



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE INGENIERÍA

"Aplicación del método del elemento finito para la prevención de las fracturas de cadera producto de la osteoporosis."

T E S I S QUE PARA OBTENER EL
TÍTULO DE INGENIERO MECÁNICO
PRESENTA

Francisco Javier Tovar López

Director: Dr. Víctor Manuel Domínguez Hernández.

Codirector: M. en I. Miguel Ángel Cruz Morales



México 2004.



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

Agradecimientos

- Al Centro Nacional de Rehabilitación (CNR).

- Proyecto CONACYT J34778-U “Aplicaciones del método del elemento finito a la biomecánica de prótesis, implantes y estructuras óseas en ortopedia y rehabilitación”.

A la UNAM, factor de cambio imprescindible de nuestra sociedad, por hacerme sentir orgulloso de México.

A la Facultad de Ingeniería, por su invaluable legado de formación.

Al Dr. Víctor Domínguez por abrirme las puertas del Laboratorio y por su amistad.

Al Laboratorio de Biomecánica del CNR. En especial a Víctor Araujo, Pedro Lomelí y a la Sra. Odilia Bravo, por enseñarme que el verdadero valor del trabajo está en la actitud.

Al Ing. Miguel Ángel Cruz por su apoyo.

Al Dr. Carlos Barquín por su amistad cálida y sincera.

A SAFIR, por todo lo que ha significado. Porque ahí he conocido estrellas terrenales, muy especialmente a los fundadores, a mis contemporáneos MAS², Ixchel, Sam, Erik y al presente: Viko, Isaac, Fer, Efrén, Liz, Oziel, David, Marisol, Adalberto, Ibet, Julio, Homar, por creer y continuar el viaje sideral.

A Alex Farah, por ser un gran amigo, maestro e ingeniero.

A Pablo Álvarez por sus consejos inter-atlánticos durante la carrera.

A Carlos Escobedo por su amistad y aquel último empujón hacia la biomédica.

A Toño, Ricardo, Iván, Vane, Julio, Rubén, Valeria, Ale, Luis, Juan Manuel, Luis Ramón

Al Grupo55. Especialmente a Bomba, Hugo, Juan, Héctor y Pepe. Yo cuido tu espalda.

A Reyna, Arturo, Julio, Oscar y Rafael, por ser pioneros de la ingeniería biomédica en la Facultad.

A Salvador Rivera y Aline Lara.

A Bibi y a Jordi por tener las ganas y el deseo de hacer cosas en grande.

A todos mis compañeros y profesores que tuve durante la carrera y a los amigos que hice.

A los llenos del 400-B.

A mi familia Tovar y a mi familia López. En especial a Alex y Hectorin.

A Sammy por todo su apoyo y paciencia...

Dedicada muy especialmente y con todo mi cariño a Benjamín Tovar y Silvia López, con toda mi admiración por la calidad de seres humanos que son y porque sin su apoyo el llegar hasta aquí hubiera sido imposible. A mis hermanos Benji y Gretel.

ÍNDICE

Notación, símbolos y prefijos	iii
Índice de figuras y tablas	iv
Capítulo I. Definición del problema	
1.1 Planteamiento	1
1.2 Objetivo	5
1.3 Hipótesis	5
1.4 Justificación	5
1.5 Metodología	6
Referencias	8
Capítulo II. Marco teórico	
2.1 Estructura y biología del hueso	9
2.1.1 Clasificación de los huesos	9
2.1.2 Hueso cortical y trabecular	9
2.1.3 Hueso inmaduro y laminar	11
2.1.4 Tipos de hueso laminar	11
2.1.5 Periostio	12
2.1.6 Alimentación de sangre al hueso	13
2.1.7 Células del hueso	14
2.1.8 Matriz ósea	18
2.1.9 Mineralización	19
2.2 La remodelación ósea y los esfuerzos en el hueso	22
2.2.1 Remodelación ósea	22
2.2.2 Remodelación fisiológica	22
2.2.3 Remodelación adaptativa	23
2.2.4 Métodos de estudio de los esfuerzos y las deformaciones en los huesos	23
2.2.5 El papel de los esfuerzos en la arquitectura ósea. Revisión histórica	25
2.2.6 El efecto de los esfuerzos en el crecimiento y restauración del hueso.	26
2.3 El fémur	27
2.3.1 Anatomía del fémur	27
2.3.2 Orientación de la cabeza femoral	29
2.3.3 Sistemas de trabéculas	30
2.3.4 Zonas críticas	31
2.4 Fisiología de la articulación de la cadera	32
2.4.1 Ejes de movimiento del miembro inferior	32
2.4.2 Movimientos básicos de la cadera	33
2.4.3 Músculos actores en los diferentes movimientos	36
2.5 La osteoporosis	37

2.6	<i>Fundamentos de la mecánica de materiales</i>	38
2.6.1	<i>Introducción</i>	38
2.6.2	<i>Conceptos y Leyes fundamentales</i>	38
2.6.3	<i>Concepto de esfuerzo y deformación</i>	39
2.6.4	<i>Propiedades mecánicas</i>	44
2.6.5	<i>Anisotropía</i>	46
2.6.6	<i>Relaciones Esfuerzo-Deformación</i>	47
2.6.7	<i>Esfuerzos de von Mises y Cortantes Máximos</i>	51
2.7	<i>Propiedades mecánicas del hueso</i>	53
2.8	<i>Análisis por Elemento Finito</i>	54
2.8.1	<i>Introducción al análisis por Elemento Finito</i>	54
2.8.2	<i>Descripción general del análisis por Elemento Finito</i>	55
	<i>Referencias</i>	59
Capítulo III. Construcción del modelo de elementos finitos		
3.1	<i>Aproximación de la geometría en 3D</i>	60
3.2	<i>Propiedades mecánicas asignadas</i>	63
3.3	<i>Tamaño de malla y tipo de elemento</i>	66
3.4	<i>Pruebas realizadas al modelo</i>	69
3.4.1	<i>Convergencia y tiempo de solución</i>	69
3.4.2	<i>Propiedades mecánicas</i>	72
3.4.3	<i>Estimación del valor del esfuerzo</i>	72
3.5	<i>Aproximación de las condiciones de frontera</i>	75
3.5.1	<i>Músculos actores en los movimientos</i>	75
3.5.2	<i>Magnitud y dirección de las fuerzas musculares</i>	76
3.6	<i>Casos de estudio</i>	78
	<i>Referencias</i>	82
Capítulo IV. Análisis de Resultados		83
4.1	<i>Comparación cualitativa de la distribución de los esfuerzos</i>	84
4.2	<i>Comparación numérica de los valores de esfuerzos</i>	87
4.3	<i>Matriz de decisión</i>	88
	<i>Referencias</i>	89
Capítulo V. Conclusiones		90
5.1	<i>Conclusiones generales</i>	90
5.2	<i>Conclusiones particulares</i>	91
5.3	<i>Trabajo futuro</i>	92
Anexo		
	<i>Anexo A. Descripción general del Elemento Solid 92.</i>	93
Glosario		94

Notación, símbolos y prefijos

Σ	Suma	E	módulo de Young o Elasticidad
F	Fuerza	ν	módulo de Poisson
L	momentum lineal	G	módulo de Corte
m	masa	$C_{[ij]}$	constantes elásticas
v	velocidad	μ	constante de Lamé (módulo de Corte)
ρ	densidad	λ	constante de Lamé (sin interpretación física)
a	aceleración	$\sigma_{[1,2,3]}$	esfuerzos principales
$f_{[i]}$	componente de la fuerza en tal eje	σ_{avg}	esfuerzo promedio
$a_{[i]}$	componente de la aceleración en tal eje	σ_{vM}	esfuerzo de von Mises
T	Tensor de esfuerzos	u	energía por unidad de volumen
t	vector de esfuerzos en un plano	$\frac{d}{dt} []$	operador diferencial con respecto al tiempo
σ	esfuerzo normal	$\frac{\partial}{\partial x} []$	derivada parcial con respecto a x
τ	esfuerzo cortante	$div []$	operador divergencia
$[]^T$	vector o tensor transpuesto		
ε	deformación normal		
$\frac{1}{2}\gamma$	deformación cortantes		
L_1	longitud inicial		
δ_1	cambio de longitud		
f_1	fuerza de tensión axial		
A_x	área transversal		
ψ	ángulo útil para la definición de def. cortante		

Prefijos

1 K	1 kilo = $1 \times 10^3 = 1\ 000$
1 M	1 Mega = $1 \times 10^6 = 1\ 000\ 000$
1G	1 Giga = $1 \times 10^9 = 1\ 000\ 000\ 000$

ÍNDICE DE FIGURAS Y TABLAS

Figura 2.1.2. Partes de un hueso largo.	10
Figura 2.1.4. Estructura interna del tejido óseo.	12
Figura 2.2.4. Estudios de fotoelasticidad de transmisión.	24
Figura 2.3.1. Anatomía de un fémur.	28
Figura 2.3.2. Orientación de la cabeza femoral.	30
Figura 2.3.3. Sistema de trabéculas de la cabeza femoral.	31
Figura 2.4.1. Ejes de movimientos de la cadera.	32
Figura 2.4.2. Movimientos de flexión de la cadera.	33
Figura 2.4.3. Movimientos de extensión de la cadera.	34
Figura 2.4.4. Movimientos de abducción de la cadera.	35
Figura 2.4.5. Movimientos de aducción de la cadera.	36
Figura 2.6.3.1.a. Concepto de esfuerzo normal.	40
Figura 2.6.3.1.b. Concepto de esfuerzo cortante.	40
Figura 2.6.3.1.c. Concepción de esfuerzos de un sistema de fuerzas actuando sobre un cuerpo.	41
Figura 2.6.3.2. Concepto de deformación lineal y deformación angular.	44
Figura 2.6.4.1. Curva típica de esfuerzo deformación para un sólido elástico.	45
Figura 2.6.4.2. Representación de la extensión uniaxial.	46
Figura 3.1.1 Radiografía de los cortes tomográficos practicados al paciente.	60
Figura 3.1.2. Puntos característicos de un corte tomográfico	60
Figura 3.1.3. Construcción de polilíneas a partir de los puntos.	61
Figura 3.1.4. Polilíneas segmentadas de la cabeza femoral	61
Figura 3.1.5. Construcción de áreas a partir de las polilíneas.	61
Figura 3.1.6. Áreas del modelo y volumen final.	62
Figura 3.1.7. Aproximación de la región condilar por medio de un trapecoide	62
Figura 3.1.8. Comparación del modelo de fémur.	63
Figura 3.1.9. Esquema de un corte transversal de la cadera derecha.	63
Figura 3.1.10. Distribución de los materiales asignados.	65
Figura 3.3.1. Vistas del modelo de elementos finitos del fémur	67
Figura 3.3.2. Modelo de elementos finitos del fémur.	68
Figura 3.4.1. Convergencia del modelo	70
Figura 3.4.2. Tiempo en obtener la solución	70
Figura 3.4.3. Modelo de elementos finitos de tamaño 0.015 y 0.009	71
Figura 3.4.4. Detalle del canal intramedular con un tamaño de malla de 0.01	71
Figura 3.5.2.1. Mediciones en vivo de las fuerzas musculares de <i>Hip Joint Loading</i>	77
Figura 3.5.2.2. Aplicación del software <i>Hip Joint Loading</i>	77

Figura 3.6.1. Contacto con la cadera en donde se restringen los grados de libertad de las áreas	79
Figura 3.6.2. Diagrama de cuerpo libre para la flexión.	79
Figura 3.6.3. Diagrama de cuerpo libre para la extensión.	80
Figura 3.6.4. Diagrama de cuerpo libre para la abducción.	81
Figura 3.6.5. Diagrama de cuerpo libre para la aducción.	81
Figura 4.1.1. Distribución de esfuerzos para la flexión.	85
Figura 4.1.2. Distribución de esfuerzos para la extensión.	85
Figura 4.1.3. Distribución de esfuerzos para la abducción.	86
Figura 4.1.4. Distribución de esfuerzos para la aducción.	86
Figura 4.2.1. Selección de los 2,525 nodos de la zona crítica.	87
Figura 4.2.2. Comparación estadística de esfuerzos.	87
Tabla 2.4.3.1. Músculos actores y posibles movimientos producidos.	36
Tabla 2.7. Comparación de propiedades mecánicas.	53
Tabla 3.2. Propiedades mecánicas asignadas al modelo.	66
Tabla 3.4.1. Valores de las pruebas de convergencia y tiempo de solución	69
Tabla 3.4.2. Pruebas de propiedades mecánicas	72
Tabla 3.5.1. Funciones musculares	76
Tabla 3.5.2. Magnitudes de las fuerzas musculares y funciones	78
Tabla 3.6.1. Condiciones de frontera para la flexión.	79
Tabla 3.6.2. Condiciones de frontera para la extensión.	80
Tabla 3.6.3. Condiciones de frontera para la abducción.	80
Tabla 3.6.4. Condiciones de frontera para la aducción.	81
Tabla 4.3. Matriz de decisión	88

“the objective of orthopedic science is creating the biological and mechanical environment in the musculoskeletal tissues which allows them to heal, adapt and maintain themselves”.

Rik Huiskes¹

Capítulo I. Definición del problema

1.1 Planteamiento

Hoy en día múltiples disciplinas de la ciencia enfocan sus esfuerzos, investigaciones y recursos al área de la salud humana. Tanto la diversidad como la complejidad de los problemas de salud marcan la pauta para emplear los últimos conocimientos y las herramientas más poderosas con el fin de encontrar la respuesta a tales problemas con el fin de mejorar la calidad de vida del ser humano. Para lograr tales objetivos es necesaria en muchas ocasiones la interacción de más de una disciplina científica.

La ingeniería mecánica también se suma a tales esfuerzos. De la suma de ésta, con la medicina y la biología, se deriva una especialidad llamada biomecánica, la cual estudia la estructura y función de los sistemas biológicos aplicando los principios de la mecánica.

Uno de los campos con mayor interacción de la biomecánica en la medicina es la ortopedia, por la naturaleza misma de esta última, que estudia el sistema músculo esquelético y la mecánica que estudia el movimiento.

Dentro de los problemas de salud en la ortopedia más graves se encuentra la osteoporosis.

La osteoporosis es una enfermedad esquelética sistémica caracterizada por una disminución de la masa ósea y pérdida de la microarquitectura del tejido óseo, con el consecuente incremento de la fragilidad y susceptibilidad al riesgo de fractura.² Las principales fracturas como consecuencia del padecimiento de osteoporosis son de muñeca, columna y cadera. Esta enfermedad del sistema músculo-esquelético, se presenta con mayor frecuencia en las mujeres después de la menopausia (mayores de 50 años).³

La ciencia ha encontrado que la salud del sistema esquelético está determinada por los siguientes factores que interactúan entre si a lo largo de la vida del ser humano: genéticos, dietéticos, hormonales y mecánicos.^{4,5} Las investigaciones actuales de múltiples disciplinas científicas sobre osteoporosis se enfocan a estudiar estos cuatro factores para mejorar la calidad del sistema óseo.

Los huesos además de servir como reservorio de calcio para el organismo, sostén y protección, están sometidos a un remodelado continuo mediante procesos de formación y absorción. A partir de los 25 años, edad promedio en donde los huesos alcanzan su mayor densidad (pico de masa

ósea), se inicia progresivamente la pérdida de pequeñas cantidades de hueso.³ Tal situación es gobernada por los factores genéticos, mismos que también controlan las características óseas de cada raza. Una de las metas de la ingeniería genética es encontrar el código genético que desencadena esa pérdida progresiva de hueso, para así atenuarla o evitarla.

Los factores dietéticos se relacionan con las situaciones de aporte y pérdidas de calcio que ocurren en el organismo por el consumo de ciertos insumos. Una nutrición adecuada ayuda a mantener la salud de los huesos, sobre todo el aporte de calcio normal desde la infancia. Así mismo, el consumo de tabaco, café, alcohol y sal, contribuyen a disminuir la densidad de los huesos. Las investigaciones actuales en este campo de la nutrición, buscan métodos para que el aporte de calcio al organismo sea más eficiente en personas con problemas de baja densidad ósea.

Los factores hormonales tienen que ver principalmente con los estrógenos, debido a que dicha hormona ayuda a fijar calcio al hueso.⁵ Cuando en las mujeres los niveles de estrógenos disminuyen considerablemente debido a la menopausia fisiológica o a la extirpación quirúrgica de los ovarios, se produce una rápida pérdida de hueso. En la actualidad, la mayoría de las investigaciones acerca de la prevención y el tratamiento de la osteoporosis, tienen que ver con terapias de reemplazo hormonal de estrógenos, mismas que se administran mediante medicamentos conocidos como antiresortivos, porque evitan la resorción del calcio de los huesos.

El último factor, el mecánico, es el que hace que los huesos sean más resistentes ante la presencia de estímulos mecánicos. La actividad física se recomienda para tener una densidad ósea saludable y con ello huesos resistentes, o bien en el tratamiento de rehabilitación después de una fractura. A esta línea, corresponde la investigación del presente trabajo.

Sin duda alguna, el mejor tratamiento para la osteoporosis es la prevención. Una combinación adecuada de los cuatro factores anteriores contribuye a tener huesos sanos. Aquellos que están a la mano de cualquier persona son los dietéticos y los mecánicos. Los factores hormonales dependen de cada persona y cuando exista alguna terapia de reemplazo hormonal debe ser solamente bajo estricta prescripción médica. En lo que respecta a los factores genéticos, poco se pueden modificar, debido a que la información genética que regula el desarrollo del hueso está determinada desde el momento de la concepción del ser humano y no es alterable. Sin embargo la genética puede resultar muy útil para identificar a las personas que tienen mayor riesgo de padecer osteoporosis.

Por tanto, una dieta adecuada de calcio y el ejercicio físico durante la adolescencia y la juventud, puede incrementar el pico de masa ósea, lo cual redundará en una reducción de la pérdida de hueso y en un menor riesgo de fractura en años posteriores.

El porque el ejercicio físico ayuda a la salud del hueso, es una evidencia biomecánica de cómo en la naturaleza interactúan la mecánica o el movimiento y la biología o el tejido óseo. Existe una dependencia entre el estímulo mecánico que recibe el hueso y la calidad de densidad mineral ósea. Dicha dependencia es conocida técnicamente como remodelación ósea, el cual es un fenómeno fisiológico que le permite al hueso adaptarse paulatinamente a su entorno biológico y mecánico.⁵

Varios científicos, desde Galileo Galilei (1638), sospechaban ya la existencia de la relación entre el estímulo mecánico y el tamaño y la densidad del hueso. Galileo observó que huesos fuertes, cortos y gruesos correspondían a individuos que realizan actividades físicas pesadas, por el contrario huesos largos y ligeros correspondían a individuos aptos para la velocidad.⁶

En particular, una de las ideas más elaboradas fue propuesta por Wilhelm Roux en 1881, quien observó que la adaptación del hueso es el resultado de un mecanismo regulador cuantitativo. Sugirió que la formación y la adaptación funcional de la arquitectura trabecular en el hueso, es regulada localmente por células, gobernadas por estímulos mecánicos.⁷

Existen dos tipos de remodelación ósea, la funcional y la adaptativa. La remodelación funcional se encarga de que los componentes minerales del hueso se recambien constantemente sin alterar la forma y la densidad, manteniendo a los huesos saludables. Por otro lado la remodelación adaptativa, se encarga de intercambiar componentes minerales entre el hueso y la sangre alterando la forma y la densidad del tejido óseo de acuerdo a las necesidades mecánicas.⁵ Ambos procesos fisiológicos actúan a lo largo de vida del ser humano. La remodelación adaptativa se debe a que las células óseas, conocidas como osteocitos, son capaces de sentir el estímulo mecánico y ordenar la formación o absorción de hueso. El tipo de estímulo mecánico y la fisiología de los osteocitos para responder ante las necesidades mecánicas, aun no han sido identificados plenamente. Sin embargo, la evidencia teórica y experimental del estado del arte actual, sugiere que los osteocitos son activados por esfuerzos cortantes producidos por el flujo del fluido intersticial de los canalículos de la matriz ósea. Actualmente científicos continúan investigando las variables mecánicas y biológicas de la remodelación ósea.⁸

Para estudiar el estímulo mecánico, en este caso particular los esfuerzos, se utilizan los fundamentos de la mecánica de materiales. Dicha rama de la mecánica estudia la relación entre la geometría, las propiedades mecánicas, las fuerzas involucradas en los cuerpos, los esfuerzos y las deformaciones.

En problemas de alta complejidad, la solución de las ecuaciones de la mecánica de materiales se realiza mediante métodos numéricos. La solución de las ecuaciones del modelo que describen al fenómeno en estudio se realiza mediante métodos numéricos, pues normalmente no existe una solución analítica. Uno de tales métodos es el de los elementos finitos, el cual consiste en realizar una discretización del medio a través de pequeñas partes o elementos.

Por lo tanto, el planteamiento de posibles soluciones a problemas de densidad mineral es viable con el método de los elementos finitos, dado que la remodelación adaptativa es activada por una variable mecánica, los esfuerzos.

La idea de prevenir las fracturas fortaleciendo al hueso en zonas susceptibles, utilizando la remodelación ósea, fue lo que motivó el análisis de esfuerzos que se presenta en esta tesis. Aplicando los resultados del análisis de esfuerzos se buscará inducir la remodelación ósea en zonas susceptibles del fémur, y por tanto evitar fracturas producto de una densidad mineral ósea baja, o bien de huesos con osteoporosis.

Dentro de las fracturas que se presentan como consecuencia de padecer osteoporosis, se estudiará la forma de fortalecer el cuello femoral para evitar las fracturas de cadera.

La zona en donde la cadera se fractura comúnmente, es el cuello femoral debido a su constitución anatómica y mecánica, misma que durante una pérdida de calcio progresiva se torna más vulnerable.

El presente trabajo consistió en construir un modelo de elementos finitos de un fémur y hacer un estudio de las condiciones de frontera de los movimientos de la cadera, con el fin de comparar los esfuerzos en el cuello femoral, en cuatro configuraciones diferentes: flexión, extensión, abducción y aducción de la cadera.⁹ Los resultados serán útiles para la medicina en rehabilitación pues ayudarán a determinar cuales movimientos podrían inducir la remodelación ósea y por tanto fortalecer zonas susceptibles a sufrir fracturas en la cabeza femoral.

Para construir el modelo de elementos finitos se reprodujo la geometría mediante tomografías, en tanto que las propiedades mecánicas y las fuerzas musculares fueron obtenidas en bibliografía especializada.

1.2 Objetivo

Desarrollar un modelo de elementos finitos de un fémur para comparar el estado de esfuerzos en el cuello femoral, producido por la flexión, extensión, abducción y aducción de la cadera.

1.3 Hipótesis

Dado que los cuatro movimientos considerados de la cadera, son producto de la acción de diferentes músculos, tales movimientos producen diferentes estados de esfuerzos en el cuello femoral. Por lo tanto se plantea que el estado de esfuerzos más alto, podría inducir la remodelación ósea adaptativa en las zonas susceptibles más rápidamente que el resto de los estados, obteniendo un incremento en la densidad mineral ósea del hueso.

