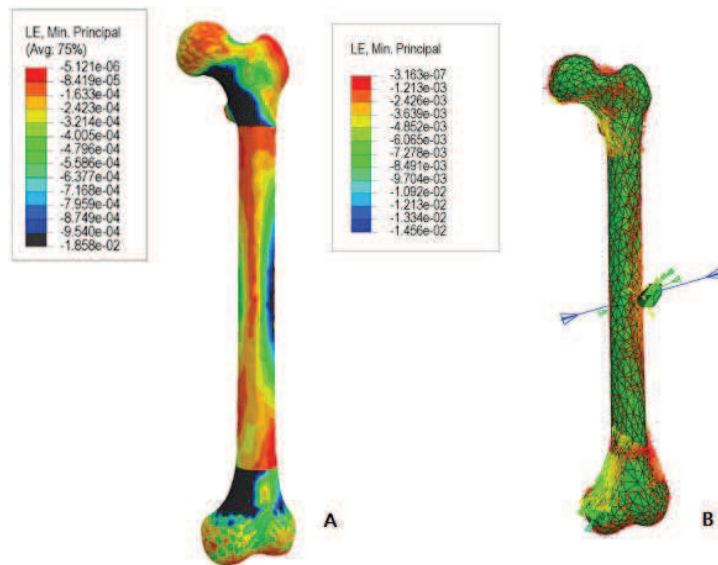


Figura 5.25 Deformaciones logarítmicas principales mínimas (compresión) del modelo del fémur sujeto a condiciones de flexión de 3 A) Representación en escala de colores. B) Representación vectorial.

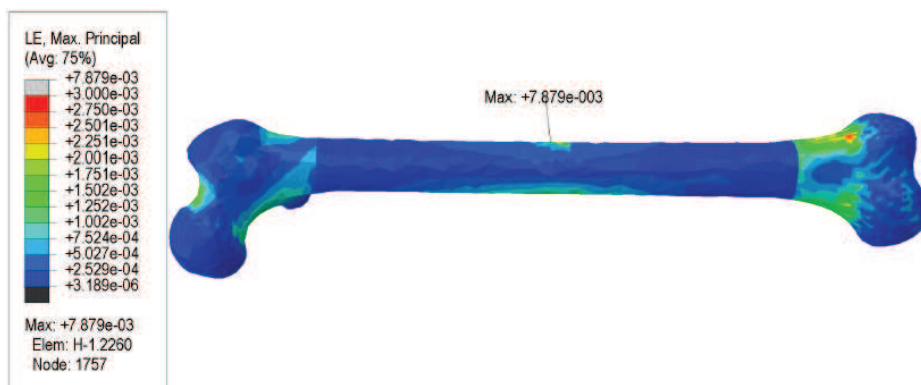


Figura 5.26 Deformaciones logarítmicas principales máximas (tensión) del modelo del fémur sujeto a condiciones de flexión de 3 puntos.

5.2.4 Flexión en 4 puntos

En el caso de flexión en 4 puntos, se utilizaron 2 elementos auxiliares, dispuestos a una cuarta parte de la longitud total entre ambos encastres de las epífisis. La fuerza aplicada en cada elemento fue, al igual que en el caso de flexión en 3 puntos, de 3000 [N] aplicada gradualmente. En la figura 5.27 Se aprecian las condiciones de frontera de dicha condición.



Figura 5.27 Condiciones de frontera del modelo de fémur sometido a flexión en cuatro puntos.

El estado de esfuerzos presentado en el modelo va desde los 127 [MPa] con una fuerza aplicada de 600 [N] en cada elemento, hasta los 188 [MPa] con 900 [N], y 251 [MPa] con 1200 [N] de fuerza aplicada. A pesar de que los valores son ligeramente menores a los presentados por la flexión en 3 puntos, la distribución de esfuerzos abarca zonas más extensas en todo el fémur. En la figura 5.28 se presenta el modelo de fémur con 750 [N] de carga en cada elemento auxiliar.

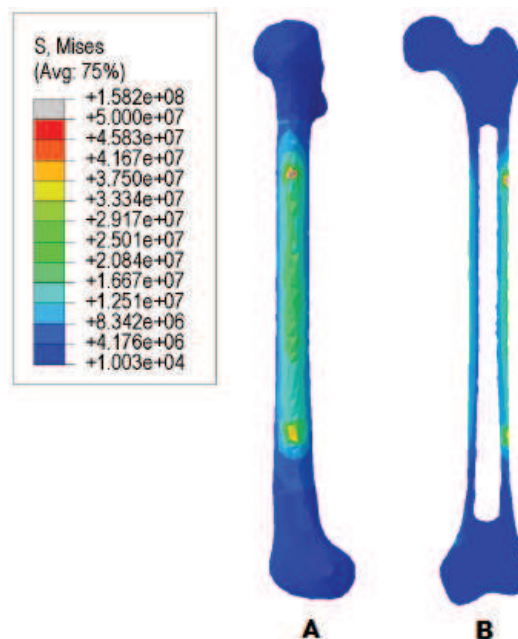


Figura 5.28 Estado de esfuerzos del modelo de fémur sometido a flexión de 4 puntos, con una fuerza aplicada de 750 [N] A) Vista lateral. B) Corte transversal.