1.4 Justificación

La osteoporosis es un problema de salud pública grave. Es la causa principal de fracturas óseas en mujeres posmenopáusicas y ancianos, población que en nuestro país se estima de 6 674 475, y se piensa que para los años 2005 y 2010 se incremente en un 20% y 35% respectivamente. El 80 por ciento de las personas afectadas por la osteoporosis son mujeres. En México no se conoce con precisión la magnitud del problema, pero se calcula que al año ocurren 3 000 fracturas de cadera provocadas por la osteoporosis, con un costo aproximado de 160 millones de dólares.²

Aunque ya existen terapias de ejercicios de rehabilitación que buscan incrementar la actividad física y con ello aumentar la densidad mineral ósea de la cadera para personas con susceptibilidad a sufrir fracturas de cadera, dichas terapias no son desarrolladas para incrementar la densidad mineral ósea en un sitio específico. Una de las interrogantes que éste trabajo puede ayudar a resolver es conocer la acción específica de ciertos movimientos sobre zonas determinadas de la cabeza del fémur.

Algunas de las desventajas que las terapias convencionales presentan son:

- Problemas de salud distintos a la osteoporosis, característicos de personas de edad avanzada, dificultan a pacientes el realizar una actividad física que involucre un gran número de músculos.
- Existe cierto grado de ineficiencia en la actividad física debido a la incertidumbre del efecto del estímulo mecánico en el sitio de interés.

De obtener resultados favorables en el presente estudio, se tendrían las bases para desarrollar una terapia de rehabilitación con movimientos simples de la cadera que logre incrementar la densidad mineral ósea en zonas susceptibles, previamente determinadas. Una vez estudiado el efecto de los cuatro movimientos básicos de la cadera, se constituirá debidamente programada por un médico especialista, una terapia de rehabilitación para pacientes con huesos debilitados, para de esta forma disminuir el riesgo de sufrir fracturas de cadera producto de la osteoporosis.

1.5 Metodología

En el presente trabajo se desarrolla un análisis de esfuerzos en el cuello femoral mediante el método de los elementos finitos, utilizando el *software Ansys versión 6.1*.

Para la reconstrucción de la geometría del fémur, se practicaron cortes tomográficos cada 5 mm. a un paciente masculino de 70 kilos, 1.74 m de estatura, 27 años y aparentemente sano, por medio del tomógrafo computarizado del Centro Nacional de Rehabilitación modelo *Somatron AR Siemens*. A partir de tales cortes, se procedió a obtener puntos característicos que aproximan la geometría del hueso del paciente, por medio de un *software* de diseño asistido por computadora. Dichos puntos característicos fueron almacenados y reproducidos en el software de elemento finito para ir construyendo la geometría. Por medio de esos puntos se procedió a formar polilíneas, posteriormente áreas y finalmente volúmenes.

La asignación de propiedades mecánicas y el tipo de elemento empleados en los modelos, fue realizada con base en bibliografía especializada. La designación del tamaño de malla se decidió tomando en cuenta la convergencia del modelo, la capacidad de procesamiento del equipo de cómputo, el tiempo empleado en la solución, la exactitud requerida en la misma, así como el límite de nodos impuestos para una licencia universitaria del software.

Para determinar las condiciones de frontera se estudió cada uno de los cuatro casos que se analizaron y con base en la bibliografía de anatomía y fisiología articular, se identificó la acción específica de los músculos de la cadera, así como su punto de inserción. Posteriormente se realizó un diagrama de cuerpo libre para cada caso. La magnitud y dirección de las fuerzas musculares, fueron obtenidas de un trabajo de investigación derivado de un programa de cooperación para la investigación biomédica entre la Universidad de Berlin, Berlin Charite, Universidad de Hamburgo y la Universidad Técnica de Hamburgo-Harburg. En dicho trabajo, resumido en un *software* llamado *Hip98*, mediante telemetría y modelos en computadora, fueron determinadas la magnitud y direcciones de las fuerzas musculares, en función del peso corporal para diferentes casos de movimiento.

La etapa de procesamiento en el análisis por elementos finitos, fue realizada simulando un análisis estático, pues se está idealizando el instante inicial del movimiento.

Para la etapa de postprocesamiento, se compararon los esfuerzos cortantes máximos de los cuatro casos de estudio. En una primera instancia se comparó la distribución de esfuerzos (comparación cualitativa, sin importar la magnitud) y posteriormente se hizo una comparación numérica del valor promedio de los cortantes máximos en la zona crítica. Para tal comparación fue necesario identificar a los nodos de la zona crítica, se obtuvo su media y desviación estándar y fueron presentados dichos valores en una gráfica de barras. Posteriormente se construyó una matriz de decisión para valorar la distribución de esfuerzos y el valor estadístico. El caso que resultó con mejores calificaciones en la matriz de decisión, se concluyó que deberá ser actor importante en la terapia de rehabilitación que busque incrementar la densidad mineral ósea del cuello femoral.

Referencias

- [1] Huiskes R. Orthopaedic research in Europe. European Orthopaedics 1996; 5.
- [2] Torales Sicardo FM, Vallejo M. Osteoporosis Menopáusica. Boletín CENIDS SSA, México 1998.
- [3] Lane JM, Russell L, Khan SN. Osteoporosis. Clin Orthop 2000; 372: 139-150.
- [4] Buckwalter JA, Glimcher MJ, Cooper RR, Recker R. Bone Biology Part I. J Bone Joint Surg 77-A, 1995; 8: 1256-1275.
- [5] Buckwalter JA, Glimcher MJ, Cooper RR, Recker R. Bone Biology Part II. J Bone Joint Surg 77-A, 1995; 8: 1276-1289.
- [6] Evans Gaynor. Stress and Strain in Bones. Charles Thomas Publisher. Springfield. Illinois. EEUU. 1957.
- [7] Huiskes R. If bone is the answer, then what is the question?. J Anat 2000; 197:145-146.
- [8] Cowin Stephen. Mechanosensory mechanism in bones. Bone Mechanics Handbook. 2nd. Edition. CRC EEUU. 2002.
- [9] Kapandji AI. Cuadernos de fisiología articular miembro inferior. 5 ed. Editorial Panamericana. España 2001.

Capítulo II. Marco teórico

2.1 Estructura y biología del hueso ^{1,2}

2.1.1 Clasificación de los huesos

Por su forma, los huesos se clasifican en tres grupos: cortos, planos y largos o tubulares.

Los huesos cortos miden aproximadamente lo mismo en todas sus direcciones y tienen una delgada capa de hueso cortical.

Los huesos planos tienen una dimensión que es más larga o más corta que las otras dos. Normalmente cumplen funciones protectoras y de refuerzo, como los huesos del cráneo y consisten de dos láminas de hueso compacto con hueso esponjoso y médula interpuestos.

Los huesos largos o tubulares, como el fémur, la tibia, el húmero y las falanges entre otros, tienen una forma tubular, poseen diáfisis y epífisis (proximal y distal); la longitud de estos huesos es considerablemente mayor que su ancho.

2.1.2 Hueso Cortical y Trabecular

Existen dos tipos de tejido óseo: cortical o compacto y trabecular o esponjoso. Ambos tejidos tienen la misma composición en la matriz y estructura, pero la densidad del hueso cortical es mucho mayor que la del hueso trabecular.

El hueso cortical forma cerca del 80% del esqueleto maduro, rodea la médula ósea y tejido trabecular. El hueso esponjoso está normalmente en contacto con el tejido óseo compacto o bien con médula ósea. En huesos largos o tubulares, el hueso cortical forma la diáfisis y existe si acaso una pequeña capa de hueso trabecular interna. El espesor de las paredes corticales de la diáfisis se ensancha formando la metafisis, en donde el tejido trabecular se orienta para proporcionar soporte para una delgada capa en forma de concha que subyace bajo el cartílago articular.

Los huesos cortos como los tarsianos, vértebras y huesos planos como la pelvis o el cráneo, tienen generalmente una delgada corteza de hueso cortical, similar a la de los huesos largos y contienen en su mayoría tejido trabecular. Dicha configuración es producto de un sistema de adaptación del organismo a las cargas mecánicas. Aunque los tipos de tejido óseo tienen la misma composición y por lo tanto propiedades de materiales a nivel micro-estructural, las diferencias en la distribución y arreglo, hacen que existan notables diferencias en cuanto a las propiedades mecánicas.

La geometría compleja del hueso se ensancha en la epífisis y metáfisis, no solo para formar una superficie articular, sino que también ayuda a absorber los impactos y cargas aplicadas en las articulaciones.

La estructura en ambos tipos de tejido óseo, cambia en respuesta a cargas aplicadas, influencias hormonales, factores dietéticos y genéticos, entre otros.

El tejido trabecular tiene aproximadamente veinte veces más superficie que el tejido cortical y sus células se adhieren principalmente entre las laminillas o en la superficie de las trabéculas, en donde son directamente influenciadas por células adyacentes de la médula ósea. En contraste, la mayoría de células del hueso cortical son completamente rodeadas por la matriz ósea. Ésta diferencia en organización explica la mayor tasa de actividad metabólica, remodelación y respuesta a las cargas mecánicas del hueso esponjoso, en comparación con el compacto. Así mismo, un decremento en la densidad del hueso esponjoso causado por la reabsorción de las trabéculas óseas, puede ser detectado antes que el incremento en la porosidad del hueso compacto. Los huesos maduros consisten de un canal central o medula hematopoyética que es soportada y rodeada por tejido óseo y periostio. Aunque estos tres componentes difieren en composición, estructura y función, no son independientes. La médula tiene como función servir como una fuente de células óseas, los vasos sanguíneos en la médula forman una parte crítica del sistema circulatorio.

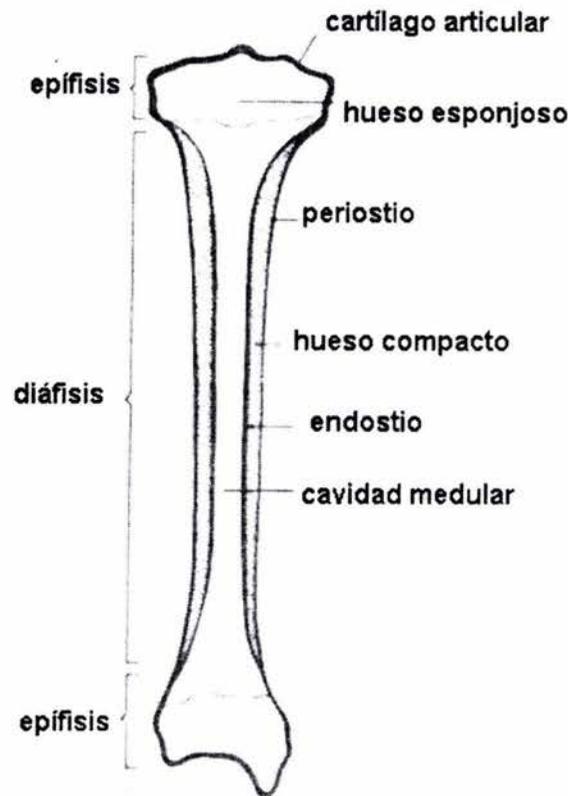


Figura 2.1.2. Partes del hueso largo.⁹

2.1.3 Hueso inmaduro y laminar

El tejido óseo está constituido de hueso inmaduro (primario) o de hueso laminar (secundario).

El hueso inmaduro forma el esqueleto embrionario y posteriormente es reabsorbido y reemplazado por hueso maduro mientras el esqueleto se desarrolla. El callo óseo que aparece como respuesta a las fracturas a cualquier edad siguen esta misma secuencia.

El hueso inmaduro forma los tendones y las uniones de ligamentos; a excepción de estos casos no se encuentra a partir de los cuatro o cinco años de edad. El proceso por el cual el hueso inmaduro se convierte en laminar se le denomina mineralización.

El hueso inmaduro y el laminar difieren en formación, composición, organización y propiedades mecánicas. A diferencia del hueso laminar, el hueso inmaduro tiene un arreglo aleatorio de fibras de colágeno y contiene una mayor cantidad de osteocitos. Debido a éste arreglo y a su gran contenido de agua, el hueso inmaduro es más flexible, débil y maleable que el hueso laminar.

El arreglo aleatorio de las fibras de colágeno hace que el hueso inmaduro se comporte isotrópicamente, a diferencia del hueso laminar cuyo comportamiento es anisotrópico, en donde existe ya una formación estructurada del tejido óseo.

2.1.4 Tipos de hueso laminar

Existen cuatro tipos de hueso laminar: el hueso trabecular del tejido esponjoso, el hueso circunferencial que rodea externa e internamente al hueso cortical, el hueso intersticial del tejido cortical y las láminas de las osteonas.

En general, el tejido laminar está compuesto de fibras de colágeno empaquetadas y bien orientadas. Frecuentemente, las fibras de colágeno además de interconectarse entre sí, lo hacen entre láminas, lo que incrementa la resistencia del hueso.

Las osteonas forman el grueso de la corteza diafisiaria del esqueleto maduro. Consisten de un entramado irregular compuesto por cilindros longitudinales que rodean la diáfisis. Las osteonas están formadas de láminas concéntricas de hueso rodeando a pequeños canales centrales. Dichos canales centrales de las osteonas son conocidos como canales Harvesianos y contienen vasos sanguíneos, linfáticos y en ocasiones nervios.

Los canalículos contienen los procesos celulares de los osteocitos, se extienden en un arreglo radial desde el canal central. Este canal conecta el canal central y permite la difusión de nutrientes a través de la matriz mineralizada del hueso. La orientación longitudinal de las osteonas explica porqué la diáfisis cortical es más resistente a tensión y compresión cuando es sometida a carga longitudinal que cuando se somete a carga transversal.

Cada osteona se delimita a través de las líneas de cemento, las cuales son capas delgadas de matriz orgánica y tienen una composición similar a las osteonas.

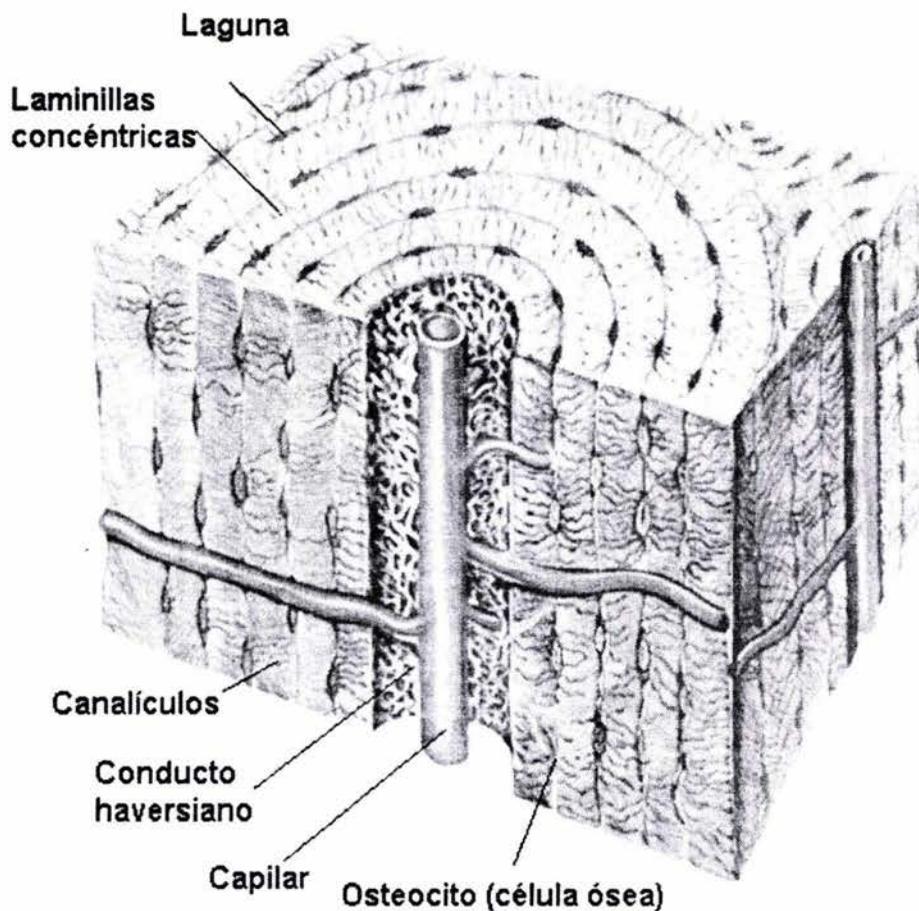


Figura 2.1.4. Estructura interna del tejido óseo.⁹

2.1.5 Periostio

El periostio es una delgada capa que cubre la superficie externa del hueso con excepción de las regiones cercanas a las articulaciones sinoviales, como lo es el cuello femoral y los sitios de las inserciones de los tendones y ligamentos. El periostio contribuye a la alimentación de sangre al hueso. Las células del periostio pueden reabsorber y formar hueso en respuesta a estímulos locales y tiene un importante papel en el metabolismo del hueso.

Básicamente, el periostio consiste de dos capas. Una externa que es más densa y fibrosa y una interna que es más delgada y vascularizada. La capa interna contiene células que son capaces de convertirse en osteoblastos, comúnmente se le conoce como cambium o capa osteogénica.

Las células de ésta capa también pueden formar cartílago hialino bajo ciertas circunstancias y ellas ayudan a formar el callo extra óseo durante el proceso de consolidación en una fractura.

Durante el crecimiento del hueso, dichas células también secretan componentes importantes de la matriz orgánica que incrementan el diámetro del hueso.

La capa externa tiene menos células y mayor cantidad de colágeno. Continúa hasta la cápsula articular y por lo tanto conecta a un hueso con el próximo. Algunos tendones y ligamentos se insertan principalmente en esta capa del periostio.

El periostio cambia con la edad. A medida que pasa el tiempo, el periostio se convierte en un tejido más denso y su capacidad de formar hueso es menor. En un esqueleto maduro, la capa osteogénica casi ha desaparecido completamente y las capas de fibras más superficiales se enrarecen y tienen una cantidad mucho menor de células.

A pesar de tales cambios, las células del periostio continúan formando hueso nuevo a través de la vida, como lo demuestra el engrosamiento del diámetro de la diáfisis de los huesos largos con el paso del tiempo.

2.1.6 Alimentación de sangre al hueso

El hueso maduro tiene un complejo sistema vascular que alimentan a las células de la médula ósea, tejido óseo y al periostio. Incluso en el tejido compacto con mayor densidad, el arreglo de los canales vasculares asegura que ninguna célula se encuentra a más de 300 micrómetros de un vaso sanguíneo.

En general, podemos decir que todos los huesos largos tienen el mismo arreglo de vasos sanguíneos, el cual consiste de dos sistemas circulatorios: el periostal-diafisial-metafisial y el epifisial- fisial.

2.1.6.1 Sistema periostal– diafisial - metafisial

La diáfisis y la metáfisis de los huesos largos tienen tres fuentes de alimentación sanguínea: la arteria nutricia, la arteria que penetran la epífisis y la metáfisis, y las arterias del periostio. La arteria nutricia pasa a través de la diáfisis y se enraman de manera proximal y distal con la cavidad medular. Las ramas proximal y distal de las arterias nutricias se enlazan en múltiples y finas ramas desde las arterias del periostio y las de la metáfisis para formar el sistema medular arterial.

Bajo circunstancias normales, el sistema vascular medular alimenta a casi todo el hueso cubierto por el periostio, por lo que la dirección primaria del flujo sanguíneo a través de la corteza es centrífuga. Éste arreglo cambia en donde existen estructuras fasciales como tendones, ligamentos o membranas interóseas insertadas dentro del hueso. En éstas áreas los vasos del periostio normalmente alimentan al tercio externo de la corteza.

El periostio tiene también un elaborado sistema vascular. Con el incremento de la edad, el número de los vasos del periostio disminuye y su contribución a la alimentación del hueso puede decaer. No obstante, la red vascular del periostio permanece como una importante parte de la circulación ósea a través de la vida.

Bajo ciertas circunstancias, los vasos del periostio pueden también ser una importante fuente de alimentación sanguínea para el músculo esquelético. Cuando el suplemento de sangre de un músculo ha sido dañado o interrumpido, por daño a su arteria nutricia o por alguna lesión debida a algún golpe, la probabilidad de necrosis del músculo se ve incrementada.

2.1.6.2 Sistema Epifisial- fisial

La alimentación sanguínea de las epífisis es más precaria que la alimentación del periostio, la diáfisis o la metáfisis. Durante el crecimiento del esqueleto, pocos vasos sanguíneos cruzan la porción cartilaginosa de la fisis, dejando a la epífisis y al polo epifisario de la fisis dependiendo de los vasos sanguíneos que penetran la epífisis.

2.1.7 Células del hueso

Las células del hueso asumen formas especializadas que se distinguen por su morfología, función y localización característica, para poder realizar las diversas funciones de formación, reabsorción, homeostasis mineral y reparación del hueso. Dichas células se originan de dos líneas celulares: línea celular del mesénquima y línea celular hematopoyética.

La línea celular del mesénquima consiste de células indiferenciadas o preosteoblastos, osteoblastos, células alineadoras de hueso y osteocitos.

2.1.7.1 Células indiferenciadas del mesénquima

Las células indiferenciadas del mesénquima que tienen el potencial de convertirse en osteoblastos (también llamados preosteoblastos), se encuentran en los canales del hueso, endostio, periostio y

médula ósea. También ingresan al hueso por migración de los tejidos aledaños o bien, de la sangre. Las células indiferenciadas tienen una forma irregular, un núcleo, mínimo citoplasma y pocos organelos. Dichas células permanecen en su estado indiferenciado hasta que son estimuladas para proliferar y diferenciarse en osteoblastos. Por ejemplo, después de una fractura, una secuencia de eventos estimula la migración, proliferación y diferenciación de dichas células indiferenciadas en osteoblastos, las cuales son las responsables de la curación de una fractura.

2.1.7.2 Osteoblastos

Los osteoblastos alinean las superficies del hueso y se empaquetan firmemente contra las células adyacentes. Cuando están activas, tienen una forma ovalada formando una costura de osteoide separándolas de la matriz mineralizada.

Aparentemente, la principal función de los osteoblastos es la síntesis y secreción de la matriz orgánica del hueso, sin embargo, dichas células podrían también desempeñar un papel en el control de los flujos de electrolitos entre el fluido extracelular y el fluido óseo. Adicionalmente también influyen en la mineralización de la matriz del hueso a través de la síntesis de los componentes de la matriz orgánica, y producir las vesículas de la matriz.

Por último, hormonas sistémicas, incluida la hormona paratiroidea y citocinas locales, pueden estimular a los osteoblastos para activar los mediadores que regulan a los osteoclastos.

Los osteoblastos activos pueden seguir uno de tres caminos:

Uno, pueden permanecer en la superficie del hueso, disminuyendo su actividad sintética y adquiriendo una forma más plana modelando la superficie del hueso. Dos, pueden rodearse con la matriz y convertirse en osteocitos. O bien, el tercer camino, pueden desaparecer del sitio de la formación de hueso.

En adultos, aparecen muchos más osteoblastos en el sitio de la formación de hueso, incluyendo el sitio de la remodelación ósea y el de la consolidación de la fractura, comparado con los osteocitos o células alineadoras de hueso, que aparecen después de la formación del hueso. Por lo tanto, un gran número de osteoblastos deben ser removidos por algún mecanismo todavía desconocido.

2.1.7.3 Células alineadoras de hueso

Las células alineadoras de hueso actúan directamente contra la matriz del hueso y tienen una forma alargada que penetran a la matriz ósea para hacer contacto con las extensiones citoplásmicas de los

osteocitos. También se les conoce a éstas células como osteoblastos en reposo u osteocitos de superficie. Ambas células, las alineadoras de hueso y los osteocitos tienen menor citoplasma y menores organelos que los osteoblastos.