En este caso la distribución de esfuerzos se da a lo largo de toda la diáfisis, con valores promedio no mayores a 35 [MPa]. Sin embargo los elevados esfuerzos se presentan directamente en la zona de contacto con los elementos que aplican la carga. A pesar de que son zonas muy reducidas donde se presentan esfuerzos del orden de 158 [MPa], dichos esfuerzos pueden provocar pequeñas grietas que terminan expandiéndose y provocando el colapso de todo el material.

Respecto a las deformaciones presentadas, las máximas principales se presentaron en las epifisis con valores no mayores a los 6 [mm/mm] y ligeramente en la zona lateral interna de la diáfisis, debido a que los puntos donde se aplica la carga provocan un pandeo mayor que en la flexión de 3 puntos. Las deformaciones mínimas principales se dieron en la zona del cuello femoral y en la parte superior de los cóndilos, con valores más considerables que en el caso de las deformaciones máximas principales, del orden de 1.2×10^{-2} [mm/mm].

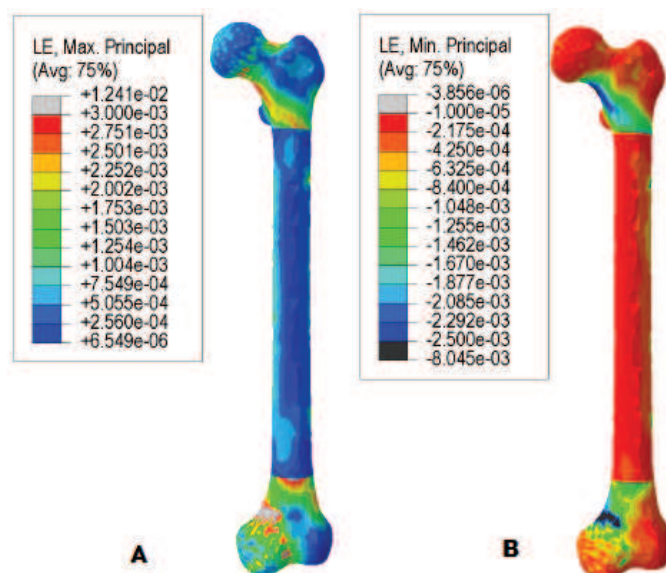


Figura 5.29 Deformaciones logarítmicas principales del modelo del fémur sujeto a flexión de 4 puntos al momento de aplicar 900[N]. A) Máximas B) Mínimas.

5.3 Discusión

Una vez analizadas las condiciones a las que el fémur puede estar sometido comúnmente, tanto in vivo como in vitro, se logro evaluar parte de su comportamiento y la distribución de los esfuerzos y deformaciones en diferentes sollicitaciones. Se observó también que la acción que tienen los

músculos es crucial para mantener su integridad física. También se notó que su configuración natural es la óptima para distribuir las cargas, donde las partes más deformadas son las epífisis, mientras que la carga se transmite a la zona más resistente, que es la diáfisis. A pesar de esta configuración, presenta desventajas respecto a ciertos casos como lo es la torsión, por lo que es conveniente evitar este tipo de condiciones. Las tablas 5.1 y 5.2 muestran los valores máximos presentados en cada simulación.

Tabla 5.1 Valores máximos reportados en las simulaciones in vivo del modelo de hueso femoral

Condición	Esfuerzo [MPa]	Deformación	
		Logarítmica mínima Principal [mm/mm]	Logarítmica máxima Principal [mm/mm]
Estancia de pie	8	5.1×10^{-3}	Despreciable
Estancia sobre un sólo pie	35	1.4×10^{-2}	2.5×10^{-2}
Subida de escalón	55	2×10^{-2}	2.3×10^{-2}
Caída de rodillas	75	4×10^{-2}	9.2×10^{-3}
Sentadilla	70	1.64×10^{-2}	1.2×10^{-2}

Tabla 5.2 Valores máximos reportados en las simulaciones in vitro del modelo de hueso femoral.

Condición	Esfuerzo [MPa]	Deformación	
		Logarítmica mínima Principal [mm/mm]	Logarítmica máxima Principal [mm/mm]
Compresión	130	1.01×10^{-1}	6.1×10^{-2}
Torsión	110 (diáfisis) / 64 (cuello femoral)	6.2×10^{-2}	7.6×10^{-2}
Flexión 3 Puntos	129	1.85×10^{-2}	7.87×10^{-3}
Flexión 4 Puntos	127	1.21×10^{-2}	6.09×10^{-3}

Capítulo 6. Conclusiones

Al final de este trabajo se cumplió con el objetivo de crear un modelo de hueso femoral y se analizó mediante paquetería de elemento finito, validándolo mediante datos reportados en la literatura. La metodología aquí presentada permite crear geometrías complejas uniendo elementos generados de distintas maneras, como el escaneo y las tomografías. Asimismo, se puede elegir el tamaño de la malla final ajustando los parámetros del algoritmo de reconstrucción y del muestreo, logrando obtener mallas tetragonales que son analizadas en la paquetería de elemento finito sin que se presenten errores indeseados debido a su geometría. Otra ventaja es que toda la creación de la malla se realiza en software libre, mientras que las uniones se realizan en Abaqus®, por lo que sólo es necesario contar con la licencia de esta última. En realidad, la paquetería SolidWorks® sólo sirve para verificar la calidad de la malla previa a su exportación a Abaqus®.