Cuando son expuestos a la hormona paratiroidea, las células alineadoras se contraen y segregan enzimas que remueven la delgada capa del osteoide que recubre a la matriz mineralizada. Dichas acciones parecen ser los primeros pasos que les permiten a los osteoclastos adherirse a la superficie del hueso y comenzar la absorción de hueso. Por tanto las células alineadoras de hueso, juegan un papel importante en atraer a los osteoclastos a sitios específicos y en estimular la absorción del tejido óseo.

2.1.7.4 Osteocitos

Más del 90% de las células óseas en el hueso maduro son osteocitos. Se rodean con una matriz orgánica que puede mineralizar y junto con las células del periostio y del endostio, cubren la matriz ósea. Los osteocitos tienen un solo núcleo y su citoplasma varía en contenido y volumen de organelos de acuerdo a su actividad. Los procesos citoplásmicos que son largos y enramados, se proyectan desde su cuerpo elipsoidal a través del canalículo que se extiende a través de la matriz mineralizada para hacer contacto con procesos citoplásmicos de otras células.

La red larga y compleja de células que cubren la superficie externa e interna del hueso es extremadamente sensible a esfuerzos y deformaciones en el hueso y puede controlar el movimiento de iones dentro y fuera de la matriz mineralizada. En particular, este arreglo podría ser crítico en permitir el intercambio de minerales que tiene lugar entre el fluido en el hueso y en la sangre. Las interconexiones entre los osteocitos, osteoblastos y células alineadoras de hueso permiten a esta red de células, registrar la deformación del hueso y potenciales de corriente que ocurren, además de coordinar la formación y reabsorción de hueso, así como el flujo de iones minerales entre la matriz del hueso y el espacio del hueso en fluido extravascular.

2.1.7.5 Osteoclastos

A diferencia de otras células, los osteoclastos parecen compartir una función celular precursora hematopoyética con células de la familia de los monocitos. Hormonas específicas y factores de crecimiento, influyen en funciones celulares para desarrollar precursores de osteoclastos. Dichos precursores pueden ser encontrados en la médula ósea o en el flujo sanguíneo. Cuando se estimulan

los precursores de los osteoclastos mononucleares, comienzan a proliferar y se fusionan formando osteoclastos largos multinucleados.

Comúnmente, los osteoclastos tienen de tres a veinte núcleos, así como un gran número de mitocondrias y lisosomas. Raramente son encontrados en hueso normal, pero ocasionalmente pueden ser encontrados en la superficie del endostio, hueso harvesiano y periostio. En superficies de periostio y de hueso esponjoso, se crea una depresión característica conocida como laguna de Howship. En hueso cortical denso, conducen cortes de conos osteonales que hacen túneles a través del hueso, creando cavidades de resorción. Cuando los osteoclastos están activos, la mitocondria llena gran parte de su citoplasma para proveer la gran cantidad de energía que se requiere para reabsorber hueso.

Quizás la característica más importante sea su complejo plegamiento de la membrana citoplásmica, lo cual forma un borde rizado en donde se aplica al sitio de resorción de la matriz del hueso. Éste borde rizado parece jugar un papel crítico en la degradación de la matriz ósea. Una región de citoplasma que está libre de organelos, llamada comúnmente como la zona clara, rodea el borde rizado. La zona clara podría permitir al borde rizado moverse a lo largo de la superficie de la matriz del hueso o ayudar a la célula para aislar una región de resorción.

Los osteoclastos tienen un eficiente método para destruir la matriz ósea. Primero se enlazan a la superficie del hueso, creando un espacio sellado entre la célula y la matriz ósea. Los endosomas contienen bombas de protones de enlace de membrana y se mueven a la región más cercana de la célula, insertándose en la membrana celular. El borde rizado degrada la matriz y las bombas transportan protones en el espacio sellado, disminuyendo el pH de 7 a 4. El pH ácido, por tanto disuelve la matriz mineral. Para degradar los restos de la matriz orgánica, la célula secreta ácido proteásico. Además, los osteoclastos actúan como fagocitos ante ciertos fragmentos de matriz y los degradan con vacuolas citoplásmicas. Por lo menos en áreas de hueso trabecular, los osteoclastos se pueden mover de un sitio de resorción a otro. Una vez que cierto osteoclasto ha completado su actividad de resorción, se puede dividir en células mononucleares que pueden ser reactivadas para formar nuevos osteoclastos.

La osteopetrosis, por ejemplo, muestra los efectos adversos de una función inadecuada e inefectiva de los osteoclastos. En este desorden, el hueso se vuelve extremadamente denso, duro, blanco y quebradizo.

2.1.8 Matriz Ósea

La matriz ósea es un material de gran dureza y estabilidad que puede permanecer en esencia sin cambios y retener gran parte de su dureza durante siglos aún después de la muerte. Estudios del hueso laminar muestran que la matriz normalmente constituye más del 90% del volumen del tejido; el resto lo constituyen células, procesos celulares y vasos sanguíneos.

La matriz ósea es un material compuesto por un elemento orgánico y un inorgánico. El componente inorgánico contribuye aproximadamente con un 65% del peso del hueso. Por su parte, el componente orgánico contribuye con un poco más del 20% del peso, el resto lo ocupa agua. Mediante ensayos mecánicos se ha visto que el componente orgánico, principalmente colágeno, le da al hueso la forma y constituye principalmente la resistencia a la tensión y torsión, mientras que el componente inorgánico o mineral constituye la resistencia a la compresión.

El tejido desmineralizado como un tendón o ligamento, es flexible, plegable y resistente a la fractura. En contraste, la remoción de la matriz orgánica hace al hueso rígido y frágil.

2.1.8.1 Matriz orgánica

La matriz orgánica del hueso constituye la matriz del tejido fibroso como tendones, ligamentos y cápsulas articulares. El colágeno, predominante de tipo I, junto con pequeñas cantidades de tipo V y XII, constituye el 90% de la matriz orgánica. El resto lo constituye glicoproteínas y proteoglicanos específicos de hueso. El colágeno de tipo I se distingue de otro tipo de colágenos por su contenido de aminoácidos, su relativo gran diámetro de fibras y su presencia en tejidos sujetos a cargas de tensión incluidos los tendones y ligamentos.

El hueso también contiene una gran variedad de proteínas que pueden influenciar la organización de la matriz, la mineralización del hueso y el comportamiento de las células de hueso. Algunas de esas proteínas son la osteocalcina, osteonectina, sialoproteína, fosfoproteínas y pequeños proteoglicanos.

2.1.8.2 Matriz inorgánica

La matriz inorgánica o fase mineral del hueso, desarrolla dos funciones esenciales: le proporciona al hueso su dureza y resistencia, así como constituye un reservorio de iones minerales. Esta última función le permite a la matriz inorgánica a mantener las concentraciones de los fluidos

extracelulares en los rangos necesarios para las funciones fisiológicas, incluyendo la conducción nerviosa, la contracción muscular, así como la mayoría de las reacciones químicas.

Estudios recientes, muestran que los cristales de hueso no son hidroxapatita pura. Existe una cierta cantidad de iones de carbonato y grupos de ácido fosfatado. Dichos grupos en los cristales de hueso han mostrado ser únicos en los cristales biológicos y no son los mismos grupos de ácido fosfatado encontrados en otros cristales de calcio, como la brushita. Además, a diferencia de la hidroxapatita pura, los cristales de hueso no contienen grupos OH. Por lo tanto los cristales de mineral de hueso deberían ser clasificados como una apatita, más que como una hidroxapatita.

2.1.9 Mineralización

La mineralización del hueso, es decir, la formación de fosfato de calcio sólido a partir de un calcio y fosfato solubles en la matriz del hueso, no ocurre como resultado de una reacción química: representa una transformación de fase. El fosfato de calcio sólido en el hueso aparece primeramente como una apatita pobremente cristalina. Con el tiempo la cristalinidad se incrementa pero nunca llega a ser tan altamente cristalina que como lo es la hidroxapatita geológica o la sintética hecha por precipitación del fosfato de calcio in vitro.

2.1.9.1 Formación del tejido óseo

Los osteoblastos producen hueso bajo una gran variedad de condiciones. Entre estas encontramos el desarrollo embrionario, el crecimiento, la remodelación ósea, la osificación miosítica o heterotópica, posterior al traumatismo de tejido blando o bien una fractura, en respuestas a infecciones y neoplasia, así como estímulos de tipo mecánico y por campos eléctricos.

A pesar de las aparentes diferencias entre estos tratamientos y condiciones, el proceso de formación del hueso es el mismo. Podemos mencionar en primer lugar que las células indiferenciadas del mesénquima o preosteoblastos asumen la apariencia de osteoblastos y comienzan a secretar una matriz extracelular especializada. Dicha matriz se mineraliza y los osteoblastos rodeados por ella se convierten en osteocitos. La aparición de los osteoclastos comienza el proceso de remodelación que puede convertir tejido óseo inmaduro en tejido óseo laminar, así como reabsorber y reemplazar tejido laminar maduro.

La formación de tejido óseo es diferente de la calcificación del tejido blando o de la médula ósea, que ocurre como resultado de una lesión o enfermedad. La formación de hueso que se presenta en

la recuperación de una fractura, sigue la misma secuencia del desarrollo, crecimiento y mantenimiento del esqueleto. Dicha secuencia incluye una gran organización de la mineralización de la matriz orgánica mineralizada del hueso, sintetizada por los osteoblastos y remodelada para formar hueso maduro. La calcificación del tejido blando, por su parte, se da por el depósito anormal prescindiendo de la matriz orgánica o de las células de hueso.

Aunque existe un solo mecanismo de formación de tejido óseo, podemos distinguir que ocurra junto con cartílago (endocondral), junto con membrana de matriz orgánica (intramembranoso) o por sedimentación de hueso nuevo en hueso ya existente (apositional). Los tres tipos de formación ósea se dan a través de la vida y pueden contribuir a la recuperación del esqueleto después de una lesión o enfermedad o bien durante el tratamiento de alguna deformidad ósea.

2.1.9.1.1 Osificación endocondral

La osificación endocondral forma la mayor parte del futuro hueso trabecular. También forma la mayoría de los huesos de la base del cráneo, la columna vertebral, la pelvis y las extremidades. Dicha osificación comienza con la aglomeración de células indiferenciadas que segregan una matriz cartilaginosa y diferenciada. Las células cartilaginosas o condrocitos, proliferan y depositan la matriz hasta que se constituye un modelo de cartílago del futuro hueso. Después de la formación del cartílago hialino, el periostio comienza a cubrir alrededor de la diáfisis y forma una capa ósea transparente. Ciertas regiones de matriz cartilaginosa se mineralizan, los condrocitos se alargan, formando redes vasculares que invaden el cartílago y células invasoras reabsorben la porción central del cartílago creando la cavidad medular. Posteriormente, células osteoprogenitoras acompañan a las redes vasculares, diferenciándose en osteoblastos y formando una matriz ósea en el cartílago mineralizado. Los osteoclastos entonces reabsorben el cartílago calcificado y al hueso inmaduro, y los osteoblastos reemplazan el cartílago calcificado y al hueso inmaduro con hueso laminar maduro.

Este proceso continúa en la diáfisis y en la epífisis hasta que el esqueleto alcanza su madurez. También se da durante la consolidación de ciertas fracturas, especialmente en aquellas en donde no se tiene una fijación estable, por lo que existe movimiento entre los extremos fracturados del hueso.

2.1.9.1.2 Osificación intramembranosa

La osificación intramembranosa o también llamada formación de membrana ósea forma gran parte del futuro hueso cortical. Forma la mayoría de los huesos de la bóveda craneal y faciales, así como partes de la clavícula y la mandíbula. Los primeros indicios de ésta osificación ocurren cuando se dan las condensaciones fibrocelulares durante el periodo embrionario. Posteriormente, el centro primario de osificación de cada hueso aparece así como el incremento de células y fibras. Las trabéculas son formadas por osteoblastos y se interconectan para formar el hueso trabecular primario. Las trabéculas continúan incrementando en espesor y alargándose. Finalmente, el hueso compacto se forma cuando los espacios entre el hueso trabecular primario son rellenados por las osteonas primarias o sistemas Harvesianos. Este hueso es gradualmente reemplazado por sistemas Harvesianos secundarios u osteonas.

2.1.9.1.3 Osificación Aposicional

La osificación aposicional ocurre durante el alargamiento del periostio y durante la remodelación. A diferencia de las anteriores osificaciones, la osificación aposicional comienza con la alineación de osteoblastos en una superficie ósea. Dichas células sintetizan osteoides en capas sucesivas formando hueso laminar.

2.1.9.2 Formación del hueso

El genoma determina el tamaño y la forma de cada hueso. La secuencia genética dirige la histogénesis y morfogénesis de la matriz orgánica del hueso así como el reemplazo inicial del hueso inmaduro. Esto ocurre incluso en ausencia de elementos músculo esqueléticos, fuerzas mecánicas o movimiento.

A pesar del rol fundamental del genoma, la secuencia genética por sí misma solo produce un modelo burdo del hueso. Las cargas mecánicas se encargan de refinar la forma del hueso y en algunos casos pueden causar deformidades.

2.2 La remodelación ósea y el estímulo mecánico

2.2.1 Remodelación Ósea

La remodelación ósea es un fenómeno fisiológico que se presenta en el tejido óseo y que le permite al hueso adaptarse a las condiciones biológicas y mecánicas de su entorno a través del tiempo.

El efecto de dicho fenómeno sobre el tejido óseo constituye uno de los fundamentos en la prevención y tratamiento de pacientes con fractura, huesos debilitados o malformados.

Después de la osificación inicial del esqueleto embrionario, los osteoclastos y osteoblastos comienzan a modelar y remodelar cada uno de los huesos. En general, modelar se refiere a la alteración de la forma del hueso, mientras que remodelación se refiere al intercambio de células óseas sin alterar la forma. Sin embargo, los dos procesos ocurren de manera simultánea y la distinción entre uno y otro no es perceptible.

Ambos procesos no son resultado de la actividad de cierto tipo de célula (osteoclastos u osteoblastos) o una cierta función (resorción o formación de hueso), en lugar de ello, son el resultado de la resorción y formación de hueso coordinada sobre cierta región de hueso en periodos prolongados. Existen dos tipos de remodelación ósea, la fisiológica y la adaptativa.

Los estudios histológicos indican que los osteocitos tienen sistemas mecanosensitivos los cuales son capaces de ordenar la formación o absorción de hueso. Por tanto, la remodelación ósea es un fenómeno desarrollado por componentes biológicos, gobernados por un estímulo mecánico.

2.2.2 Remodelación fisiológica

A través de la vida, la remodelación fisiológica, remueve y reemplaza hueso sin afectar la forma y la densidad del hueso. La remodelación ocurre en la superficie del hueso así como en el interior, a través de una secuencia de eventos que incluye la activación de los osteoclastos, resorción del hueso, activación de los osteoblastos y formación de nuevos hueso en el sitio de la resorción.

La remodelación fisiológica puede servir para reemplazar matriz ósea en donde los defectos microestructurales se han desarrollado debido a las actividades cotidianas. Por tanto, dicha remodelación previene la fractura del hueso por la propagación de las microfracturas.

2.2.3 Remodelación adaptativa

Los primeros documentos que relacionan el tamaño y forma de los huesos con el peso y la actividad fue pertenecen a Galileo Galilei, alrededor de 1638.³

En el siglo XIX, Wolff propuso que no solo existe una clara relación entre la estructura del hueso y las cargas mecánicas sino que el hueso se adapta a éstas mismas de acuerdo a leyes matemáticas, idea que se conoce como Ley de Wolff.⁶

Wilhem Roux, en 1881, observó que la adaptación del hueso es el resultado de un mecanismo regulador cuantitativo. Sugirió que la formación y la adaptación funcional de la arquitectura trabecular en el hueso, es regulada localmente por células, gobernadas por estímulos mecánicos.⁶

Si bien es cierto que la intensidad mínima y tipo de carga requerida para mantener la densidad normal del hueso no han sido determinadas, la experiencia clínica y experimental han mostrado que un decremento en las condiciones de carga normales afecta considerablemente a la resistencia y densidad del hueso. La inmovilización de algún miembro o de algún paciente causa que la resorción del hueso exceda la formación del mismo. Inclusive con ejercicio la recuperación de la densidad ósea, después de un periodo prolongado de un decremento en la actividad de un miembro, puede tomar varios meses. En algunos individuos, especialmente en personas adultas, la densidad mineral ósea es posible que nunca regrese a sus niveles normales. Estudios de medicina de rehabilitación muestran que el entrenamiento con peso tiene un mayor efecto sobre la densidad mineral ósea en sitios específicos que el ejercicio aeróbico.⁴

Por lo tratado en este capítulo, la remodelación ósea es el mecanismo biológico mediante el cual personas con osteoporosis o baja densidad mineral ósea, pueden incrementar la resistencia de sus huesos a través del ejercicio. Este fenómeno fisiológico es la clave para la línea de investigación que estudia el efecto del estímulo mecánico en la osteoporosis.

2.2.4 Métodos de estudio de los esfuerzos y deformaciones en los huesos

Los esfuerzos y deformaciones en los huesos se han estudiado a través de los siguientes métodos: (1) haciendo ensayos mecánicos en secciones de piezas de huesos, (2) estudiando modelos experimentales de materiales similares al hueso, (3) analizando el fenómeno de esfuerzo-deformación en pacientes y (4) por medio de modelos en computadora.

Los dos primeros utilizan técnicas que originalmente fueron utilizadas en la industria para realizar análisis de esfuerzos a piezas mecánicas. Bien pueden ser ensayos mecánicos en máquinas experimentales de tensión-compresión o bien por medio de la fotoelasticidad, la cual puede ser de transmisión o reflectiva, ver figura 2.2.4. Así mismo se utilizan galgas extensométricas que permiten cuantificar las deformaciones, insertando unos pequeños dispositivos directamente en la pieza a estudiar.

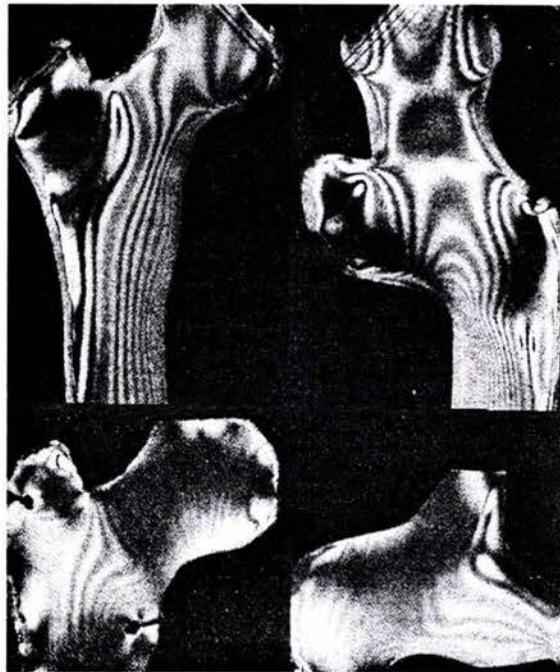


Figura 2.2.4. Estudios de fotoelasticidad de transmisión en huesos.³

Las técnicas numéricas también han sido aplicadas a la industria durante muchos años. De ellas destaca por su capacidad y versatilidad el método de elementos finitos, mismo que se comenzó a aplicar en la biomecánica a partir de 1972.⁵ Este método consiste en encontrar una solución numérica de un problema físico, para ello se realiza un modelo en una computadora simulando su configuración mecánica por medio de un software especializado. En el presente trabajo de tesis se empleará el método de elementos finitos para determinar los esfuerzos en el fémur proximal bajo distintas cargas fisiológicas.

2.2.5 El papel de los esfuerzos y las deformaciones en la arquitectura del hueso.

Revisión Histórica.

Una de las aportaciones de Galileo a la biomecánica fue el postular que los huesos pequeños eran proporcionalmente más resistentes que los largos. Más adelante, durante los siguientes doscientos años, se hicieron vagas observaciones respecto a la orientación de las trabéculas en algunos huesos largos, sin embargo, el primer paso por obtener una interpretación mecánica del arreglo de las trabéculas fue hecho por Ward en 1838.⁶ Él estudió la sección frontal del cuarto proximal del fémur, comparando el arreglo de las trabéculas con el soporte triangular que fija a un farol con un poste vertical que se observa en cualquier calle. La barra oblicua (compresión) del soporte fue comparada con las trabéculas que se extienden desde la cabeza del fémur hasta la pared inferior del

cuello femoral, mientras que la barra horizontal (tensión) del soporte se consideró análoga a las trabéculas más horizontalmente orientadas en la parte superior del cuello. Ward concluyó que la geometría del fémur y el arreglo de las trabéculas, obedecían a la necesidad de soportar el peso del cuerpo, similarmente al soporte triangular del farol tiene que soportar su peso.³

Durante el siglo XIX, varios científicos intentaron describir la morfología del hueso trabecular y su función mecánica. Julius Wolf, anatomista y cirujano ortopédico, en 1870 reprodujo un diagrama de la trayectoria propuesta de esfuerzos en un fémur hecha por Culmann. En el mismo año publicó un artículo analizando el cuello femoral en donde presentó la idea de que los esfuerzos de tensión son principalmente responsables del crecimiento del hueso y de la orientación de las trabéculas. Por otro lado Wagstaffe, en 1874,³ estudio el hueso trabecular en secciones tomando cortes a diferentes alturas de la columna vertebral, el omóplato, la pelvis y huesos de los miembros superior e inferior; y postuló que las ventajas mecánicas del hueso dependen de su geometría y relieves superficiales, características que incrementaban la elasticidad y su resistencia. De igual manera, dijo que el hueso trabecular tiene un arreglo mecánico definitivo de líneas de muy alta resistencia.

La Teoría de las Trayectorias fue la base para que Wilhelm Roux, en 1885, interpretara el significativo arreglo funcional de las trabéculas en la articulación de la rodilla. Roux asumió que el aspecto cóncavo de la superficie articular en la tibia se debía a que dicha zona era sujeta a un incremento de presión durante la marcha. Sin embargo la mayor aportación de Roux fue el concepto de la adaptación funcional.⁶ En 1892, Wolf publicó su famoso resumen La ley de la Remodelación Ósea (*"The Law of Bone Transformation"*³). De acuerdo a dicha ley cada cambio en la forma y función del hueso produce variaciones en la arquitectura trabecular siguiendo leyes matemáticas. A partir de ese momento histórico, el fenómeno fisiológico de la remodelación ósea y la alineación de las trabéculas, estuvieron respaldadas por las palabras "Ley de Wolff".

A pesar de ello, un gran número de científicos han criticado dicha ley. En parte porque Wolff no propuso un enunciado predictivo, característica de cualquier ley en la física. Wolff postuló que la orientación de las trabéculas obedecía a leyes matemáticas, no dejó en claro qué leyes, ni qué variables mecánicas ni biológicas estaban en juego. La Ley de Wolf actualmente es una pregunta mas que una ley,⁷ dado que las técnicas de análisis de esfuerzos así como los estudios en la biología del hueso han avanzado de una manera muy importante. La idea de tener una Ley de Remodelación Ósea en el siglo XIX tuvo una gran acogida por parte de la comunidad médica dado

que desde el punto de vista de la filosofía de la ciencia, el tener una ley que explicara un fenómeno tan complejo como la remodelación ósea así como la alineación de las trabéculas, significaba tener un primer pilar para cuestiones relativas al hueso. Máxime si dicho pilar estaba fortalecido por las palabras “leyes matemáticas” que para la comunidad médica de ese entonces pudieron haber significado un dogma de fe científico, dado el existente respeto hacia las cuestiones analíticas y matemáticas por parte del mundo médico y biológico.