En cuanto a las desventajas de la metodología, la mayor es respecto a las particiones, ya que si el elemento a analizar requiere realizar varias particiones para asignar diversos materiales, dichas particiones distorsionan los elementos en la zona de la partición, generando elementos pequeños e irregulares que resultan en valores no deseados a la hora de obtener resultados. Dicho problema se puede solventar de 2 formas: Editando directamente el archivo *.stl, como se realizó en el presente trabajo, o bajo criterio, donde se descartan los resultados de la zona de la partición, dado que se sabe que la zona está distorsionada. Otra desventaja es que la malla ya no puede ser editada en la paquetería de análisis, ya que se importa como una malla huérfana, por lo que todas las mallas estarán constituidas por elementos tetragonales, sin la posibilidad de elegir otro tipo de elementos.

A pesar de que se utilizaron diversas paqueterías para el desarrollo del modelo, no se registró ninguna pérdida de información a la hora de exportar los archivos, tanto si el archivo *.stl tenía codificación binaria o no. También se observó que los archivos *.igs se exportaban con mayor facilidad a la paquetería de análisis que los archivos con extensión *.step, por lo que se recomienda trabajar con los primeros en futuros trabajos.

En cuanto a las propiedades de los materiales, es conveniente seguir utilizando propiedades ortotrópicas, ya que representan de una manera más precisa el comportamiento del material en comparación a utilizar propiedades isotrópicas, debido a la geometría del fémur. Respecto a los

valores de plasticidad del material, pueden seguir descartándose, ya que al tratarse de un material frágil, la zona plástica es casi nula en comparación con la elástica.

Los resultados obtenidos más críticos de las condiciones in vivo fueron los correspondientes a la caída de rodillas y la sentadilla; la sentadilla se analizó con peso extra y la carga se distribuyó en la diáfisis principalmente, por lo que la condición no presenta un estado crítico para el fémur. Sin embargo, la caída sólo se analizó con el peso del individuo y se distribuyó en los dos miembros inferiores. A pesar de esto, la carga se distribuye a lo largo de la diáfisis, la epífisis inferior presenta deformaciones considerables, por lo que se recomienda evitar caídas de este tipo que puedan dañar considerable la zona de la articulación de la rodilla.

Respecto a las condiciones in vitro, todas fueron destructivas, sin embargo la más crítica fue la de torsión, ya que se presentan esfuerzos considerables en la zona del cuello femoral la cual está constituida principalmente por hueso esponjoso, el cual no tiene la misma resistencia que el hueso cortical.

Referente a trabajos a futuro, se recomienda realizar un modelo que delimite las zonas de hueso trabecular y hueso cortical de una forma más natural, y no con una simple partición como se simplificó en este trabajo.

Asimismo, el presente modelo se puede mejorar mediante la adición de elementos tipo Shell que simulen los músculos, así como de elementos tipo beam que desarrollen el papel de los tendones y ligamentos. Otra mejora que puede ser realizada es la optimización del contacto con el acetábulo, por un lado no considerarlo como analíticamente rígido, por otro, contemplar la presencia del líquido en la articulación que ayude a distribuir más uniformemente las cargas en toda la superficie de la cabeza femoral, evitando así la presencia de esfuerzos excesivos en la zona.

Anexo 1. Metodología de generación de un modelo de hueso trabecular 3D

El presente anexo muestra una metodología para generar un modelo de hueso trabecular. En un principio se pensó implementar dicho modelo en uno más complejo que contemplara las zonas cortical y trabecular a detalle, sin embargo ya no se realizó por la cantidad de tiempo que requiere crear a detalle la zona trabecular, además de los altos recursos computacionales que implica su manejo y análisis.

Para el desarrollo de ésta metodología, se utilizaron muestras de hueso trabecular de bovino, debido a la fácil obtención de las mismas, dejando claro así, que lo único extrapolable para realizar un modelo de hueso trabecular humano es la metodología.

A1.1 Preparación del espécimen

Las muestras de hueso trabecular se obtienen de un fémur de res debido a su fácil obtención. A continuación se enlistan los pasos que se siguieron para obtener las muestras:

Inicialmente se lleva a cabo la cocción del hueso para retirar la grasa, asimismo para ablandar los tejidos remanentes y retirarlos con mayor facilidad. Este proceso requiere de una cantidad de tiempo de aproximadamente 5 horas, dependiendo del estado en el que se encuentre el hueso. Se requieren también de cambios de agua en caso de que exista un exceso de las sustancias segregadas. En la figura A1.1 se muestra el hueso después del proceso de cocción. Cabe mencionar que debe estar refrigerado, ya que el poco tejido y la grasa que no se removió por completo comienza a descomponerse.



Figura A1.1 Apariencia del fémur después de la cocción.

Una vez que el fémur está parcialmente limpio, se realizan los cortes. Éstos se eligieron de una manera en la que se apreciaran las principales orientaciones del hueso trabecular. Esto es importante, ya que el modelo a generar depende de la orientación de las trabéculas, por lo que se deben de considerar los planos sobre los cuales se realizan los cortes para tener una ubicación exacta sobre qué zona del fémur que se está modelando. En la figura A1.2 se muestran las partes obtenidas a partir del fémur.