Actualmente los campos biológicos y analíticos, específicamente en el análisis de esfuerzos en tejido óseo ya no están separados. La interacción entre la biología y la ingeniería constituyen un fuerte campo de investigación en el mundo. Con ayuda de avanzadas técnicas de investigación y mayores recursos computacionales se podrá en algunos años, verificar y en su caso cuantificar, si efectivamente la teoría de las trayectorias sigue leyes matemáticas. Sin embargo, en el largo camino que parece existir, sin duda lo más apropiado será sustituir la frase “La Ley de Wolf”, por “adaptación funcional del tejido óseo”.⁷

2.2.6 El efecto de los esfuerzos en el crecimiento y restauración del hueso.

Los estudios indican que existe una respuesta por parte del tejido óseo ante el estímulo mecánico. Evidencias experimentales y clínicas indican que el esfuerzo de tensión o compresión puede estimular la formación de nuevo hueso, como un factor importante en la restauración de una fractura.⁴

Resultados experimentales muestran que al parecer el esfuerzo de compresión es quizás un factor mas importante en la estimulación del crecimiento del hueso, más que el esfuerzo de tensión. Sin embargo, los efectos de la compresión varían según el experimento y según la especie animal. La cantidad óptima de fuerza para la restauración de una fractura no se ha establecido para el ser humano.

La evidencia teórica y experimental del estado del arte actual, sugiere que los osteocitos son activados por esfuerzos cortantes producidos por el flujo del fluido intersticial de los canalículos de la matriz ósea.⁸

2.3 El fémur

2.3.1 Anatomía del fémur

El fémur es un hueso largo y como todos los de éste tipo, consiste de las siguientes partes: diáfisis, epífisis, cartílago articular, periostio, cavidad medular y endostio.⁹ Ver figura 2.3.1.

a) Diáfisis

La diáfisis es la porción cilíndrica principal de los huesos largos. Está adaptada mecánicamente para brindar apoyo por medio de dos características principales; una es a través del hueso compacto y grueso utilizado en la periferia, y la otra es una zona hueca que brinda la ventaja de mayor resistencia a la torsión con menor peso, además de servir de almacén para la médula ósea.

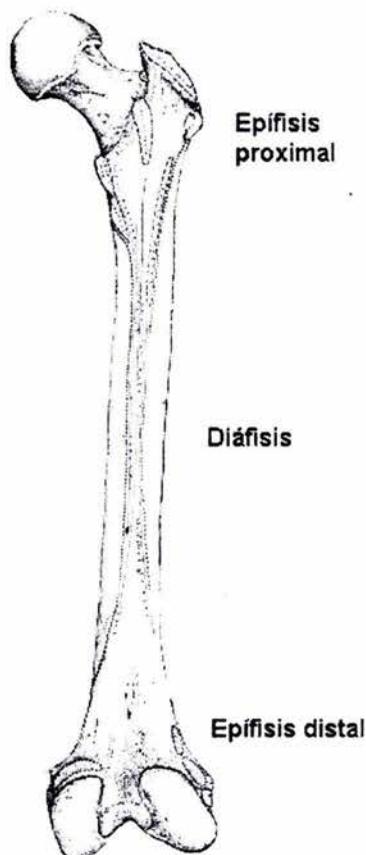


Figura 2.3.1. Anatomía de un fémur.⁹

b) La epífisis

La epífisis son los extremos de los huesos largos; su forma abultada brinda espacio para las inserciones musculares cerca de las articulaciones y les da mayor estabilidad. Esta zona a pesar de ser más voluminosa que la diáfisis es de menor peso debido a que está constituida en su mayoría por hueso esponjoso, cubierto por una delgada capa de hueso compacto. Las laminillas de hueso esponjoso están dispuestas de forma tal que distribuyen los esfuerzos producidos por las cargas mecánicas, a lo largo del eje diafisiario, constituyendo un elemento mecánico de gran resistencia. Los espacios esponjosos están ocupados por médula ósea, roja en las epífisis del fémur.

c) Cartílago articular

El cartílago articular es una delgada capa de tejido hialino que reviste la superficie articular de cada epífisis; la elasticidad del cartílago amortigua los golpes y las cargas producidas por el movimiento habitual. Alrededor del 40% de sus constituyentes es colágeno, un polímero elástico. Más del 60% de su peso es agua. La gran hidratación y la posibilidad de transporte de agua son los dos factores que le permiten soportar la compresión, así como recuperar su forma ante la aplicación de cargas variables.

d) El periostio

Las principales características del periostio ya fueron comentadas anteriormente. A grandes rasgos se reitera que es una delgada capa que contiene osteoblastos. Dicha característica lo hace indispensable para el crecimiento, reparación y la nutrición del hueso. Brinda además el medio para que se inserten tendones musculares y ligamentos al hueso.

e) Cavity medular

La cavidad medular está situada a todo lo largo de la diáfisis, posee médula ósea amarilla o adiposa en el adulto.

f) El endostio

Es una membrana que reviste la cavidad medular y los conductos de Harvers. Consiste en células que se convierten en osteoblastos activos, según se necesite.

2.3.2 Orientación de la cabeza femoral

La cabeza femoral está constituida por los 2/3 de una esfera de 40 a 50 mm de diámetro. Figura 2.3.2. Por su centro geométrico O pasan los tres ejes de la articulación: eje horizontal (1), eje vertical (2), eje anteroposterior (3). El cuello femoral sirve de soporte a la cabeza femoral al mismo tiempo que la une con la diáfisis. El eje del cuello femoral (flecha Cf) es oblicuo hacia arriba, hacia dentro y hacia delante, formando así al eje diafisiario(D), ángulo denominado “de inclinación”, de 10 a 30°, abierto hacia dentro y hacia delante, denominado también ángulo de anteversión.

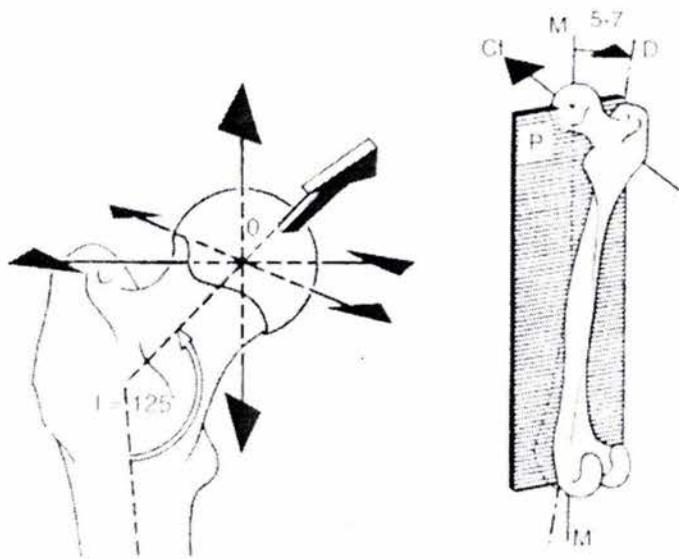


Figura 2.3.2 Orientación de la cabeza femoral y eje mecánico.¹⁰

De esta forma, el plano frontal tiene orientación vertical y pasa por la cabeza femoral y el eje de los cóndilos (plano P). Deja tras de sí, casi en su totalidad, la diáfisis femoral y su extremo superior; dicho plano P contiene el eje mecánico MM' del miembro inferior, que junto con el eje diafisiario (D) forma un ángulo de 5° a 7°.

2.3.3 Sistema de trabéculas del fémur

El hueso esponjoso se encuentra dispuesto en la cabeza femoral en principalmente dos sistemas de trabéculas que corresponden a líneas de acción de fuerzas mecánicas.

El sistema principal se forma por dos haces de trabéculas que se expanden sobre el cuello y la cabeza.¹⁰ El primero (1) se origina en la cortical externa de la diáfisis y termina en la parte inferior de la cortical cefálica. Es el haz arciforme de Gallois y Bosquette. El segundo (2) se expande desde la cortical interna de la diáfisis y la cortical inferior del cuello y se dirige verticalmente hacia la

parte superior de la cortical cefálica; es el haz cefálico o abanico de sustentación. El sistema accesorio se forma por dos haces que se expanden hacia el trocánter mayor. El primero (3), a partir de la cortical interna de la diáfisis: es el haz trocantéreo. El segundo (4), de menor importancia, formado por fibras verticales paralelas a la cortical externa del trocánter mayor. (Ver figura 2.3.3.)

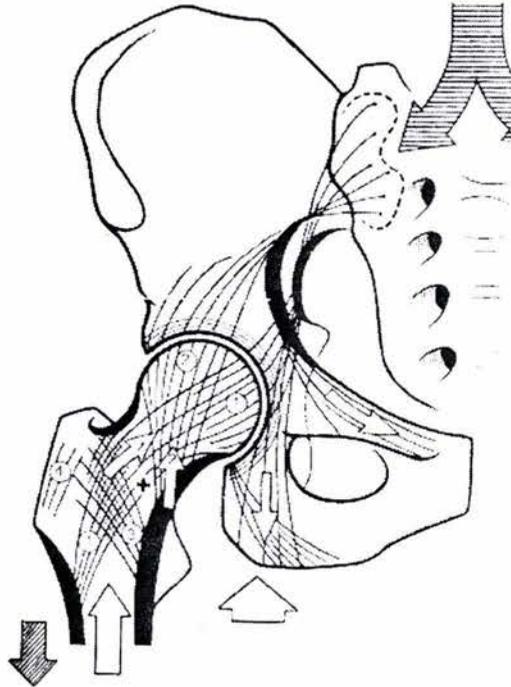


Figura 2.3.3. Sistema de trabéculas de la cabeza femoral. 1) Haz arciforme de Gallois y Bosquette, 2) Abanico de sustentación, 3) Haz trocantéreo 4) Haz de trocánter mayor.¹⁰

2.3.4 Zonas críticas

En la meseta trocantérea se constituye un sistema compuesto de trabéculas mediante la convergencia de los haces arciforme (1) y trocantéreo (3). Figura 2.3.3. El cruce de estos dos pilares forma una estructura más densa que desciende de la cortical superior del cuello. El pilar interno es menos sólido y se debilita con la edad, debido a la osteoporosis.

En el cuello y la cabeza femoral se constituye otro sistema ojival formado esta vez por la convergencia del haz arciforme (1) y del abanico de sustentación (2). En la intersección de estos dos haces, una zona más densa forma el núcleo de la cabeza. Éste sistema cervicocefálico se apoya en una zona extremadamente sólida, la cortical inferior del cuello que forma el espolón cervical inferior de Merkel, también llamado de Adams o “Cálcar”.

Entre el sistema compuesto de la meseta trocantérea y el sistema de sustentación cervicocefálico existe una zona menos resistente (+) que la osteoporosis torna todavía más vulnerable. Es en ese lugar, en donde se localizan la mayoría de las fracturas Cérvico – trocantéreas, por lo tanto en dicha zona se hará énfasis en analizar el estado de esfuerzos de acuerdo a las configuraciones de carga presentadas, así como en los sistemas de trabéculas haz arciforme de Gallois y Bosquette, por el haz cefálico o abanico de sustentación y el haz trocantéreo. Figura 2.3.3

2.4 Fisiología de la articulación de la cadera¹⁰

2.4.1 Ejes de movimientos del miembro inferior

La cadera es la articulación proximal del miembro inferior, su función es orientarlo en todas las direcciones del espacio, para lo cual posee, tres ejes y tres grados de libertad. Ver figura 2.4.1.

- 1) Un eje transversal XOX' , situado en el plano frontal, alrededor del cual se ejecutan los movimientos de flexión y extensión.
- 2) Un eje anteroposterior YOY' , en el plano sagital, que pasa por el centro de la articulación, alrededor del cual se efectúan los movimientos de abducción y aducción.
- 3) Un eje vertical OZ , que se confunde con el eje longitudinal OR del miembro inferior cuando la cadera está en una posición de alineamiento. Este eje permite los movimientos de rotación externa y rotación interna.

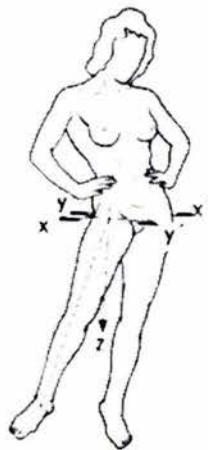


Figura. 2.4.1. Ejes de movimiento de la cadera.¹⁰

Los movimientos de la cadera los realiza una sola articulación, la coxofemoral en forma de enartrosis.¹⁰ Es una articulación sumamente estable, siendo la más difícil de luxar del cuerpo humano.

La cadera tiene alrededor de 16 movimientos diferentes. Los cuales son derivados de los seis principales: flexión, extensión, aducción, abducción, rotación y circunducción. Dichos movimientos son gobernados por 24 músculos, los cuales actúan en “grupos musculares” según el movimiento a realizar. Para el presente trabajo se analizarán: flexión, extensión, aducción y abducción, dado que son los principales. La rotación y la circunducción son movimientos compuestos de los primeros.

2.4.2 Movimientos básicos de la cadera

2.4.2.1 Movimientos de Flexión

La flexión de la cadera es el movimiento que produce el contacto de la cara anterior del muslo con el tronco. La amplitud de la flexión varía según distintos factores:

De forma general, la flexión activa de la cadera no es tan amplia como la pasiva. La posición de la rodilla interviene en la amplitud de la flexión: cuando la rodilla está extendida, la flexión no supera los 90°, mientras que cuando la rodilla está flexionada puede sobrepasar los 120°. Ello se debe a la acción de diferentes grupos musculares. La flexión de la rodilla, siempre que los músculos isquiotibiales estén relajados, permite una mayor flexión de la cadera.



Figura 2.4.2.1. Movimientos de flexión de la cadera.¹⁰

2.4.2.2 Movimientos de Extensión

La extensión dirige el miembro inferior por detrás del plano frontal. La amplitud de la extensión de la cadera es mucho menor que la de la flexión, estando limitada por la tensión del ligamento iliofemoral.

La extensión activa es de menor amplitud que la pasiva. Cuando la rodilla está extendida la extensión es mayor (20°) que cuando está flexionada, esto se debe a que los músculos isquiotibiales pierden totalmente su eficacia como extensores de la cadera, puesto que han utilizado gran parte de su fuerza de contracción en la flexión de la rodilla.

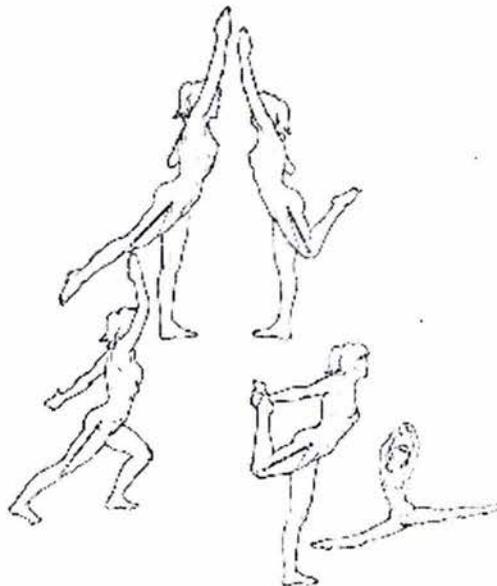


Figura 2.4.2.2. Movimientos de extensión de la cadera. ¹⁰

2.4.2.3 Movimientos de abducción

La abducción dirige el miembro inferior hacia fuera y lo aleja del plano de simetría del cuerpo. En la práctica, la abducción de una cadera se acompaña de una abducción idéntica de la otra. Esto ocurre a partir de los 30° , amplitud en la que se inicia una basculación de la pelvis mediante la inclinación de la línea que une las dos fosas laterales e inferiores. Prolongando el eje de ambos miembros inferiores, se constata que se cortan en el eje simétrico de la pelvis; por tanto, se puede deducir que en esta posición ambas caderas están en abducción de 15° . Ver figura 2.4.2.3. En la abducción completa, la simetría de ambas caderas sugiere que la máxima amplitud de abducción de

una cadera es de 45° . En ese instante la pelvis tiene una inclinación de 45° con respecto a la horizontal.

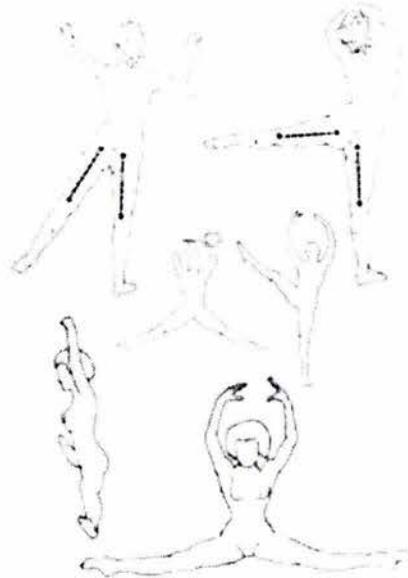


Figura 2.4.2.3. Movimientos de abducción de la cadera.¹⁰

2.4.2.4 Movimientos de aducción

La aducción lleva el miembro inferior hacia adentro y lo aproxima al plano de simetría del cuerpo. Dado que en la posición de referencia ambos miembros inferiores están en contacto, no existe un movimiento de aducción pura. Existen movimientos de aducción relativa si a partir de una posición de abducción, el miembro inferior se dirige hacia adentro. También existen movimientos de aducción combinados con extensión de cadera (figura 2.4.2.4.b) y movimientos de aducción combinados con flexión de cadera (figura 2.4.2.4.c). Es posible también la aducción de una cadera combinado con la abducción de la otra cadera (figuras 2.4.2.4.d y 2.4.2.4.e), acompañado de una inclinación de la pelvis y de una incurvación del raquis. En todos estos movimientos de aducción combinada, la amplitud máxima de aducción es de 30° . Por último, la sedestación con las piernas cruzadas (figura 2.4.2.4.f) es una aducción asociada con una flexión y una rotación externa de la cadera. Es la posición más inestable para la cadera debido a que se da la máxima relajación de los ligamentos; basta con un golpe ligero en la dirección del eje del fémur para provocar una luxación posterior de la cadera con o sin fractura.

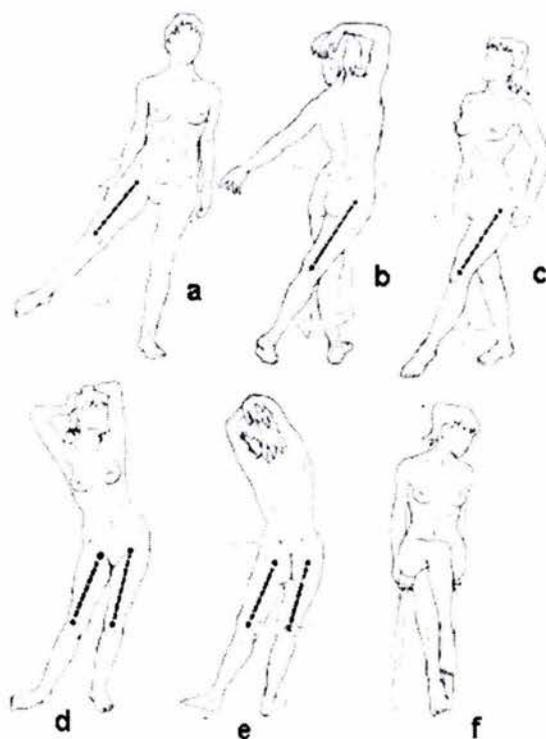


Figura 2.4.2.4. Movimientos de aducción de la cadera.¹⁰

2.4.3 Músculos actores en los movimientos posibles del miembro inferior

En la tabla anexa se muestra la relación de los músculos actores con los movimientos comunes de la cadera, para los casos de flexión, extensión, aducción y abducción que fueron analizados.^{9, 10, 11}

Músculo	Función
Psoas-iliaco	Flexión
Recto femoral	Flexión
Sartorio	Flexión
Abductor	Extensión
Bíceps femoral	Extensión
Semitendinoso	Extensión
Semimembranoso	Extensión
Abductor	Abducción
Tensor fascia lata	Abducción
Aductor	Aducción
Gracilis	Aducción

Tabla 2.4.3.1 Músculos actores y movimientos producidos.^{9, 10, 11}

2.5 La osteoporosis

La osteoporosis es el adelgazamiento y debilitamiento de los huesos que se presenta como un proceso natural al envejecer. Si este deterioro no se trata, el esqueleto termina por ser sumamente frágil y algunos huesos tienden a fracturarse con traumatismos muy pequeños.

Aunque el proceso de pérdida ósea se produce poco a poco desde la mitad de los treinta o cuarenta años, es tan lento que puede pasar mucho tiempo antes de que se perciba un debilitamiento óseo. En general, las mujeres corren mayor riesgo de osteoporosis que los hombres. Ello se debe a que después de la menopausia las mujeres sufren una rápida pérdida de hueso, como consecuencia del descenso de la producción de estrógenos, mismos que ayudan a fijar calcio al hueso.

La pérdida de hueso suele ser un proceso indoloro hasta que se produce una fractura. Por ello, es frecuente que muchas mujeres ignoren que padecen osteoporosis hasta que se sufre una fractura inesperada y dolorosa a la edad de 50, 60 ó 70 años. El modo más común en que una mujer descubre que tiene osteoporosis es cuando sufre una fractura de muñeca o de cadera tras una caída aparentemente menor. Otras mujeres pierden talla, desarrollan una joroba dorsal u observan que la ropa ya no les queda bien a medida que envejecen. Ello sucede cuando las vértebras son tan frágiles que un movimiento diario normal, como toser o levantar un peso, hace que se colapsen. Este colapso también puede ser muy doloroso. Las fracturas por osteoporosis, especialmente las de la cadera y la columna vertebral, producen muchas veces dolor e invalidez. Mientras que la fractura de muñeca suele curar sin apenas deformidad residual, muchas pacientes no se recuperan por completo de una fractura de cadera o vertebral. La discapacidad resultante puede influir en la capacidad de la persona para trabajar o cuidar de su familia, y puede ser tan grave que la obligue a depender de otras personas. Después de la menopausia, casi todas las mujeres corren un riesgo mayor de osteoporosis, aunque ciertos factores relacionados con la forma de vida, la herencia o la enfermedad pueden aumentar ese riesgo.

La salud del hueso se ve afectada por cuatro factores importantes, que son: hormonales, genéticos, dietéticos y mecánicos. La medicina actual se ha enfocado por detener la pérdida de masa ósea a través de medicamentos como lo son suplementos con Vitamina D, Calcitonina, Bifosfonatos, programas de reemplazo hormonal, entre otros. Hasta el momento no existe alguno que fomente la formación de hueso. De igual manera el efecto del estímulo mecánico sobre la actividad celular ósea, no ha sido estudiado ampliamente a pesar de las múltiples evidencias entre la salud del hueso y la actividad física.

2.6 Fundamentos de la mecánica de materiales

2.6.1 Introducción

Conceptos básicos

La mecánica es una disciplina parte de la física que estudia el movimiento de los cuerpos, es decir estudia los efectos de las fuerzas sobre una porción limitada de materia o cuerpo.

La biomecánica, por su parte, es una ciencia relativamente nueva que trata el estudio de la estructura y función de los sistemas biológicos, aplicando los principios de la mecánica. A pesar de que la mecánica como ciencia tiene mas de 300 años, la aplicación a los sistemas biológicos, en particular a la medicina, como ciencia formal no tiene mas de 50 años.

2.6.2 Conceptos y Leyes fundamentales

2.6.2.1 Ecuaciones de equilibrio

Las ecuaciones más importantes en el análisis del equilibrio de un cuerpo son el principio de la cantidad de movimiento y el momento de la cantidad de movimiento.

El principio de la cantidad de movimiento expresa, que la rapidez de variación con respecto al tiempo de la cantidad de movimiento de un sistema mecánico es igual a la resultante de fuerzas actuantes.

$$\Sigma F = \frac{dL}{dt}; \dots (2.1)$$

Donde F representa a las fuerzas externas. L, es la cantidad de movimiento (mv: masa por velocidad), y t es el tiempo.

Dicho principio se aplica tanto a los sistemas rígidos como a los deformables, siempre que los sistemas deformables estén en condición de equilibrio dinámico. Para los medios deformables, la determinación de las fuerzas actuantes debe realizarse teniendo en cuenta tanto a las fuerzas de cuerpo como a las de superficie. De la segunda ecuación se obtendrán, como resultado particular, las relaciones de simetría para los esfuerzos cortantes (sección 2.6.3.1.). La primera ecuación establece las relaciones fundamentales de la mecánica de los medios elásticos y de los medios viscosos. Para el caso de estudio, el lado derecho de la ecuación es igual a cero, dado que se está modelando el caso estático pues se supone el instante inicial de movimiento.

El principio de la cantidad de movimiento expresado tensorialmente:

$$\rho a = \rho f + \text{div}T \quad \dots (2.2)$$

Donde ρ : densidad, a : aceleración, f : fuerzas de cuerpo, y T :
en coordenadas cartesianas:

$$\rho a = \rho f + \left[\frac{\partial T(i)}{\partial x} + \frac{\partial T(j)}{\partial y} + \frac{\partial T(k)}{\partial z} \right];$$

$$\rho a = \rho f + \left[\frac{\partial \sigma_x}{\partial x} i + \frac{\partial \tau_{xy}}{\partial x} j + \frac{\partial \tau_{xz}}{\partial x} k + \frac{\partial \tau_{yz}}{\partial y} i + \frac{\partial \sigma_y}{\partial y} j + \frac{\partial \tau_{yz}}{\partial y} k + \frac{\partial \tau_{xz}}{\partial z} i + \frac{\partial \tau_{zy}}{\partial z} j + \frac{\partial \sigma_z}{\partial z} k \right]$$

... (2.3)

Si escribimos la aceleración y la fuerza de cuerpo como sigue:

$$a = a_x i + a_y j + a_z k \quad \dots (2.4)$$

Donde $a_x i$, es la componente de la aceleración en el eje x y así sucesivamente.

$$f = f_x i + f_y j + f_z k \quad \dots (2.5)$$

Donde $f_x i$ es la componente de las fuerzas de cuerpo en el eje x, y así sucesivamente.

se tiene:

$$\rho a_x = \rho f_x + \left(\frac{\partial \sigma_x}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{yz}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{xz}}{\partial z} \right)$$

$$\rho a_y = \rho f_y + \left(\frac{\partial \tau_{yx}}{\partial x} + \frac{\partial \sigma_y}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{yz}}{\partial z} \right) \quad \dots (2.6)$$

$$\rho a_z = \rho f_z + \left(\frac{\partial \tau_{zx}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{yz}}{\partial y} + \frac{\partial \sigma_z}{\partial z} \right)$$

se tiene expresado el principio de la cantidad de movimiento en coordenadas cartesianas.

2.6.3 Concepto de esfuerzo y deformación ^{11, 12}

2.6.3.1 Esfuerzo

De manera general el concepto de esfuerzo es una construcción mental utilizada para representar las interacciones internas o las fuerzas internas de un cuerpo. Representa la fuerza por unidad de área. La unidad de esfuerzo en el sistema internacional es el Pascal (Pa), el cual es un newton por metro cuadrado. El pascal es una unidad muy pequeña e impráctica en muchas ocasiones, por ello es necesario utilizar múltiplos de unidades en la práctica. Los esfuerzos que se producen en los huesos fisiológicamente están por debajo del rango de los MPa, debido a que el hueso se fractura en dicho rango.

Para representar a los esfuerzos se requiere algo más que un vector, ya que través de un punto hay infinitos esfuerzos, uno para cada elemento de superficie trazado idealmente por el punto mismo. Por tanto conociendo solamente tres de los supuestos infinitos esfuerzos, correspondientes a tres elementos de superficie mutuamente ortogonales, se puede establecer el tensor de esfuerzos.

El concepto de esfuerzo requiere que la orientación del área involucrada sea descrita por un vector unitario perpendicular al área. Dado que la fuerza es también descrita por un vector, la definición de esfuerzo es dependiente de dos vectores, uno que describe la orientación del área sobre la cual esfuerzo actúa y uno caracterizando la dirección de la fuerza. Cuando los dos vectores están en la misma dirección, la fuerza aplicada actúa perpendicularmente al área, por lo tanto se tiene un *esfuerzo normal* (σ). Ver figura 2.6.3.1.a Cuando los dos vectores son perpendiculares, la fuerza aplicada actúa en el plano del área, por lo tanto se tiene un *esfuerzo cortante* (τ). Ver figura 2.6.3.1.b.

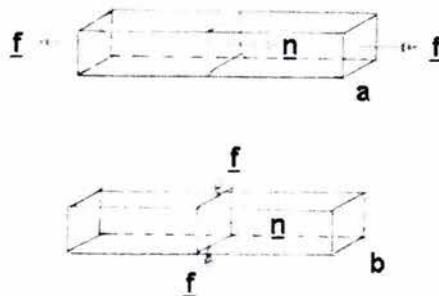


Figura 2.6.3.1.a Concepto de esfuerzo normal. **Figura 2.6.3.1.b.** Concepto de esfuerzo cortante.

Considerando que sobre un objeto actúa un sistema de fuerzas como se muestra en la figura 2.6.3.1.c, se tiene un plano imaginario caracterizado por su normal \mathbf{n} que pasa a través de un punto P en el objeto, dividiéndolo en dos partes. La acción de la porción derecha del objeto, la cual ha sido removida, es representada por la fuerza \mathbf{f} como se muestra en la figura b. Se tiene una diferencial de área $\Delta A_{(n)}$, conteniendo al punto P.

Para desarrollar el concepto de esfuerzo en un sistema cartesiano, se introduce una base cartesiana x, y, z , de tal forma que x sea coincidente con el plano normal. Esto se ilustra en la figura c. La fuerza \mathbf{f} es por tanto descompuesta en forma cartesiana. El diferencial de área se denota por ΔA_I , dado que la normal al plano está en la dirección x . El esfuerzo normal σ_x y el esfuerzo de corte τ_{xy} y τ_{xz} son definidos de la siguiente forma:

$\sigma_x = \lim_{\Delta A_1 \rightarrow 0} \frac{f_1}{\Delta A_1}$; Donde σ_x es el esfuerzo normal en el plano normal a x, f_1 es la fuerza paralela al vector normal del área A_1 .

$\tau_{xy} = \lim_{\Delta A_1 \rightarrow 0} \frac{f_2}{\Delta A_1}$; Donde τ_{xy} es el esfuerzo cortante en el plano xy, f_2 es la fuerza perpendicular al vector normal del área A_1 .

$\tau_{xz} = \lim_{\Delta A_1 \rightarrow 0} \frac{f_3}{\Delta A_1}$; Donde τ_{xz} es el esfuerzo cortante en el plano xz, f_3 es la fuerza perpendicular al vector normal del área A_1 .

Si se hace pasar dos o mas planos a través del punto P, uno cuya normal sea en la dirección de “y” y otro con la dirección de z, entonces se obtienen las componentes cartesianas del esfuerzo $\tau_{yx}, \sigma_y, \tau_{yz}$ y $\tau_{zx}, \tau_{zy}, \sigma_z$ respectivamente.

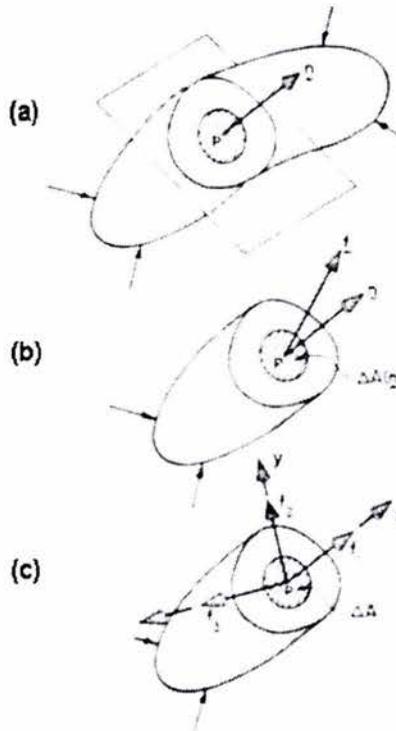


Figura 2.6.3.1.c. Concepción de esfuerzos de un sistema de fuerzas actuando sobre un cuerpo.

La notación T es por tanto establecida para la matriz formada por las nueve componentes de

$$\text{esfuerzo: } T = \begin{bmatrix} \sigma_x & \tau_{xy} & \tau_{xz} \\ \tau_{yx} & \sigma_y & \tau_{yz} \\ \tau_{zx} & \tau_{zy} & \sigma_z \end{bmatrix}; \quad \dots (3.1)$$

De manera más precisa, T es la matriz de los componentes cartesianos del tensor de esfuerzos, pero prácticamente se le conoce como tensor de esfuerzos. Un tensor es una cantidad abstracta matemática de gran importancia en la física, debido a que representa cantidades físicas de forma tal que la base cartesiana del observador es independiente. Un tensor también puede ser visto como una cantidad física que tiene una representación en forma de matriz).

La condición de equilibrio de momentos, se cumple si la matriz es simétrica. Esto es:

$$T = T^T \dots(3.1.1)$$

La transpuesta de una matriz es la matriz obtenida al intercambiar el primer, segundo y tercer renglón, con la primera, segunda y tercer columna respectivamente. En términos de los componentes de T , la condición de simetría requiere que:

$$\tau_{xy} = \tau_{yx}, \quad \tau_{xz} = \tau_{zx}, \quad \tau_{yz} = \tau_{zy}, \quad \dots(3.1.2)$$

Con lo que podemos ver que el orden en los subíndices de los componentes del tensor de esfuerzos no es importante. El tensor de esfuerzos T , representa el estado de esfuerzos en un punto P del cuerpo. Es necesario también considerar el vector de esfuerzos t que actúa en un plano con la normal n pasando a través del punto P . Por ejemplo, si el vector de esfuerzo t actúa en el plano cuya normal es x , la situación ilustrada en la figura c, dada por:

$$t(x) = \sigma_x x + \tau_{xy} y + \tau_{xz} z \quad \dots(3.1.3)$$

En general, el vector de esfuerzo t en el punto P actuando en el plano cuya normal es n está dado por:

$$t = Tn \quad \dots(3.1.4) \text{ o en notación explícita,}$$

$$t = \begin{bmatrix} t_x \\ t_y \\ t_z \end{bmatrix} = T = \begin{bmatrix} \sigma_x & \tau_{xy} & \tau_{xz} \\ \tau_{yx} & \sigma_y & \tau_{yz} \\ \tau_{zx} & \tau_{zy} & \sigma_z \end{bmatrix} \begin{bmatrix} n_x \\ n_y \\ n_z \end{bmatrix} \quad \dots(3.1.5)$$

o en notación escalar,

$$\begin{aligned}
 t_x &= \sigma_x n_x + \tau_{xy} n_y + \tau_{xz} n_z, \\
 t_y &= \tau_{yx} n_x + \sigma_y n_y + \tau_{yz} n_z, \\
 t_z &= \tau_{zx} n_x + \tau_{zy} n_y + \sigma_z n_z,
 \end{aligned}
 \quad \dots(3.1.6)$$

2.6.3.2 Deformación

El concepto de deformación tiene muchas similitudes en notación con el concepto de esfuerzo, su diferencia fundamental radica en el concepto. La deformación es una medida dimensional de un cambio geométrico, mientras que el esfuerzo es una medida de la fuerza por unidad de área.

La deformación normal y la deformación de corte son conceptos paralelos al esfuerzo normal y de corte. La deformación también se expresa por medio de una matriz simétrica de componentes tensoriales, la cual es denotada por ε :

$$\varepsilon = \begin{bmatrix} \varepsilon_x & \frac{1}{2}\gamma_{xy} & \frac{1}{2}\gamma_{xz} \\ \frac{1}{2}\gamma_{yx} & \varepsilon_y & \frac{1}{2}\gamma_{yz} \\ \frac{1}{2}\gamma_{zx} & \frac{1}{2}\gamma_{zy} & \varepsilon_z \end{bmatrix}; \quad \dots (3.2)$$

Donde, los elementos ε_x , ε_y , ε_z son deformaciones normales y el resto $\frac{1}{2}\gamma_{xy}$, $\frac{1}{2}\gamma_{xz}$, $\frac{1}{2}\gamma_{yz}$ representan deformaciones cortantes.

Las deformaciones normales son medidas del cambio en longitud por unidad de longitud y las deformaciones de corte son la mitad del cambio en radianes del ángulo que era originalmente un ángulo recto. Específicamente, la deformación normal ε_x , es el cambio en longitud por unidad de longitud en la dirección de x debido a la deformación. Considerando la situación ilustrada en la figura 2.6.3.2, una barra sin carga de longitud L_1 . Cuando una fuerza \mathbf{f} es aplicada en la dirección e_1 como se indica, la longitud de la barra cambia a $L_1 + \delta_1$, siendo δ_1 el cambio en la longitud. La deformación por tanto esta dada:

$$\varepsilon_x = \delta_1 / L_1 \quad \dots (3.3)$$

La deformación normal ε_y y ε_z son definidas de manera similar. La deformación de corte se define como la mitad del cambio de ángulo recto en el plano de x y y debido a la deformación. Si consideramos la situación ilustrada en la figura 2.6.3.2 y el ángulo recto definido inicialmente por x y y , una porción de un sólido es alineada de tal forma que sus caras sean perpendiculares a los vectores

x , y y z . El sistema de fuerzas mostrado distorsiona el cubo de forma tal que dos de sus caras convierten al sólido en un paralelogramo. El ángulo ψ es el cambio en la alineación de las caras del cuadrado del paralelepípedo en su forma original. La deformación de corte ϵ_{xy} se define como:

$$\epsilon_{xy} = \psi/2 \quad \dots (3.4)$$

Las deformaciones de corte ϵ_{xz} y ϵ_{yz} son definidas similarmente. De lo expuesto anteriormente se puede concluir que es posible medir experimentalmente deformaciones directamente debido a que son determinadas en términos de longitudes y ángulos, sin embargo no hay forma de medir esfuerzos directamente.

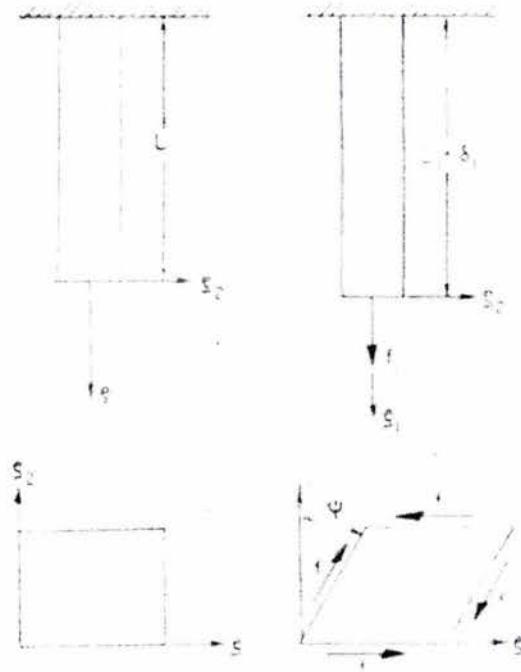


Figura.2.6.3.2. Concepto de deformación lineal y angular.

2.6.4 Propiedades mecánicas

2.6.4.1 Deformación Axial

Una de las pruebas experimentales más utilizadas para medir las propiedades mecánicas de un material es la prueba de tensión. En dicha prueba un espécimen del material se somete a deformación axial a lo largo de un eje determinado. El eje largo del espécimen se considera que tiene la dirección de x . La longitud inicial del espécimen es L_x y su área transversal es A_x . Sometido a la fuerza de tensión axial f_1 , la longitud del espécimen cambia una cantidad δ_x . Si se grafica la fuerza aplicada f_1 contra la deflexión δ_1 para una prueba de tensión se obtiene una curva

denominada esfuerzo-deformación, ver figura 2.6.4.1. La pendiente de la recta principal de dicha curva se denomina E_x , llamado módulo de Young en la dirección x . El módulo de Young es inversamente proporcional a la deformación de un cuerpo y sus unidades son Pascales. Por tanto:

$$E_x \equiv f_1 L_x / A_x \delta_x \quad \text{y dado que}$$

$$\sigma_x = f_1 / A_x \quad \text{y} \quad \epsilon_x = \delta_x / L_x;$$

$$\text{por tanto } \epsilon_x = \sigma_x / E_x \quad \dots(2.6.4.1)$$

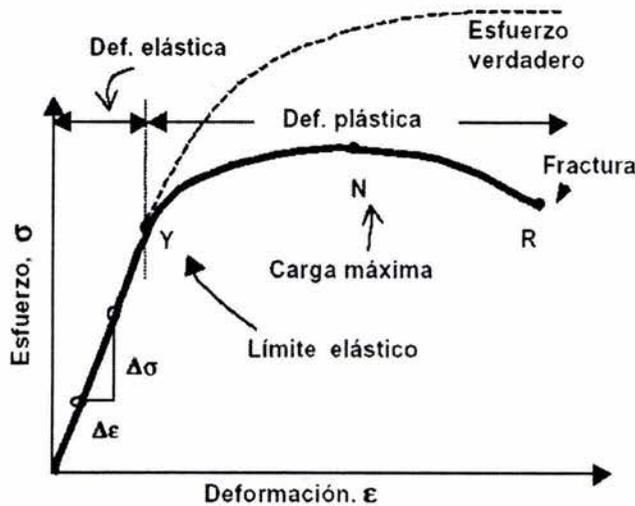


Figura 2.6.4.1. Curva típica de esfuerzo-deformación para un sólido elástico.

2.6.4.2 Módulo de Poisson

Existe una tendencia de los materiales sólidos a mantener su volumen total mientras son deformados. En el caso de la prueba de tensión, los lados del espécimen tienden a juntarse mientras los extremos están siendo alejados. En otras palabras la elongación producida por la fuerza axial f_1 , estará acompañada por una contracción en cada una de las direcciones transversales. Existe también una deformación lateral en la dirección de y y otra en la dirección de z . El valor absoluto de la razón entre la deformación lateral sobre la deformación axial es llamada relación de Poisson, por lo tanto se tiene dos relaciones de Poisson para los dos contracciones laterales

$$v_{xy} = -\epsilon_y / \epsilon_x \quad (2.6.4.2)$$

$$v_{zx} = -\epsilon_z / \epsilon_x$$

Donde v_{xy} es el módulo de Poisson en el plano xy , v_{zx} , el módulo de Poisson en el plano zx .

De (2.6.3.1) y (2.6.3.3) las deformaciones laterales ϵ_y y ϵ_z son referidas al esfuerzo aplicado σ_x por

medio de:

$$\begin{aligned} \epsilon_{xy} &= -\nu_{xy} \sigma_x / E_x \\ \epsilon_{xz} &= -\nu_{xz} \sigma_x / E_x \end{aligned} \quad (2.6.4.3)$$

Por lo tanto se observa que en la extensión uniaxial del espécimen mostrado en la figura 2.6.4.2, solo hay una fuerza aplicada. La única fuerza f_1 solo produce un esfuerzo σ_x , sin embargo existen tres deformaciones debido a dicho esfuerzo que son: ϵ_x , ϵ_y y ϵ_z .

El módulo de corte se obtiene al dividir el esfuerzo de corte aplicado τ_{xy} por el ángulo ψ .

Ver figura 2.6.3.2.

$$G_{xy} = \tau_{xy} / \psi$$

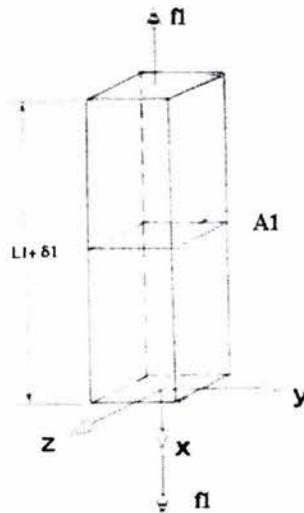


Figura 2.6.4.2. Representación de la extensión uniaxial.

2.6.5 Anisotropía

La isotropía es un estado en donde la microestructura del material consiste de elementos orientados al azar, y excluye la existencia de direcciones preferenciales para sus propiedades mecánicas. Un material es anisotrópico cuando sus propiedades mecánicas cambian con la dirección e isotrópico si tales propiedades son las mismas en cualquier dirección. Dentro de la anisotropía se tienen a los materiales ortotrópicos los cuales se caracterizan por tener tres ejes mutuamente ortogonales de direcciones preferenciales para las propiedades mecánicas. Cuando existe una alineación de los granos o de las microestructuras, se establecen direcciones preferenciales en el material, las cuales influyen a las propiedades mecánicas del material caracterizándolo anisotrópicamente. A

medida que se pierde la aleatoriedad en el acomodamiento de la microestructura, se gana anisotropía.

En el caso del hueso, como se vio en la parte de “Estructura y Biología del Hueso, 2.1” dado que el tejido óseo es una estructura de tejido laminar el cual está compuesto de fibras de colágeno empaquetadas y bien orientadas, se considera que es un material anisotrópico. Frecuentemente, las fibras de colágeno además de interconectarse entre sí, lo hacen entre láminas, lo que ocasiona un incremento en la resistencia del hueso. Las osteonas que forman el grueso de la corteza diafisaria del esqueleto maduro, consisten de un entramado irregular compuesto por cilindros longitudinales mismos que rodean la diáfisis del hueso. Las osteonas están formadas de láminas concéntricas de hueso rodeando los canales centrales. Dichos canales centrales de las osteonas son conocidos como canales Harvesianos y contienen vasos sanguíneos, linfáticos y en ocasiones nervios. La orientación longitudinal de las osteonas explica porqué la diáfisis cortical es más resistente a tensión y compresión cuando es sometida a carga longitudinal que cuando se somete a carga transversal. El empaquetamiento longitudinal de las osteonas permite modelar a la diáfisis del fémur como un sólido elástico homogéneo transversalmente isotrópico. El tejido trabecular, específicamente la cabeza femoral, tiene propiedades anisotrópicas, dado el arreglo de las trabéculas para dirigir las cargas mecánicas a través del hueso. Sin embargo para efectos de modelado, se considerará isotrópico dado que hasta el momento no existe en la literatura un conjunto de propiedades mecánicas anisotrópicas para la zona del tejido esponjoso.

Formalmente la simetría ortotrópica se caracteriza por tres planos mutuamente perpendiculares. Las normales de dichos planos forman un sistema coordinado de simetría ortotrópica y con relación a dichos sistemas coordinado, existen nueve constantes elásticas ortotrópicas para el comportamiento elástico lineal. Una configuración de esas nueve constantes es el que está constituido por las constantes elásticas técnicas, las cuales incluyen tres módulos de Young, E_x , E_y , E_z , tres módulos de corte, G_{xy} , G_{xz} , G_{yz} , y seis relaciones de Poisson, ν_{yz} , ν_{zy} , ν_{xz} , ν_{zx} , ν_{xy} , ν_{yx} , de las cuales solamente tres son independientes.