Figura A1.2 Cortes realizados al fémur, correspondientes a la epifisis inferior (Condilos).

Una vez que se tienen los cortes, se cocen de nuevo, esta vez para remover la médula amarilla que contiene el hueso y exponer la zona trabecular. El tiempo que tarda esto es relativamente corto, aproximadamente 1 hora, ya que la médula amarilla es fácil de remover y los cortes ya están parcialmente limpios.

Cuando se tienen los cortes limpios y sin médula, se exponen los cortes a agua oxigenada, con una solución al 3.5%. El tiempo de este proceso es de aproximadamente 12 horas. Al exponer las partes del hueso con agua oxigenada, los cortes se desinfectarán y el hueso cambiará de color a uno blanquecino.

Al tener los cortes ya listos, tan solo se desbasta la superficie para dejarla uniforme. Se tiene precaución al lijar, ya que puede que se desprendan pequeñas partes del hueso y se incrusten dentro del mismo, lo que causará que las muestras obtenidas tengan incrustaciones indeseadas. La figura A1.3 muestra un espécimen ya preparado, del cual se obtuvieron varias muestras para la generación del modelo.

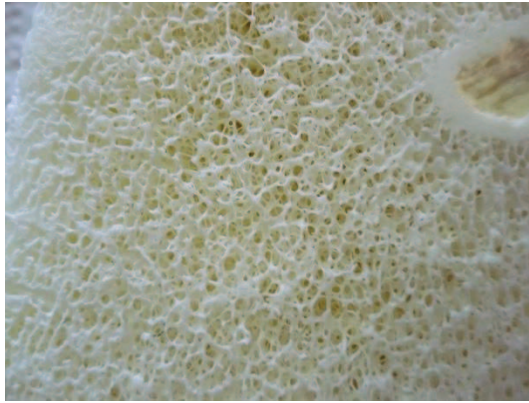


Figura A1.3 Espécimen de hueso donde se aprecia la zona trabecular.

A1.2 Generación del modelo

Una vez que se cuenta con la muestra de hueso trabecular, se toman medidas del mismo para utilizarlas como referencia en la creación del modelo. Esto se logra desbastando el hueso hasta tener un elemento cúbico, que será el patrón a seguir en la paquetería de diseño.

Se miden las trabéculas que se encuentran en las caras del cubo con ayuda de un micrómetro. Una vez caracterizada la superficie mediante el diámetro promedio de la trabécula, se desbastan ligeramente las caras para exponer las partes internas del hueso y realizar nuevas medidas. Una vez que obtenida toda la información sobre el hueso, se genera el modelo en 3D.

Se puede utilizar la paquetería *SolidWorks®* para generar el hueso. Se crearon planos paralelos auxiliares en las direcciones x, y, z, y se utilizaron las medidas obtenidas del hueso para crear las trabéculas en la paquetería.

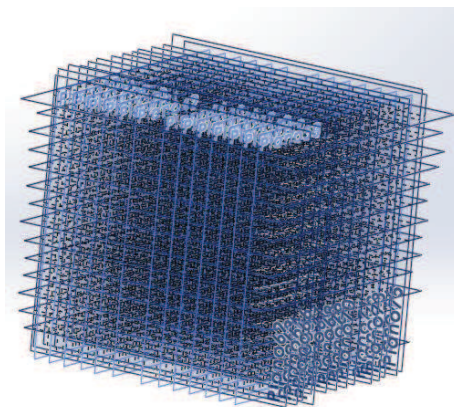


Figura A1.4 Planos auxiliares para la generación de las trabéculas.

Esto se logró con el comando “recubrir”, el cual crea un sólido auxiliándose de bosquejos en planos diferentes, donde además se eligen las características de la parte intermedia generada, como se muestra en la figura A1.5.

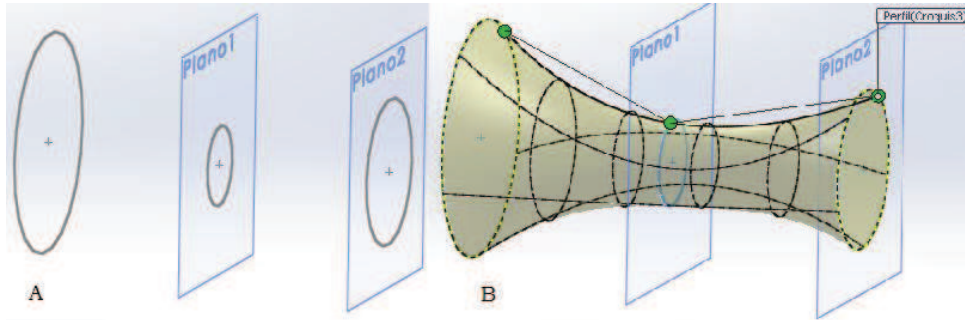


Figura A1.5 Comando ‘Recubrir’ A) Tres planos paralelos con tres diferentes sketches. B) Generación del sólido entre los tres planos auxiliándose en los tres sketches. Nótese que el grosor intermedio se puede editar con los puntos verdes sobre los planos.