2.6.6 Relaciones Esfuerzo-Deformación

Hasta el momento se han establecido los conceptos de esfuerzo, deformación, isotropía y anisotropía. Existen relaciones importantes entre estos conceptos que se relacionan principalmente mediante la Ley de Hooke.

2.6.6.1 Carga Multiaxial

En esta sección se obtendrán relaciones entre las componentes normales de deformación ε_x , ε_y y ε_z , con las componentes normales de esfuerzo σ_x , σ_y , σ_z , para un estado general de esfuerzos de un sólido elástico lineal.

El efecto de cada uno de los esfuerzos σ_x , σ_y , σ_z , en el estado de deformaciones para un cuerpo cualquiera, será considerado por separado y posteriormente serán añadidos. Esta adición de los resultados de los diferentes esfuerzos aplicados se conoce como el principio de superposición y se justifica debido a que para un sólido elástico lineal, los esfuerzos son proporcionales a las deformaciones. Considerando el efecto de σ_x . En la sección 2.6.3.2, se observó que σ_x , produce

$$\begin{aligned} \varepsilon_x &= \sigma_x / E_x \\ \text{las siguientes tres deformaciones:} \quad \varepsilon_{xy} &= -\nu_{xy} \sigma_x / E_y \quad \dots (2.6.6.1) \\ \varepsilon_{xz} &= -\nu_{xz} \sigma_x / E_z \end{aligned}$$

por su parte σ_y producirá las siguientes deformaciones:

$$\begin{aligned} \varepsilon_{yx} &= -\nu_{yx} \sigma_y / E_y \\ \varepsilon_y &= \sigma_y / E_y \quad \dots (2.6.6.2) \\ \varepsilon_{yz} &= -\nu_{yz} \sigma_y / E_z \end{aligned}$$

y σ_z

$$\begin{aligned} \varepsilon_{zx} &= -\nu_{zx} \sigma_z / E_z \\ \varepsilon_{zy} &= -\nu_{zy} \sigma_z / E_z \quad \dots(2.6.6.3) \\ \varepsilon_z &= \sigma_z / E_z \end{aligned}$$

Si los tres esfuerzos son aplicados, entonces por superposición, la deformación resultante es la suma de las deformaciones individuales, por lo tanto:

$$\begin{aligned} \varepsilon_x &= (\sigma_x / E_x) - \nu_{yx} (\sigma_y / E_y) - \nu_{zx} (\sigma_z / E_z), \\ \varepsilon_y &= -\nu_{xy} (\sigma_x / E_x) + (\sigma_y / E_y) - \nu_{zy} (\sigma_z / E_z), \quad \dots (2.6.6.4) \\ \varepsilon_z &= -\nu_{xz} (\sigma_x / E_x) - \nu_{yz} (\sigma_y / E_y) + (\sigma_z / E_z), \end{aligned}$$

Para el módulo elástico de corte G_{xy} , se divide el esfuerzo de corte aplicado τ_{xy} por el ángulo ψ .

$$G_{xy} = \tau_{xy} / \psi \quad \dots (2.6.6.5)$$

De 2.6.3.4 y 2.6.6.5, se tiene que

$$\epsilon_{xy} = \tau_{xy} / (2 G_{xy}) \quad \dots (2.6.6.6)$$

De modo similar ϵ_{yz} y ϵ_{xz} están dados por

$$\epsilon_{yz} = \tau_{yz} / (2 G_{yz}) , \quad \epsilon_{xz} = \tau_{xz} / (2 G_{xz}) \quad \dots (2.6.6.7)$$

2.6.6.2.Ley de Hooke

La ley de Hooke para un material ortotrópico expresada en el sistema coordenado ortotrópico esta dada por las ecuaciones 2.6.6.4, 2.6.6.6 y 2.6.6.7. Combinando dichas ecuaciones en una ecuación matricial, tenemos la siguiente expresión:

$$\begin{bmatrix} \epsilon_x \\ \epsilon_y \\ \epsilon_z \\ 2\epsilon_{yz} \\ 2\epsilon_{xz} \\ 2\epsilon_{xy} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{1}{E_1} & -\frac{\nu_{yx}}{E_2} & -\frac{\nu_{zx}}{E_3} & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{\nu_{xy}}{E_1} & \frac{1}{E_2} & -\frac{\nu_{zy}}{E_3} & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{\nu_{xz}}{E_1} & -\frac{\nu_{yz}}{E_2} & \frac{1}{E_3} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{yz}} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{xz}} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{xy}} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \sigma_x \\ \sigma_y \\ \sigma_z \\ \tau_{yz} \\ \tau_{xz} \\ \tau_{xy} \end{bmatrix} \quad \dots (2.6.6.8)$$

La inversa de ésta matriz es:

$$\begin{bmatrix} \sigma_x \\ \sigma_y \\ \sigma_z \\ \tau_{yz} \\ \tau_{xz} \\ \tau_{xy} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} c_{11} & c_{12} & c_{13} & 0 & 0 & 0 \\ c_{21} & c_{22} & c_{23} & 0 & 0 & 0 \\ c_{13} & c_{23} & c_{33} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & c_{44} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & c_{55} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & c_{66} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \epsilon_x \\ \epsilon_y \\ \epsilon_z \\ 2\epsilon_{yz} \\ 2\epsilon_{xz} \\ 2\epsilon_{xy} \end{bmatrix} \quad \dots (2.6.6.9)$$

en donde:

$$c_{11} = \frac{1 - \nu_{yz}\nu_{zy}}{\Delta E_2 E_3} ,$$

$$c_{12} = \frac{\nu_{yx} + \nu_{zx}\nu_{yz}}{\Delta E_2 E_3} = \frac{\nu_{xy} + \nu_{zy}\nu_{xz}}{\Delta E_1 E_3} ,$$

$$c_{13} = \frac{\nu_{zx} + \nu_{yx}\nu_{zy}}{\Delta E_2 E_3} = \frac{\nu_{xz} + \nu_{xy}\nu_{yz}}{\Delta E_1 E_2}, \quad c_{22} = \frac{1 - \nu_{xz}\nu_{zx}}{\Delta E_1 E_3},$$

$$c_{23} = \frac{\nu_{zy} + \nu_{xy}\nu_{zx}}{\Delta E_2 E_1} = \frac{\nu_{yz} + \nu_{yx}\nu_{xz}}{\Delta E_1 E_2}, \quad c_{33} = \frac{1 - \nu_{xy}\nu_{yx}}{\Delta E_2 E_1},$$

$$c_{44} = G_{yz}, \quad c_{55} = G_{xz}, \quad c_{66} = G_{xy}, \quad \dots (2.6.6.10)$$

y en donde

$$\Delta = \frac{1 - \nu_{xy}\nu_{yx} - \nu_{yz}\nu_{zy} - \nu_{zx}\nu_{xz} - 2\nu_{yx}\nu_{zy}\nu_{xz}}{E_1 E_2 E_3}$$

La forma abreviada de la ecuación 2.6.6.9, es:

$$T = C[E] \quad \dots\dots (2.6.6.11)$$

o bien, en su forma generalizada para cualquier material:

$$\begin{aligned} \sigma_x &= C_{11}\epsilon_x + C_{12}\epsilon_y + C_{13}\epsilon_z + C_{14}\gamma_{xy} + C_{15}\gamma_{xz} + C_{16}\gamma_{yz} \\ \sigma_y &= C_{21}\epsilon_x + C_{22}\epsilon_y + C_{23}\epsilon_z + C_{24}\gamma_{xy} + C_{25}\gamma_{xz} + C_{26}\gamma_{yz} \\ \sigma_z &= C_{31}\epsilon_x + C_{32}\epsilon_y + C_{33}\epsilon_z + C_{34}\gamma_{xy} + C_{35}\gamma_{xz} + C_{36}\gamma_{yz} \\ \tau_{xy} &= C_{41}\epsilon_x + C_{42}\epsilon_y + C_{43}\epsilon_z + C_{44}\gamma_{xy} + C_{45}\gamma_{xz} + C_{46}\gamma_{yz} \\ \tau_{xz} &= C_{51}\epsilon_x + C_{52}\epsilon_y + C_{53}\epsilon_z + C_{54}\gamma_{xy} + C_{55}\gamma_{xz} + C_{56}\gamma_{yz} \\ \tau_{yz} &= C_{61}\epsilon_x + C_{62}\epsilon_y + C_{63}\epsilon_z + C_{64}\gamma_{xy} + C_{65}\gamma_{xz} + C_{66}\gamma_{yz} \end{aligned} \quad \dots\dots (2.6.6.12)$$

Lo cual es conocido como relación elástica de esfuerzo deformación. A pesar de que parecen ser 12 constantes elásticas distintas en 2.6.6.9 existen solamente 9 si se considera que la matriz de rigidez es un tensor simétrico.

Cuando existe isotropía transversal se considera que existe un plano de isotropía. Para esta caso, existen solamente cinco constantes elásticas diferentes y son obtenidas de las nueve constantes elásticas de acuerdo a:

$$E_x = E_y, \quad \dots (2.6.6.13)$$

$$\nu_{xy} = \nu_{yx}, \quad \dots (2.6.6.14)$$

$$\nu_{zx} = \nu_{zy}, \quad \dots (2.6.6.15)$$

$$G_{yz} = G_{zx}, \quad \dots (2.6.6.16)$$

$$G_{xy} = \frac{E_x}{2(1 + \nu_{xy})}, \dots (2.6.6.17)$$

La isotropía es el tipo de simetría más alto posible. Para la simetría isotrópica cada dirección de material es la misma y todos los planos son planos de simetría y planos de isotropía. Existen solamente dos constantes elásticas para el tensor de rigidez simétricamente isotrópico, conocidas como constantes de Lamé. Dichas constantes son “ λ ” y “ μ ”. λ no tiene interpretación física directamente, mientras que μ es el módulo de corte. Manipulando las constantes de Lamé se

obtienen las constantes conocidas: $\mu = G = G_{yz} = G_{xz} = G_{xy} = \frac{E}{2(1+\nu)}$ (2.6.6.18)

$$\lambda = \frac{\nu E}{(1+\nu)(1-2\nu)} \quad \dots (2.6.6.19)$$

$$E = E_x = E_y = E_z \quad \dots (2.6.6.20)$$

$$\nu = \nu_{xy} = \nu_{yx} = \nu_{xz} = \nu_{zx} = \nu_{yz} = \nu_{zy} \quad \dots (2.6.6.21)$$

2.6.7 Esfuerzos de von Mises y Cortantes Máximos

Una manera de investigar el efecto de las fuerzas sobre un cuerpo, es por medio del análisis de la energía, que a su vez se estudia por medio de las teorías de falla. Las teorías de falla son herramientas que permiten evaluar el estado de esfuerzos al que está siendo sometido cierto elemento de volumen y de acuerdo a un criterio dado, estimar si dicho elemento se deformará elástica o plásticamente. La teorías de falla consisten en manipular los elementos del tensor de esfuerzos para convertir un estado tridimensional de esfuerzos en un valor escalar de esfuerzos. Las teorías que más solidez han tenido en la biomecánica han sido: ¹³

- 1) Teoría de máxima energía de distorsión o de von Mises
- 2) Teoría de los cortantes máximos o de Tresca

La teoría de máxima energía de distorsión predice la falla de un modo más preciso, por otra parte, la teoría de los cortantes máximos es más conservadora.

2.6.7.2. Teoría de máxima energía de distorsión (von Mises)

Esta teoría se refiere a la energía de distorsión en un punto bajo un estado general de esfuerzos. Un estado de esfuerzos hidrostático ocurre cuando los tres esfuerzos principales son iguales y no existe distorsión. Cualquier cambio de este estado causará distorsión, por tanto un estado general de esfuerzos puede ser concebido como la suma de un estado de esfuerzos hidrostático mas un estado

de distorsión. Para obtener cada estado, se determina el esfuerzo promedio, $\sigma_{avg} = \frac{\sigma_x + \sigma_y + \sigma_z}{3}$

Por tanto, el estado general de esfuerzos puede expresarse:

$$\sigma = \begin{bmatrix} \sigma_{avg} & 0 & 0 \\ 0 & \sigma_{avg} & 0 \\ 0 & 0 & \sigma_{avg} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \sigma_x - \sigma_{avg} & \tau_{xy} & \tau_{zx} \\ \tau_{xy} & \sigma_y - \sigma_{avg} & \tau_{yz} \\ \tau_{zx} & \tau_{yz} & \sigma_z - \sigma_{avg} \end{bmatrix}$$

El primer término del lado derecho de la igualdad es la parte hidrostática del estado de esfuerzos, el segundo término es la parte distorsional del esfuerzo. Otra forma de expresar lo anterior, utilizando los esfuerzos principales:

$$\sigma = \begin{bmatrix} \sigma_{avg} & 0 & 0 \\ 0 & \sigma_{avg} & 0 \\ 0 & 0 & \sigma_{avg} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \sigma_1 - \sigma_{avg} & 0 & 0 \\ 0 & \sigma_2 - \sigma_{avg} & 0 \\ 0 & 0 & \sigma_3 - \sigma_{avg} \end{bmatrix}$$

$$\text{en donde } \sigma_{avg} = \frac{\sigma_1 + \sigma_2 + \sigma_3}{3}$$

La energía por unidad de volumen de un elemento de volumen sin esfuerzos cortantes esta dada por:

$$u = \frac{1}{2} [\sigma_x^2 + \sigma_y^2 + \sigma_z^2 - 2\nu(\sigma_x\sigma_y + \sigma_y\sigma_z + \sigma_z\sigma_x)]$$

Para determinar la energía de distorsión simplemente se sustituye $\sigma_1 - \sigma_{avg}$, $\sigma_2 - \sigma_{avg}$, $\sigma_3 - \sigma_{avg}$, para σ_x , σ_y y σ_z , respectivamente. Cuando la relación $\sigma_{avg} = (\sigma_1 + \sigma_2 + \sigma_3) / 3$, es utilizada, la energía de distorsión simplemente se reduce a:

$$u = \frac{1+\nu}{6E} [(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2]$$

Por tanto el esfuerzo de Von Mises está dado por:

$$\sigma_{vm} = \frac{1}{2} \sqrt{[(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2]}$$

2.6.7.1. La teoría de los cortantes máximos (Tresca)

Esta teoría postula que dado que los esfuerzos cortantes máximos en un elemento sometido a carga en tensión pura, son la mitad de los esfuerzos máximos a tensión, entonces la resistencia a corte por fluencia es $S_y/2$. Por tanto, el criterio de fluencia para esta teoría queda como sigue, teniendo

en cuenta al tensor de esfuerzos principales, $\frac{\sigma_1 - \sigma_3}{2} = \frac{S_y}{2}$ o bien:

$$\sigma_1 - \sigma_3 = S_y$$

2.7 Propiedades mecánicas del hueso

La Ley de Hooke postula que existe una proporcionalidad entre los esfuerzos y las deformaciones, sin embargo dicha proporcionalidad está sujeta a ciertas condiciones conocidas como propiedades mecánicas, mismas que son impuestas por el material. A continuación se muestra una tabla comparativa entre varios materiales. Como ya fue tratado anteriormente, el hueso es un material compuesto por dos materiales. La diferencia principal entre el hueso cortical y el hueso trabecular, no radica en su composición química, la cual es muy parecida, sino en el arreglo de la microestructura y en la alineación de las laminillas de colágeno y de cristales de hidroxiapatita. En el hueso cortical el módulo elástico es anisotrópico. Por tanto las relaciones ortotrópicas o transversalmente isotrópicas describen las propiedades elásticas del hueso correctamente.

Módulo Elástico (GPa)	Humano	Bovino	Acero (ASTM A-36)
Longitudinal	17.4	20.4	200
Transversal	9.6	11.7	200
Corte	3.51	4.14	77.2

Tabla 2.7. Comparación de Propiedades mecánicas.¹³

Las propiedades del hueso trabecular proporcionalmente tienen mayor complejidad en cuanto a la medición comparadas con las del hueso compacto. Las dificultades técnicas radican en que son extremadamente pequeñas las dimensiones de las trabéculas. Hace mas de un siglo, Wolff supuso que el módulo elástico de ambos tejidos era similar. Se han estado utilizando métodos directos de medición en la actualidad para determinar con exactitud dicho módulo elástico y los valores varían de 0.76 a 20 GPa.⁸ Con respecto a la anisotropía, la microestructura laminar y la orientación de las trabéculas la cual distribuye cargas mecánicas, cataloga al tejido esponjoso como un material anisotrópico. Sin embargo, la complejidad de determinar la dirección de los ejes de ortotropía, los cuales cambian no solo con cada trabécula sino con cada sistema de trabéculas (recordar que en la cabeza femoral se tienen 2 sistemas de trabéculas) hace necesaria la idealización de considerar a esta material como isotrópico para fines de modelado y de análisis de esfuerzos.

Se estima que el módulo de elasticidad es de un 20 a 30% menor que el módulo del hueso cortical¹. Dicha diferencia se atribuye a la diferencia de densidades, porosidad, así como un distinto arreglo de colágeno. A pesar de ello, un valor aceptado por toda la comunidad científica aún no ha sido

determinado.⁸ Las investigaciones continúan centrándose en cuantificar la microestructura del tejido y correlacionarla con propiedades físicas utilizando nanoindentación y experimentos de fatiga.

2.8 Análisis por del Elemento Finito

2.8.1 Introducción al análisis por elemento finito

Los análisis por medio del método del elemento finito han permitido resolver problemas de ingeniería y modelos físicos descritos por ecuaciones continuas. Las aplicaciones de este método van desde análisis estructural, transferencia de calor, fluidos, transporte de masa, potencial electromagnético, entre otros. Con los avances de la tecnología de las computadoras y de los sistemas CAD (*Computer Aided Design*, Diseño Asistido por Computadora) y CAE (*Computer Aided Engineering*, Ingeniería Asistida por Computadora), pueden modelarse problemas complejos con relativa facilidad. En una computadora pueden probarse varias configuraciones y simular el comportamiento más adecuado del fenómeno.

Existen problemas que involucran geometrías, condiciones de frontera, y propiedades de material complicadas, lo cual implica que no exista una solución analítica. Las soluciones analíticas generalmente requieren la solución de una ecuación diferencial ordinaria o parcial, mismas que para problemas complejos no so alcanzables. Por tanto, es necesario recurrir a los métodos numéricos, para obtener una solución aproximada pero aceptable. La formulación del problema por el método del elemento finito, resulta en un sistema simultáneo de ecuaciones algebraicas y se evita buscar una solución de las ecuaciones diferenciales que describen el fenómeno. El método aproxima valores de las variables desconocidas en números discretos en el medio continuo. De esta forma, el proceso de modelar un cuerpo dividiéndolo en un sistema equivalente de pequeños cuerpos o unidades (elementos finitos) interconectados en puntos en común (nodos) y/o, estableciendo sus fronteras y/o interacciones externas, es denominado discretización. En el método del elemento finito, en vez de resolver el problema para el cuerpo entero en una sola operación, se formulan ecuaciones para cada elemento, combinándose para obtener la solución del cuerpo entero. Para problemas estructurales es común determinar los desplazamientos de cada nodo, para calcular las deformaciones y por último los esfuerzos.

2.8.3 Descripción general del análisis por elemento finito¹⁵

El análisis por elementos finitos implica tres etapas de actividad: preprocesamiento, procesamiento y posprocesamiento. El preprocesamiento implica la preparación de los datos, como es el modelado de la geometría, la elección del tipo de elemento, las condiciones de frontera, información de tipo de cargas y material. La etapa de procesamiento implica la generación y solución de las ecuaciones de que resultan de las variables nodales. La etapa de posprocesamiento trata de la presentación de los resultados. En general, en esta etapa se calculan y muestran la configuración de deformaciones y la distribución de esfuerzos. Un análisis completo por elemento finito es una interacción lógica de estas tres etapas.

En el método del elemento finito, el cuerpo en estudio es representado como un ensamble de subdivisiones llamadas elementos finitos. Dichos elementos se considera que son interconectados en puntos específicos llamados nodos. Dado que la variación actual de la variable de campo (como son desplazamientos, esfuerzos, temperaturas), dentro del continuo no es conocida, se asume que la variación de dicha variable dentro de un elemento finito puede ser aproximada por una simple función. Las funciones de aproximación (también llamadas modelos de interpolación o funciones de forma) son definidas en término de los valores de las variables de campo en los nodos. Cuando las ecuaciones de campo (como son las de equilibrio) para el cuerpo en estudio son escritas, las nuevas incógnitas serán los valores nodales de la variable de campo (en este caso desplazamientos). Resolviendo las ecuaciones de campo, los valores nodales de la variable de campo son entonces conocidos. Una vez que dichos valores son conocidos, las funciones de aproximación definen la variable de campo a través del ensamble de los elementos.

2.8.3.1 Descripción general de la etapa de preproceso

Desde el punto de vista del análisis por elementos finitos, la etapa de preprocesamiento, básicamente consiste de los siguientes pasos:

1. Modelado de la geometría.
2. Asignación de propiedades mecánicas
3. Discretización de la estructura (definir tamaño de malla y tipo de elemento)
4. Asignación de las condiciones de frontera.

Sin embargo desde el punto de vista del método de elementos finitos, existen dos métodos en general de aproximación asociados a las variables nodales. Una aproximación llamada método de fuerza o flexibilidad, el cual usa las fuerzas internas como variables desconocidas, para obtener las

ecuaciones gobernantes, entonces se utilizan las ecuaciones de equilibrio. Las ecuaciones adicionales que se necesiten, son encontradas introduciendo ecuaciones de compatibilidad. El resultado es un conjunto de ecuaciones algebraicas que permiten determinar las fuerzas desconocidas. El segundo método de aproximación es conocido como de desplazamientos o “de rigidez”, asumiendo que los desplazamientos de los nodos son la variable desconocida del problema. Estudios han demostrado que para propósitos computacionales, el método de los desplazamientos (o de rigidez) es más favorable debido a que su formulación desde el punto de vista de programación es simple.¹⁶ El proceso de discretización consiste básicamente en elegir el tipo de elemento que mejor describe el comportamiento físico del cuerpo, así como dividir al cuerpo en un sistema equivalente de elementos finitos con sus nodos asociados. El número total de elementos y su variación en tamaño y tipo son principalmente resultado del juicio y la experiencia. Los elementos deben ser lo considerablemente pequeños para lograr resultados aceptables, pero suficientemente grandes para reducir los cálculos computacionales. Normalmente se requieren elementos pequeños en donde los resultados cambian rápidamente, como pueden ser cambios abruptos de geometría, por otro lado, en donde los resultados son relativamente constantes, los elementos grandes son suficientes. El cuerpo discretizado o malla puede obtenerse realizando un cálculo de cuántos elementos podrían caber en el sólido, o si la geometría es muy compleja, utilizando programas de generación de mallas. La elección del tipo de elementos depende del fenómeno físico a modelar. Los elementos más comunes en un análisis tridimensional de esfuerzos son tetraedros o hexaedros (ver anexo 1). Cada nodo experimenta un desplazamiento el cual es descrito por las funciones de forma. La selección de una interpolación o función de forma apropiada normalmente se define al seleccionar el tipo de elemento). Dado que los desplazamientos para una estructura compleja bajo cualquier condición de carga no puede ser predichos con certeza, se asume una solución que se ajuste al elemento para aproximar la solución. El cálculo de la solución debe ser simple desde el punto de vista computacional y satisfacer ciertas condiciones de convergencia. En general, el modelo de interpolación o función de forma, puede tener una forma polinomial o bien una serie trigonométrica. Las relaciones deformación/desplazamiento y esfuerzo/deformación son necesarias para poder derivar las ecuaciones para cada elemento finito. En el caso de una deformación unidimensional, en la dirección x , se tiene una deformación ϵ_x , referida al desplazamiento u , por medio de:

$$\varepsilon_x = \frac{du}{dx} \quad \dots(2.8.2)$$

para pequeñas deformaciones. Además, los esfuerzos deben estar relacionados con las deformaciones a través de la ley de Hooke, es decir:

$$\sigma_x = E\varepsilon_x \quad \dots(2.8.3)$$

en donde σ_x es el esfuerzo normal en la dirección x y E es el módulo de elasticidad.