Con las medidas, los planos auxiliares, y la ayuda del comando recubrir, se creó el modelo de hueso trabecular. Sin embargo, presenta idealizaciones. La más importante es la geometría transversal. Debido a la difícil caracterización de la sección transversal de las trabéculas, se idealiza utilizando perfiles circulares en lugar de los perfiles semicirculares que en verdad existen. Esto es debido a que el promedio del diámetro de las trabéculas va de entre 80 y 250 micras, por lo que obtener un perfil exacto no es viable ni con un micrómetro.



Figura A1.6 A) Perfil Transversal de una trabécula real. B) Idealización del perfil de una trabécula.

Al final, el modelo queda como se muestra en la figura 7. Cabe recalcar que entre las uniones de las trabéculas existen irregularidades que se presentan como líneas, esto es, la intersección que se da entre los recubrimientos. Estas intersecciones deben de ser arregladas y suavizadas para analizar en la paquetería de elemento finito.

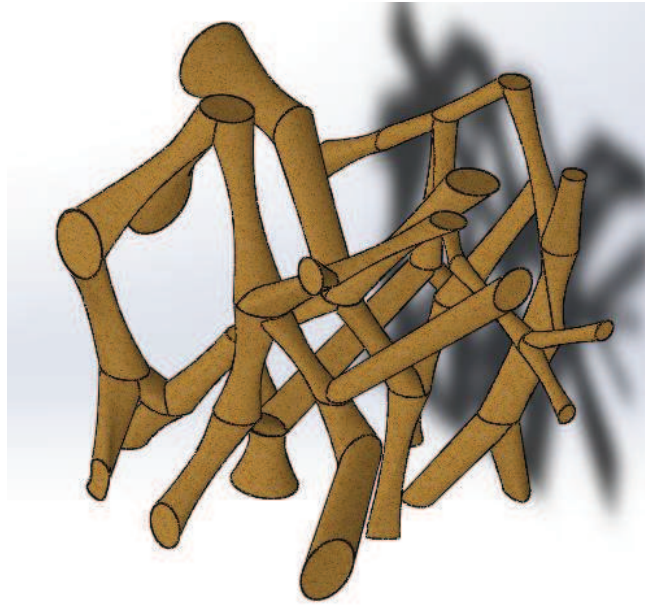


Figura A1.7 Modelo de hueso trabecular generado con recubrimientos. Nótese las intersecciones de las trabéculas.

A1.3 Post Procesamiento

Debido a las irregularidades del modelo en las intersecciones, se trabajó con el archivo *.stl del modelo para arreglar la malla antes de exportar el modelo a la paquetería de análisis. Esto se logra exportando la pieza a la paquetería *MeshLab* exclusiva para trabajar con archivos de este tipo. Aquí se creó una nueva malla con elementos homogéneos, ya que la malla que crea la paquetería *SolidWorks®* no es apta para análisis.

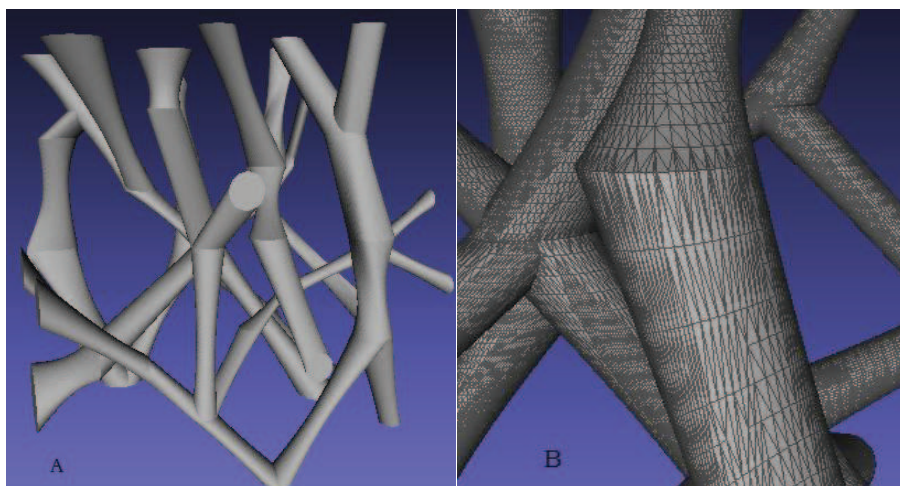


Figura A1.8 A) Modelo proveniente de la paquetería *SolidWorks*. B) Malla irregular del mismo modelo.

Una vez en la paquetería MeshLab, la malla se somete a un 'Sampleo', el cual va a generar una nube de puntos alrededor de la malla. El algoritmo elegido para el sampleo fue el de Disco de Poisson (Poisson-disk Sampling), con el cual se obtiene una distribución de puntos más oportuna para el análisis.

En la paquetería se pueden editar parámetros como lo son el número de puntos, así como la distancia, que es la que definirá el tamaño promedio de los elementos de la malla para el análisis en *Abaqus*®.

Una vez creada la nube de puntos con el algoritmo y los parámetros previamente utilizados, se utiliza el algoritmo de reconstrucción de 'Pivoteo de Pelota' (The Ball-Pivoting Algorithm), para unir todos los nodos y crear así los elementos de la malla.

Una vez generada la malla final, se exporta a Solid Works® como un conjunto de sólidos y se verifica que no existan errores de conectividad, y posteriormente se obtiene el archivo *.igs el cual se llevará a *Abaqus*® para someter a análisis.

Si bien ésta metodología es sólo una propuesta, aún presenta desventajas como el número de mediciones, tiempo de generación y número de elementos, cuestiones con las que se debe seguir trabajando.



Figura A1.9 Modelo de hueso trabecular con errores de conectividad reparados.

Anexo 2. Generación de un modelo 3D de miembro inferior con músculos

El modelo de fémur del presente trabajo puede utilizarse para crear un modelo más complejo que contemple a los músculos de la zona. Dichos músculos pueden ser generados mediante el comando Loft que se revisó en el anexo 1.

Sin embargo, para un modelo más complejo se necesitan estudiar a fondo las propiedades mecánicas del tejido, así como la potencia de cada músculo. Para determinar la potencia de cada músculo es necesario hacer análisis cuantitativos con instrumentación y equipo que registre la actividad de cada uno durante determinadas solicitaciones, como por ejemplo, un brinco. Una vez realizado esto es posible nutrir al modelo con información fehaciente y realizar simulaciones más exactas sobre el comportamiento del miembro inferior que permitan evaluar mejor el comportamiento y la interacción de los ligamentos, tendones y músculos con el fémur.

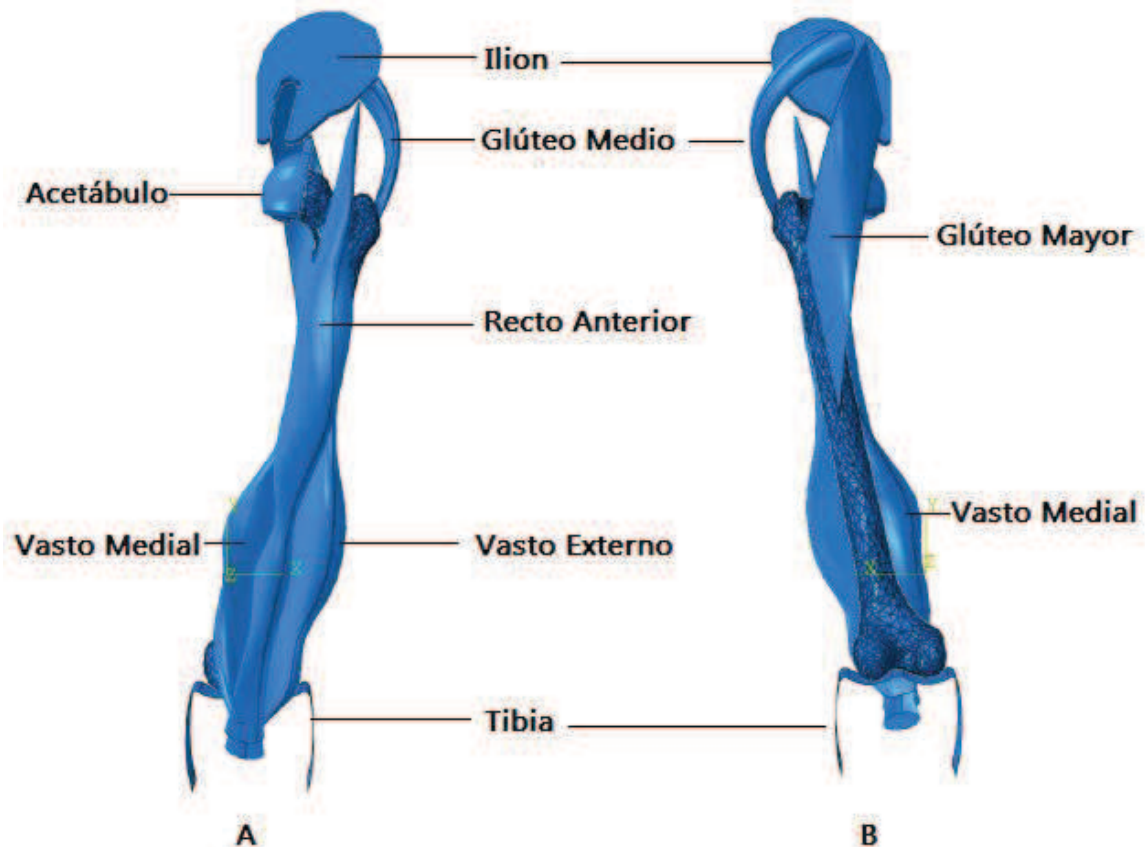


Figura A2.1 Modelo de fémur con los principales músculos A) Vista Anterior. B) Vista Posterior.