Del modelo asumido de desplazamientos, la matriz de rigidez y el vector de carga, son derivados usando las condiciones de equilibrio. Por alguno de los tres métodos siguientes:

1. Método de equilibrio directo
2. Método de trabajo y energía
3. Métodos de los residuos ponderados. (Galerkin, el más popular)

Este paso permite describir el comportamiento de cada elemento. Las ecuaciones obtenidas son escritas en forma matricial quedando:

$$\{f\} = [k]\{d\} \quad \dots(2.8.4)$$

en donde $\{f\}$ es el vector de las fuerzas nodales, $[k]$, es la matriz de rigidez del elemento, y $\{d\}$ es el vector de los grados de libertad.

Posteriormente, se ensamblan los elementos para la obtención de la matriz de rigidez global y para la introducción de las ecuaciones de frontera. Como la estructura está compuesta de una gran cantidad de elementos finitos, las matrices de rigidez individuales de cada elemento y el vector de carga son ensamblados de una manera conveniente y las ecuaciones generales del equilibrio se formulan como:

$$\{F\} = [K]\{d\} \quad \dots(2.8.5)$$

En donde $\{F\}$ es el vector global de fuerzas nodales, $[K]$ es la matriz de rigidez global o de ensamble, $\{d\}$ es el vector de los grados de libertad de los nodos conocidos y desconocidos.

La matriz de rigidez K es una matriz singular porque su determinante es cero, para remover la singularidad del problema, se deben imponer las condiciones de frontera.

Solución de los grados de libertad desconocidos (o desplazamientos generalizados)

La ecuación 2.8.5, es un arreglo de ecuaciones algebraicas simultáneas que en forma expandida puede escribirse de la siguiente forma:

$$\begin{Bmatrix} F_1 \\ F_2 \\ M \\ F_n \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} K_{11} & K_{12} & K & K_{1n} \\ K_{21} & K_{22} & K & K_{2n} \\ M & & & M \\ K_{n1} & K_{n2} & K & K_{nn} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} d_1 \\ d_2 \\ M \\ d_n \end{Bmatrix} \quad \dots(2.8.6)$$

en donde n es el número de grados de libertad desconocidos de la estructura.

Para los desplazamientos nodales ya conocidos, se calculan los elementos de deformaciones y esfuerzos, utilizando las ecuaciones definidas en el paso 3.

Referencias

- [1] Buckwalter, JA, Glimcher MJ, Cooper RR, Recker R. Bone Biology Part I. J Bone Joint Surg. 1995; 8: 1256-1275.
- [2] Buckwalter, JA, Glimcher MJ, Cooper RR, Recker R. Bone Biology Part II. J Bone Joint Surg. 1995; 8: 1276-1289.
- [3] Evans, Gaynor. Stress and Strain in Bones. Charles Thomas Publisher. Springfield. Illinois. EEUU. 1957.
- [4] Layne JE, Nelson ME. The effects of progressive resistance training on bone density : a review. Med Sci Sports Exerc 1999; Jan 31(1):25-30.
- [5] Huijskes, R. Chao. A Survey of Finite Element Analysis in Orthopedic Biomechanics: The First Decade. J Biomech 1983; 16. 6: 385. 1983.
- [6] Huijskes R. If bone is the answer, then what is the question?. J Anat 2000; 197: 145-146. [7] Cowin, S. The false premise in Wolff's Law. Bone Mechanics Handbook. 2nd edition. CRC. EEUU 2002.
- [8] Cowin S. Mechanosensory mechanism in bones. Bone Mechanics Handbook. 2nd. Edition. CRC EEUU 2002.
- [9] Anthony, Catherine. Anatomía y Fisiología. Iberoamericana, 9na ed. México 1975.
- [10] Kapandji, Al. Fisiología Articular Miembro Inferior. 5a ed. Edit. Panamericana. España 2001.
- [11] Putz, R. Pabst R., Sobotta Atlas de anatomía humana. Panamericana. 13 ed. 2000.
- [12] Levi Enzo. Elementos de Mecánica del Medio Continuo. Limusa. México 1980.
- [13] Cowin S. Mechanics of materials. Bone Mechanics Handbook. 2nd. Edition. CRC EEUU 2002.
- [14] Keyak J, Rossi S. Prediction of femoral fracture load using finite element models: an examination of stress and strain-based failure theories. J Biomech. 2000; 33: 209-214.
- [15] Logan, Daryl. A First Course in the Finite Element Method. Mac Graw Hill. EEUU 2000.
- [16] Kardestuncer, H. Elementary Matriz Analysis of structures, McGrawHill, New York, 1974.

Capítulo III. Construcción del modelo de elementos finitos

3.1 Aproximación de la geometría en 3D

La reconstrucción de la geometría tridimensional del fémur se realizó a partir de cortes tomográficos, realizados cada 5 mm y practicados a un paciente masculino de 1.74m, 70 kg de peso y aparentemente sano, utilizando un tomógrafo axial computarizado modelo *Somaton AR Siemens*, del Centro Nacional de Rehabilitación. Ver figura 3.1.1

Los cortes fueron almacenados digitalmente mediante un escáner en formato de imagen. Posteriormente cada uno de ellos fue manipulado en un software de diseño asistido por computadora para obtener los puntos característicos de las tomografías que aproximarán la geometría del hueso. Con los puntos característicos se procedió en el software de elemento finito a reconstruir la geometría, corte por corte. Una vez transportados los puntos característicos, se procedió a formar polilíneas segmentadas, posteriormente áreas y finalmente volúmenes para construir el sólido en 3D. Ver figuras 3.1.2 a la 3.1.6.



Figura 3.1.1. Radiografía de los cortes practicados al paciente.

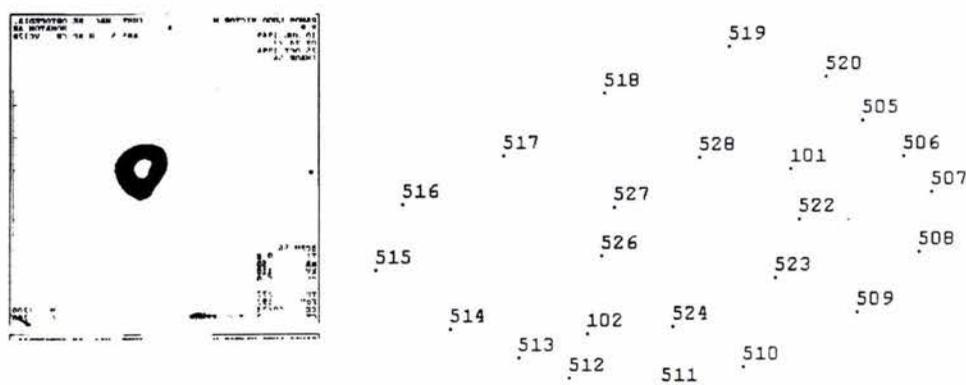


Figura 3.1.2. Corte tomográfico y puntos característicos.



Figura 3.1.3 Construcción de polilíneas segmentadas en cada punto característico.

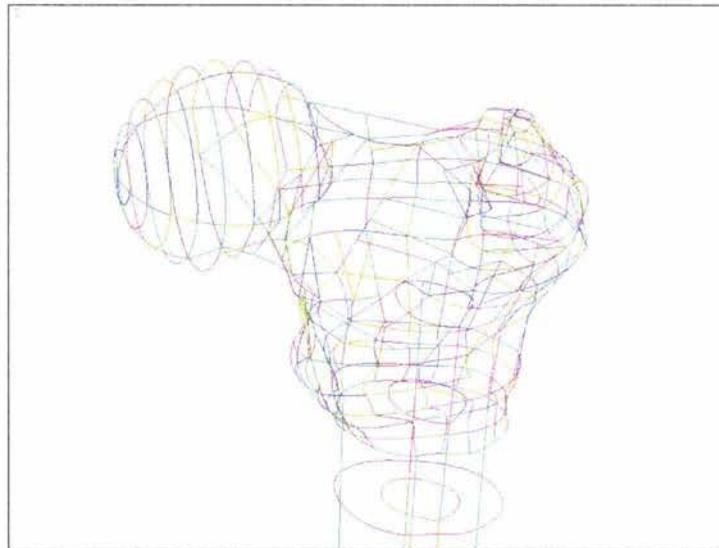


Figura 3.1.4 Polilíneas segmentadas de la cabeza femoral del modelo.

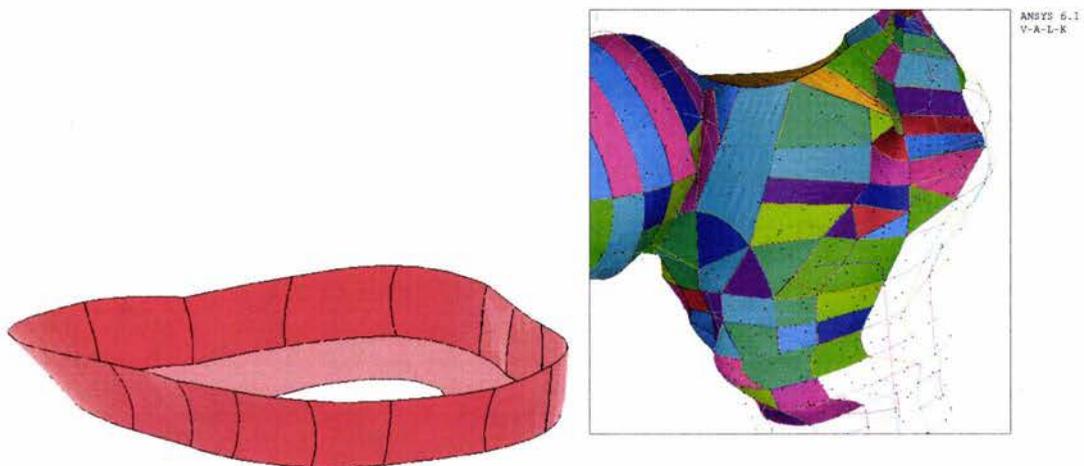


Figura 3.1.5. Construcción de áreas a partir de las polilíneas.



Figura 3.1.6. Áreas del modelo y volumen final.

La región distal fue modelada idealizando su geometría como un trapecoide. No se modeló a detalle la región de los cóndilos con el fin de evitar una densidad de malla importante en una zona lejana a la crítica. Lo único que interesa de la configuración mecánica de la región condilar, es el efecto a distancia sobre el cuello femoral que producen los músculos por el brazo de palanca y no su efecto sobre la región distal. Esto queda validado por el principio de Saint Venant, el cual afirma que la distribución de esfuerzos a distancia es independiente del modo de aplicación de las cargas, si el sistema es estáticamente equivalente.¹ Para tal efecto se obtuvieron las máximas dimensiones de la región condilar, que son en donde se insertan los músculos dado que el engrosamiento de la epifisis tiene la función de servir como zona de fijación muscular. Posteriormente con dichas dimensiones se construyó un trapecoide y se unió a los cortes de la región distal. Ver figura 3.1.7. La figura 3.1.8 muestra una comparación geométrica del sólido final con un diagrama esquemático del fémur.

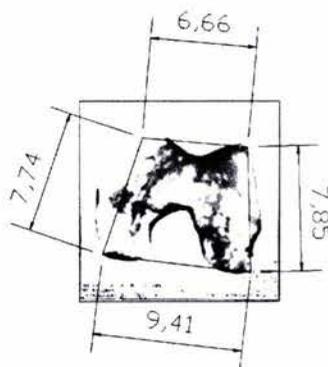


Figura 3.1.7. Aproximación de la región condilar por medio de un trapecoide.

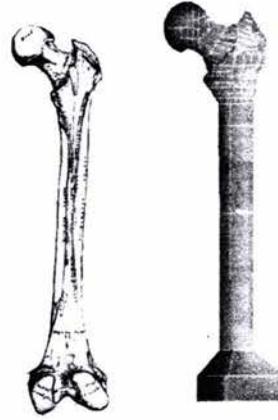


Figura 3.1.8. Comparación del modelo de fémur.

Por tanto fueron construidos: 698 puntos característicos, 640 líneas, 288 áreas y 4 volúmenes.

3.2 Propiedades mecánicas asignadas ^{2,3}

3.2.1 Distribución de materiales

Una de las consideraciones más importantes en la construcción del modelo es la correspondiente a la distribución de materiales ya que cada material tiene diferentes propiedades mecánicas. Se sabe que el tejido óseo está compuesto principalmente por dos tipos de hueso, de acuerdo a la figura 3.1.9

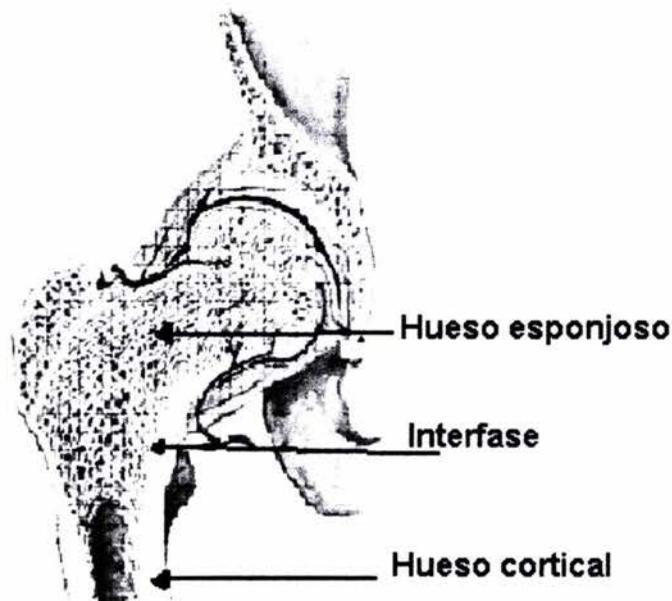


Figura 3.1.9. Esquema de un corte transversal de la cadera derecha.

En donde se puede observar que la diáfisis femoral está compuesta por hueso cortical y la cabeza femoral por hueso esponjoso en el interior y una pequeña capa de recubrimiento de hueso cortical. El hecho de que el fémur esté compuesto por dos materiales, dificulta el modelado debido principalmente a que:

- 1) La construcción geométrica de los volúmenes (uno para cada material al menos) es sumamente compleja.
- 2) El cambio de hueso cortical a hueso esponjoso no es súbito, existe un cambio paulatino en una región pequeña de hueso o interfase. Ver figura 3.1.10. Tal situación es compleja de modelar solamente con solo dos materiales dado que las propiedades mecánicas deben ser constantes, pues forman parte esencial de la matriz de rigidez. En dado caso, la interfase se podría modelar con un tercer material que simule el cambio de rigidez del hueso cortical al esponjoso. Esta posible solución involucraría la construcción de un tercer volumen así como la medición experimental de las propiedades mecánicas de esa región de transición. Así mismo es altamente probable que se concentren en una región geométrica pequeña una gran cantidad de elementos con diferentes propiedades mecánicas, lo cual puede traducirse en un inconveniente numérico pues se pueden generar esfuerzos ficticios. Los esfuerzos ficticios que se podrían presentar en este tipo de interfase se producen debido a que dado que la solución es una solución discreta por cada nodo, existiría un cambio súbito de propiedades mecánicas entre los elementos de un material y los elementos del material adyacente.

Por lo tanto dado que la cabeza femoral es casi en su totalidad hueso esponjoso y con el fin de evitar esfuerzos ficticios en la zona crítica, se modeló como estuviera formada en su totalidad de tejido esponjoso, despreciando la pequeña capa de hueso cortical que la recubre.

Así mismo, la pequeña capa de hueso esponjoso que está dentro del hueso cortical en la diáfisis fue despreciada, lo que se traduce en modelar toda la diáfisis como hueso cortical.

De esta forma toda la diáfisis y epífisis distal se modeló como tejido cortical y solamente la epífisis proximal a partir de dos cortes tomográficos debajo del trocánter mayor, como tejido esponjoso. Ver figura 3.1.10. Por tanto en caso de existir esfuerzos ficticios, se tendrían en la zona del trocánter mayor, lejos de la zona de interés que es el cuello femoral.

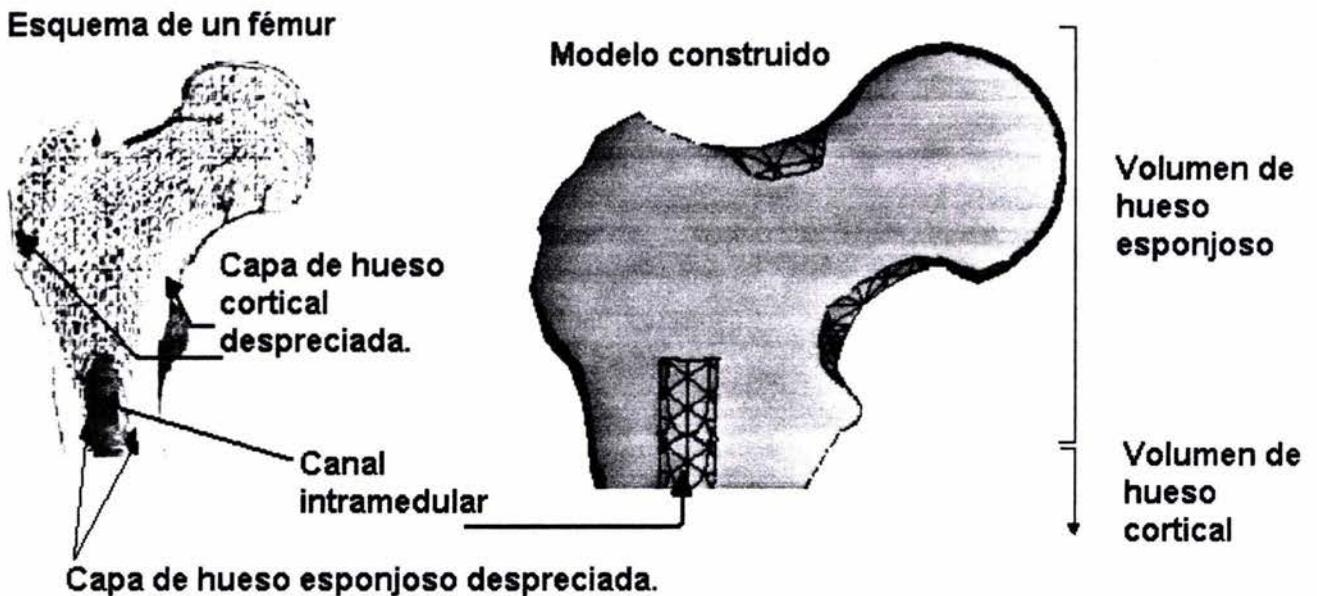


Figura 3.1.10. Distribución de los materiales asignados.

3.2.2. Asignación de propiedades mecánicas.

La asignación de las propiedades mecánicas dependió en gran medida de los resultados de la investigación realizada. Las propiedades del hueso esponjoso tienen mayor complejidad en cuanto a la medición comparadas con las del hueso compacto. Las dificultades técnicas radican en que son extremadamente pequeñas las dimensiones de las trabéculas. Mediante métodos directos de medición en la actualidad se han encontrado los valores del módulo elástico y los valores varían de 0.76 a 20 GPa. La microestructura laminar y la orientación de las trabéculas que distribuye las cargas mecánicas, catalogan al tejido esponjoso como un material anisotrópico. Sin embargo, la complejidad de determinar la dirección de los ejes de anisotropía, los cuales cambian no solo con cada trabécula sino con cada sistema de trabéculas (recordar que en la cabeza femoral se tienen 2 sistemas de trabéculas principales) hace necesaria la idealización de considerar al tejido esponjoso como isotrópico para fines de modelado y de análisis de esfuerzos. Es un hecho que se tendrá un error al realizar tal consideración, sin embargo el pretender modelar la cabeza femoral anisotrópicamente teniendo de antemano la gran incertidumbre de las direcciones anisotrópicas, comprometería más los resultados debido a que la zona de la cabeza femoral es nuestra zona de interés. Es posible que a futuro con los avances tecnológicos en técnicas experimentales y herramientas de modelado, la incertidumbre en la medición de las propiedades se pueda construir modelos más cercanos a la realidad que la propuesta que se presenta en este trabajo. El hueso

cortical es menos complejo que el caso del hueso esponjoso, debido a su que su microestructura tiene un arreglo homogéneo (laminillas concéntricas), así como también la geometría de la diáfisis es relativamente mas sencilla de someter a ensayos mecánicos que lo que lo son las pequeñas trabéculas. Por tanto se consideró al hueso cortical como ortotrópico, teniendo su mayor módulo elástico en dirección transversal (eje z). Así mismo, al ser hueso compacto es más denso que el hueso esponjoso.

De esta forma, de la bibliografía especializada^{2,3} se asignaron las siguientes propiedades:

Hueso Esponjoso:	Isotrópico	} Cabeza femoral	}
Ex (Pa)	1.00E+09		
PRXY	0.33		
Densidad (kg/m ³)	1650		
Hueso Cortical:	Ortotrópico	} Diáfisis y epífisis distal	}
Ex (Pa)	1.16E+10		
Ey (Pa)	1.12E+10		
Ez (Pa)	1.99E+10		
PRXY	0.44172		
PRXZ	0.37516		
PRYZ	0.39457		
Gxy (Pa)	4.00E+09		
Gyz (Pa)	5.00E+09		
Gxz (Pa)	5.40E+09		
Densidad (kg/m ³)	1950		

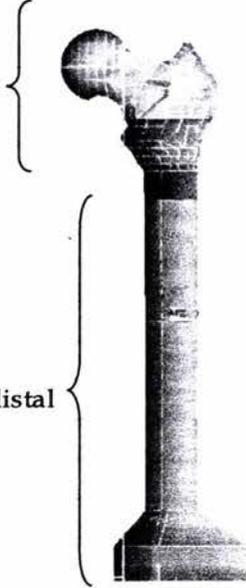


Tabla 3.2 Propiedades mecánicas asignadas al modelo.^{2,3}

3.3 Tamaño de malla y tipo de elemento

El modelo del fémur se construyó a partir de cuatro volúmenes. Dos para el hueso trabecular, y dos para el hueso cortical. Después de realizar un estudio de convergencia se concluyó que el tamaño de malla apropiado fue 0.0031 (ver siguiente sección, 3.4)

El tipo de mallado fue libre por medio de tetraedros, dada la complejidad de la geometría. El tipo de elemento que se utilizó fue el *solid 92*, integrado en las utilerías de Ansys 6.1, es un elemento de orden superior, presenta un comportamiento de desplazamiento cuadrático y tiene un comportamiento aceptable para mallas irregulares, según la referencia de ayuda de Ansys 6.1.