Bibliografía

- Abellanas Oar, Manuel; “*Envolvente convexa, triangulación de Delaunay y diagrama de Voronoi: tres estructuras geométricas en una, con muchas aplicaciones*”. Universidad Politécnica de Madrid.
- Au, Anthony G.; Liggins, Adrian B.; Raso, James V.; Carey, Jason; Amirfazli, A.; “*Representation of bone heterogeneity in subject-specific finite element models for knee*”. Computer methods and programs in biomedicine. 2010.
- Bernardini, Fausto; Mittleman, Joshua; Rushmeier, Holly; Silva, Cláudio; Taubin, Gabriel; “*The Ball-Pivoting Algorithm for surface reconstruction*”. IEEE Transactions on visualization and computer graphics, 1999.
- Bessho, Masahiko; Ohnishi, Isao; Matsuyama, Juntaro; Matsumoto, Takuya; Imai, Kazuhiro; Nakamura, Kozo; “*Prediction of strength and strain of the proximal femur by a CT-based finite element method*”. Journal of Biomechanics, 2007.
- Blandine Calais-Germain. “*Anatomía para el movimiento: Introducción al análisis de las técnicas corporales*”, 1ra ed. 7ma reimp. Los libros de la liebre de marzo, 1999.
- Bronner, F. and Worrell, R.V., Eds., “*Orthopaedics, Principles of Basic and Clinical Science*”, CRC Press, Boca Raton, FL, 1999.
- Bryan, Rebecca; Nair, Prasanth B.; Taylor, Mark; “*Use of a statistical modelo of the whole femur in a large scale, multi-model study of femoral neck fracture risk*”. Journal of Biomechanics. 2009.
- Bryan, Rebecca; Nair, Prasanth B.; Taylor, Mark; “*Influence of femur size and morphology on load transfer in the resurfaced femoral head: A large scale, multi-subject finite element study*”, Journal of Biomechanics. 2012.
- Chang, W.C., Christensen, T.M. Christensen, et al., “*Uniaxial yield strains for bovine trabecular bone are isotropic and asymmetric*”, J. Orthop. Res., 17, 582–585, 1999.
- Cignoni, Paolo; Ganovelli, Fabio., “*The VGC Library*”, <http://vcg.isti.cnr.it/~cignoni/newvcglib/html>.
- Corsini, Massimiliano; Cignoni, Paolo; Scopigno, Roberto; “*Efficient and Flexible sampling with blue noise properties of triangular meshes*”. IEEE Transactions on visualization and computer graphics, 2012.
- Cowin, S.C., Ed., *Bone Mechanics*, CRC Press, Boca Raton, FL, 1988.

- Cowin, S.C., *Bone Mechanics handbook*, 2da ed. Boca Raton, FL: CRC Press, 2001.
- Francis, Amrita; Kumar, Veerendra; "Computational Modeling of Human Femur using CT Data for Finite Element Analysis", *Institutional Journal of Engineering Research & Technology*, 2012.
- Gibson, Lorna J; *Biomechanics of cellular solids*, Journal of Biomechanics, Massachusetts Institute of Technology, 2004.
- Gibson, Lorna J.; Ashby, Michael; *Cellular Solids: Structure and properties*, Cambridge University Press, United Kingdom, 1997.
- Grenestedt, Joachim L.; Bassinet, Franck; *Influence of cell wall thickness variations on elastic stiffness of closed-cell cellular solids*. *International Journal of Mechanical Sciences*, Royal Institute of Technology, 2000.
- Harrison, Noel M.; McHugh, Peter E.; *Comparison of trabecular bone behavior in core and whole bone samples using high-resolution modeling of a vertebral body*. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 2010.
- Huberti, H.H.; Hayes, W. C.; "Patellofemoral contact pressures: The influence of Q-angle and tendofemoral contact", *Journal of Bone & Joint Surgery*, 1984.
- Jonkers, Ilse; Sauwen, Nicolas; Lenaerts, Gerlinde; Mulier, Michiel; Vander Pierre, Georges; Jaecques, Siegfried; *Relation between subject-specific hip joint loading, stress distribution in the proximal femur and bone mineral density changes after total hip replacement*. *Journal of Biomechanics*. 2008.
- Kapandji, A.I., "Fisiología Articular: Miembro inferior", 5ª edición, Editorial Médica Panamericana, 1998.
- Knudson, Duane; "Fundamentals of Biomechanics" 2da. Ed. Springer Science+Business Media, 2007.
- Krone, Ryan; Schuster, Peter; "An investigation on the Importance of Material Anisotropy in Finite-Element Modeling of the Human Femur", SAE, 2006.
- Leon Castro, Juan Carlos; Galvez Dominguez, Diana Maria; Arcas Patricio, Miguel Angel; Garcia Lucas, Isabel; Pellicer Alonso, Maria; Paniagua Roman, Sixto; *Manual de fisioterapia. Módulo III. Traumatología, afecciones cardiovasculares y otros campos de afectación*. Editorial MAD, España, 2004.
- Manaster, B. J.; *Adult Chronic Hip Pain: Radiographic Evaluation*, RadioGraphics, 2000.

- Maquet, P. G.; Vandberg A.J.; Simonet, J.C.; *"Femorotibial weight bearing areas: experimental determination"*, Journal of Bone & Joint Surgery, 1975.
- Mc Donnell, P.; Harrison, N.; Lohfeld, S.; Kennedy, O.; Zhang, Y.; Mc Hugh, P.E.; *Investigation of the mechanical interaction of the trabecular core with an external shell using rapid prototype and finite element models*. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials.
- Muñoz J. *Atlas de mediciones radiográficas en ortopedia y traumatología*. Mac-graw Hill interamericana. México. 2011.
- Nahass, B. E.; Madson, M. M.; Walker, P. S.; *"Motion of the knee after condylar resurfacing: an in vivo study"*, Journal of Biomechanics, 1991.
- Netter, Frank H.; *Atlas de anatomía humana*. Editorial Elsevier Masson, 2012.
- Nordin, Margareta; Frankel, Victor Hirsch; *"Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System"*, Lippincott Williams & Wilkins, 2001.
- J. Planell, *Bone Repair Biomaterials*, Woodhead Publishing Limited & CRC Press, 2009.
- Qian, Jing-Guang; Song, Yia-Wei; Tang, Xiao; Zhang, Songning; *Examination of femoral-neck structure using finite element model and bone mineral density using dual-energy X-ray absorptiometry*. Clinical Biomechanics. 2009.
- Ramírez, Edgar I., *"Desarrollo de un modelo micromecánico para las predicción de las propiedades de hueso mediante paquetería de elemento finito,"* Maestría, Facultad de Ingeniería, UNAM, México, 2007.
- Ramírez D., Edgar I.; Ortiz P., Armando; Shouwenaars F., Rafael; Ruiz C., Osvaldo; *Modelado de hueso trabecular mediante paquetería de elemento finito basándose en estructuras de Voronoi*. Ingeniería Mecánica. Tecnología y desarrollo. Facultad de Ingeniería, UNAM. 2007.
- Ramos, A.; Simoes, J.A.; *Tetraedral versus hexahedral finite elements in numerical modeling of the proximal femur*. Medical engineering and Physics. 2006.
- Rietbergen, B. van; Weinans, H.; Huiskes, R., Odgaard, A.; *A new method to determine trabecular bone elastic properties and loading using micromechanical finite-element models*. Journal of Biomechanics, 1995.
- Ruiz C., Osvaldo; Ortiz P., Armando; Ramírez D., Edgar I.; Jacobo A., Víctor H.; *Generación de modelos paramétricos de hueso esponjoso utilizando estructuras de voronoi*. Congreso Internacional Anual de la SOMIM. Facultad de Ingeniería, UNAM, 2008.

- San Antonio, T., Ciaccia, M., Müller-Karger, C., Casanova, E., "Orientation of orthotropic material properties in a femur FE model: A method based on the principal stresses directions", *Medical Engineering & Physics*, 2012.
- Seo, Jeong-Wong; Choi, Jin-Seung; Kang, Dong-Won; Bae, Jae-Hyuk; Tack, Gye-Rae; "Differences in Stress and Total Deformation Due to Muscle Attachment to the Femur", *International Journal of Mechanical and Biological Sciences*, 2012.
- Schneck, Daniel J, *Mechanics of hard tissue, Biomechanics: principles and applications*, CRC Press, 2003.
- Shi, Xiutao, *Effects of Architecture on Microdamage: Susceptibility in trabecular bone* Doctorado, Universidad de Notre Dame, Indiana, 2010.
- Silva, Matthew J.; Hayes, Wilson C.; Gibson, Lorna J.; *The effects of non-periodic microstructure on the elastic properties of two-dimensional cellular solids*, *International Journal of Mechanical Sciences*, Gran Bretaña, 1995.
- Solano U., Antonio. *Las leyes de la Ortopedia*. Revista Colombiana de Ortopedia y Traumatología, 2006.
- Taylor, M. E., Tanner, K. E., Freeman, M. A. R., Yettram, A. L., "Stress and strain distribution within the intact femur: compression or bending?", *Medical Engineering & Physics Journal*, 1996.
- Tulleken, Herman. "Poisson Disk Sampling, Randomized object placement", *Devmag: A game development magazine*; No. 21, Sudáfrica, marzo 2008.
- <http://en.wikipedia.org/wiki/Bone>, Imagen, Fecha de consulta 10/01/13.
- http://es.123rf.com/photo_6681924_esqueleto-humano-bajo-los-rayos-x-procesamiento-3d.html, Imagen, Dmytro Demianenko 20/01/13.
- http://gonzaloatch-heroesdelabismo.blogspot.mx/2010_05_01_archive.html, Imagen, Gonzalo A., Fecha de consulta 12/01/13..
- webs.uvigo.es/mmegias/guiada_a_oseo.php, Imagen, Fecha de consulta 15/12/13.
- www.britannica.com, Imagen, "Encyclopædia Britannica Online", "Osteon", Fecha de consulta 07/12/12.

-
- www.brsoc.org.uk/gallery/index.html, Imagen. Boyde, Alan. Bone Research Society, Fecha de consulta 20/01/13.
 - www.cg-node.com, Imagen, Fecha de consulta 18/08/13.
 - www.monografias.com/trabajos37/sistema-osteomuscular/sistema-osteomuscular2.shtml Imagen, Fecha de consulta 12/01/13.
 - www.movementsofthehuman.blogspot.com, Imagen, Fecha de consulta 14/08/13.
 - www.puntofape.com, Imagen, Fecha de consulta 18/08/13.
 - www.studyblue.com/notes/note/n/human-anatomy-lab-unit-1/deck/1083113, Imagen, Fecha de consulta 20/08/13.