Así mismo, dicho elemento es definido por 10 nodos, teniendo 3 grados de libertad en cada nodo: traslación en x , y , z . Dentro de la investigación realizada, se encontró que para efectos de modelado de un fémur humano, las mallas con elementos tetraédricos de alto orden con comportamiento cuadrático, presentan un buen desempeño en el modelado comparados con elementos de bajo orden.⁴ El elemento *solid 92* cumple con estas características, ver anexo 1. Después de realizar la operación de mallado, para el tamaño 0.0031 se obtuvieron 73245 elementos y 118428 nodos. Ver figuras 3.3.1 a las 3.3.3.

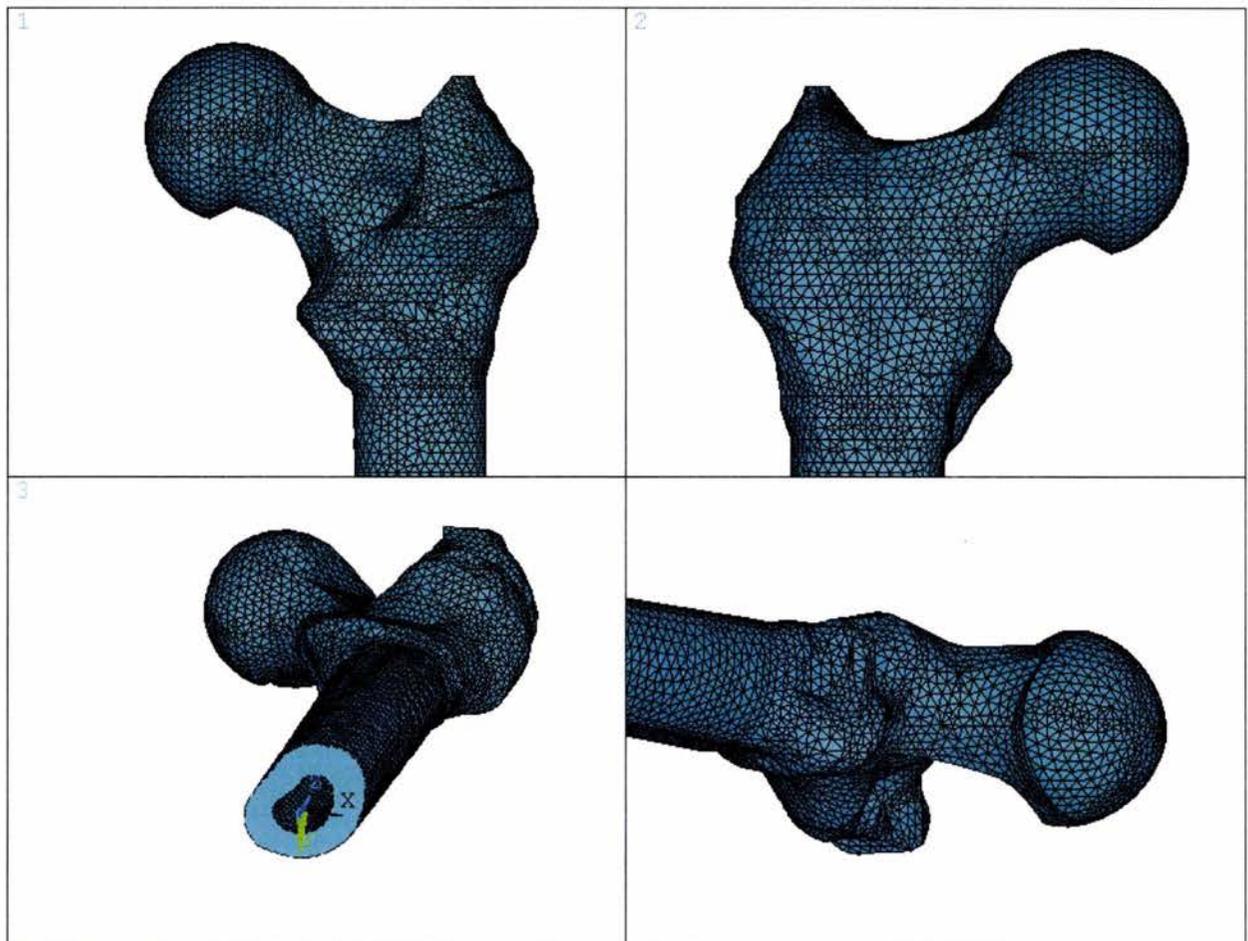


Figura 3.3.1. Vistas del modelo de elementos finitos.

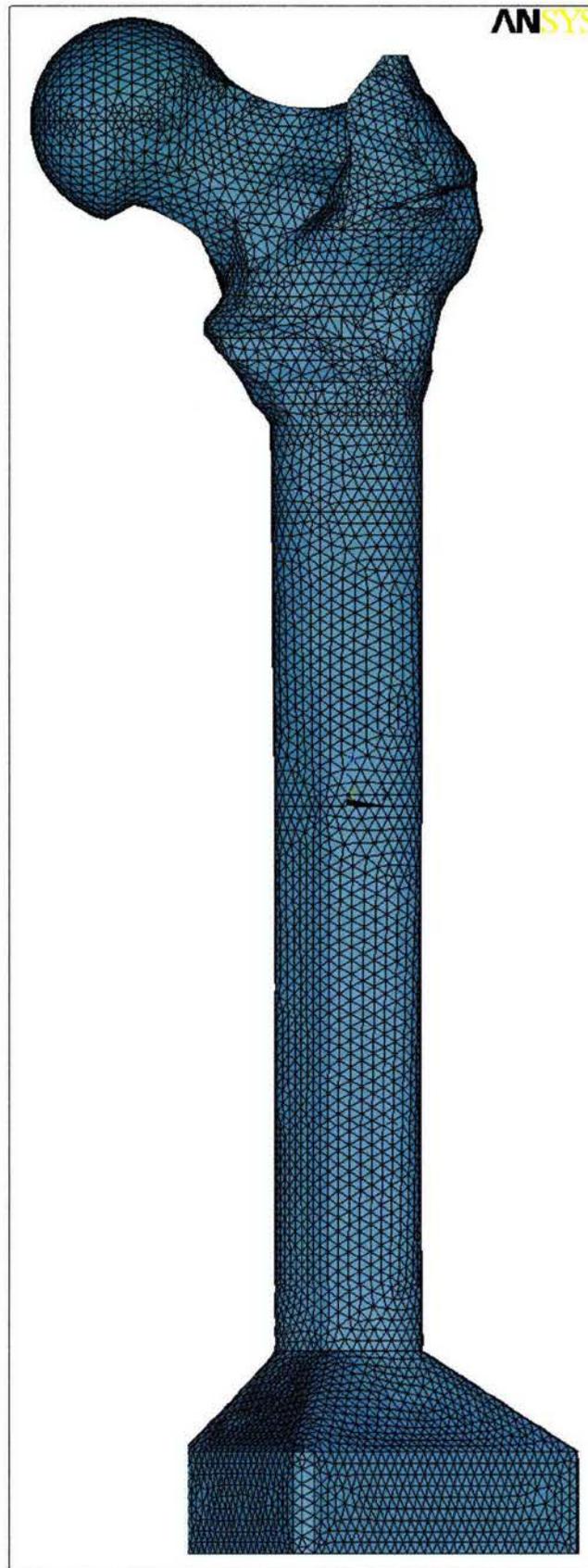


Figura 3.3.2. Modelo de elementos finitos del fémur. 73245 elementos y 118428 nodos.

3.4 Pruebas realizadas al modelo de elementos finitos

3.4.1 Convergencia de la malla y tiempo de solución

Debido a que los resultados del modelo deben ser independientes de la calidad de la discretización fue realizada una prueba de convergencia de la malla. Dicha prueba permite encontrar el número de nodos a partir del cual el valor del esfuerzo es aproximadamente el mismo. Se debe tener en cuenta que a mayor cantidad de nodos se tiene una mayor precisión en la solución, sin embargo un modelo con una gran cantidad de nodos es altamente costoso en recursos computacionales y el tiempo empleado para el procesador en obtener la solución aumenta exponencialmente. Así mismo, se debe tener en cuenta que la licencia universitaria de Ansys permite construir modelos hasta de 128 000 nodos, por lo que es interesante saber si el modelo converge antes de esa restricción.

Para tales efectos se corrieron diez casos con las mismas condiciones de frontera (restricción de movimiento de catorce áreas de la cabeza femoral, ver figura 3.6.1, correspondiente a la reacción de la cadera y la acción del tensor fascia), ubicadas en el modelo geométrico y no en el modelo de elementos finitos, debido a que los nodos cambian con cada caso. Es decir, la acción del tensor fascia se ubicó en puntos característicos cercanos a los nodos en donde en realidad se aplicarán para los casos del análisis. Por tanto la única variable, son el número de nodos, controlados por el tamaño de malla. Se seleccionó un área del cuello femoral (número 518) y se obtuvo la media del valor de los esfuerzos.

Tamaño de malla	Número de Nodos	Tiempo (s)	Esfuerzo (MPa)	Error Relativo %
0.0150	7369	22	10220420	5.61
0.0100	12667	28	10269481.82	6.12
0.0090	21599	47	10345690	6.91
0.0070	43326	142	9250837.931	4.41
0.0050	54048	210	9549505.263	1.32
0.0045	64134	262	9604464.615	0.75
0.0041	76768	352	9624574.324	0.55
0.0038	89729	478	9659680.247	0.18
0.0033	102404	575	9676822.892	0.01
0.0031	118428	787	9677318.28	0.00

Tabla 3.4.1. Valores de las pruebas de convergencia y tiempo de solución.

La siguiente figura muestra la convergencia del modelo.

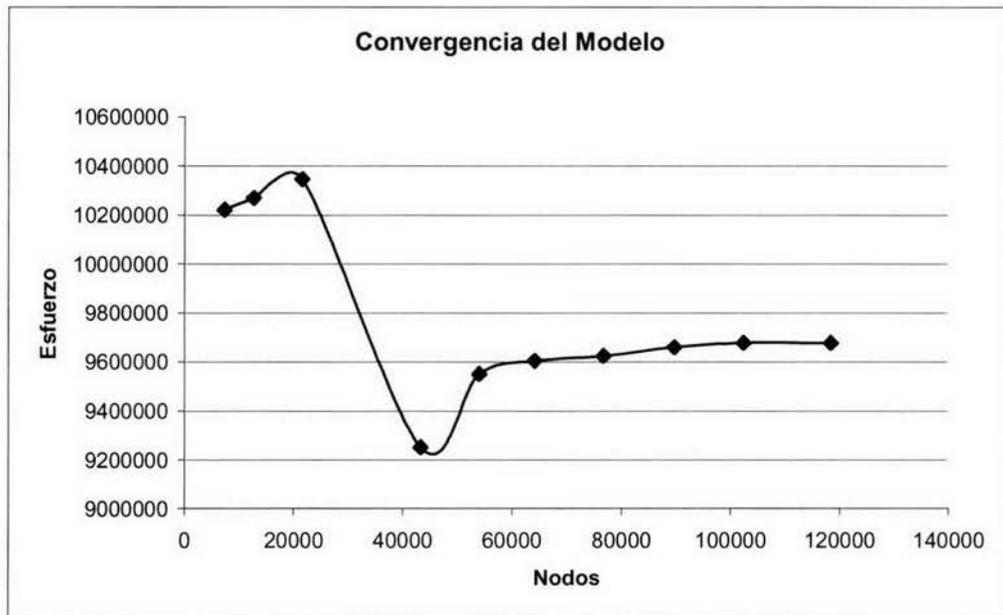


Figura 3.4.1. Convergencia del modelo.

Con lo cual se deduce que el valor del esfuerzo comienza a ser aproximadamente el mismo a partir de los 80 000 nodos, es decir con un tamaño de malla de 0.0038.

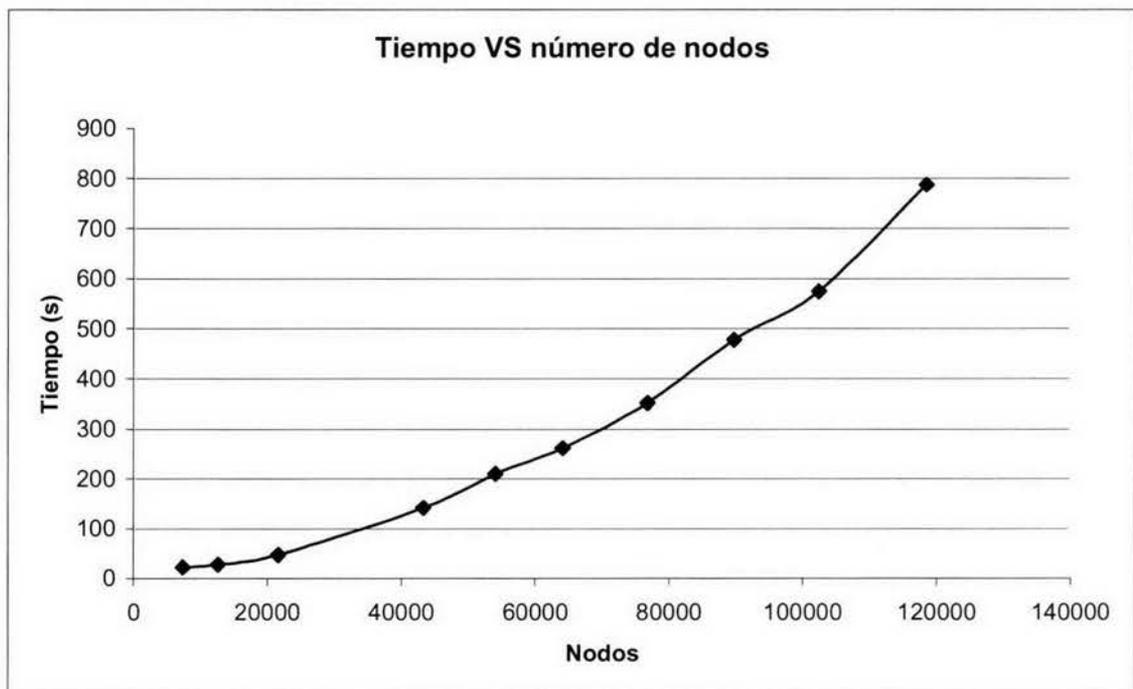


Figura 3.4.2. Tiempo en obtener la solución.

En esta gráfica se observa el incremento del tiempo en obtener la solución conforme se incrementa el número de nodos. Por tanto, se decidió que el tamaño de malla empleado para los análisis será de 0.0031, es decir 118 428 nodos. La figuras 3.4.3 y 3.4.4 muestran el modelo con tamaños de malla diferentes.

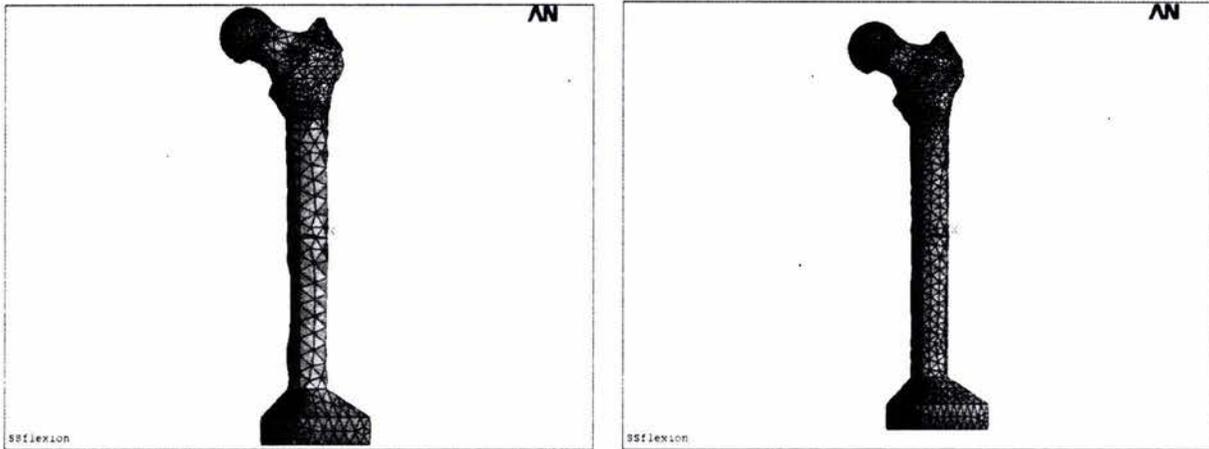


Figura 3.4.3. Modelo de elementos finitos de tamaño 0.015 y 0.009 respectivamente.

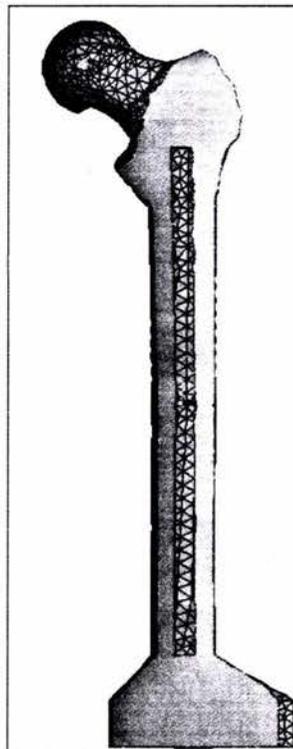


Figura 3.4.4. Detalle del canal intramedular en un modelo de tamaño de malla 0.01.

3.4.2 Verificación de reconocimiento de propiedades mecánicas

Una vez obtenido el tamaño de malla sobre el cual el modelo converge, se procedió a verificar las propiedades mecánicas. Dado que el modelo de elementos finitos tiene dos tipos de material, se comprobó el software reconociera diferentes tipos de densidad y propiedades mecánicas. Para tal efecto se calcularon el peso y los esfuerzos en un área específica (número 518) para dos casos diferentes:

- Caso 1) modelo compuesto (isotrópico + ortotrópico)
- Caso 2) modelo simple (isotrópico).

La tabla 3.4.2 muestra los cálculos correspondientes. Con lo cual podemos ver que efectivamente ambos valores son diferentes y que el modelo compuesto tiene un mayor peso debido a que el hueso cortical tiene una mayor densidad. Así mismo el valor de esfuerzo es mayor con el modelo compuesto que con el isotrópico, debido a que existen direcciones preferenciales y las cargas se distribuyen más eficientemente.

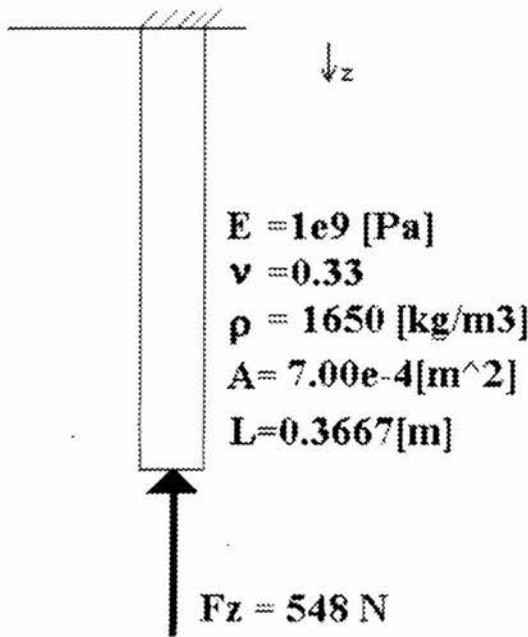
Caso	Peso (Kg)	Error %	Valor de esfuerzo (Pa)	Error %
1	0.832		9.63059E+05	
2	0.78554	5.58	9.58713E+05	0.45

Tabla 3.4.2 Pruebas de propiedades mecánicas.

3.4.3. Estimación del valor de esfuerzo

Con el fin de tener una idea aproximada del valor del esfuerzo se calculó el esfuerzo analíticamente idealizando un estado de compresión simple, utilizando únicamente la componente vertical (en z) del músculo recto femoral como se muestra en la figura. Así mismo se calculó por medio del modelo de elementos finitos, la misma condición de carga.

Idealización de una barra en compresión



Empotramiento de las áreas de contacto de la cabeza femoral.

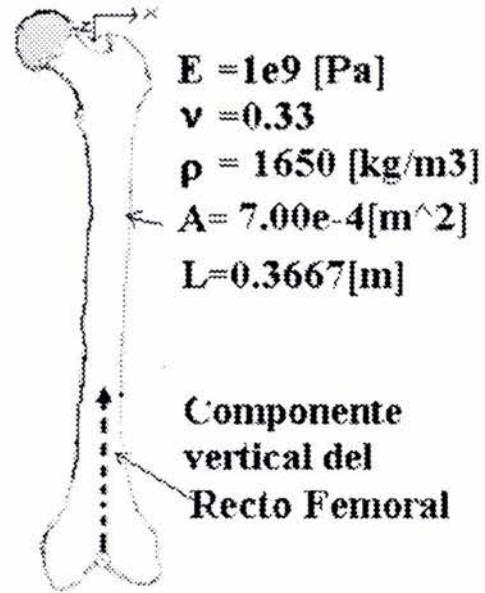


Figura 3.4.5. Idealización del estado de carga del recto femoral mediante una barra en compresión.

La solución analítica de la barra en compresión se obtiene de la siguiente manera:

Como se vio en la sección 2.6.3., el esfuerzo normal se define como:

$$\sigma = \frac{F}{A} \quad \dots 1$$

y la deformación esta dada por

$$\varepsilon = \frac{\delta}{L} \quad \dots 2 \quad (\text{Ecuación 3.3 de la sección 2.6.3.2})$$

Dado que el material es elástico y lineal, su comportamiento se rige mediante la ley de Hooke, o sea:

$$\sigma = E\varepsilon \quad \dots 3$$

sustituyendo (3) en (2)

$$\frac{\sigma}{E} = \frac{\delta}{L} \quad \dots (4)$$

y por último (1) en (4), tenemos:

$$\frac{F}{AE} = \frac{\delta}{L}$$

despejando δ tenemos

$$\delta = \frac{FL}{AE} \dots (5)$$

Por tanto, sustituyendo los valores en (5) del caso idealizado, tenemos

$$\delta = \frac{548[N] \times 0.3667[m]}{0.7.00 \times 10^{-4}[m^2] \times 1 \times 10^9 \left[\frac{N}{m^2} \right]} = 2.87 \times 10^{-4}[m]$$

de (2), obtenemos la deformación

$$\varepsilon = \frac{2.87 \times 10^{-4}[m]}{0.3667[m]} = 7.82 \times 10^{-4}$$

y finalmente sustituimos en (3)

$$\sigma = 1 \times 10^9 [Pa] \times 0.167 = 7.83 \times 10^5 [Pa]$$

por tanto el esfuerzo de compresión es

$$\sigma = 7.83 \times 10^5 [Pa]$$

El esfuerzo promedio de los nodos en la solución del modelo de elementos finitos es de:

$$\sigma = 8.705 \times 10^5 [Pa]$$

A pesar de que existe diferencia, se observa que ambos valores están en el mismo orden de magnitud.

Considerando como una mejor aproximación al resultado del modelo de elementos finitos, el error de

la solución analítica es: $\%Error = \frac{8.705 \times 10^5 - 7.83 \times 10^5}{8.705 \times 10^5} \times 100 = 10.1\%$

Dicho error es atribuido a que en el cálculo fue simplificado, no considerando el cambio de sección (área variable con respecto a la longitud) y a que la carga es en realidad excéntrica (sobre la superficie del hueso y no en el eje mecánico).

3.5 Aproximación de las condiciones de frontera

3.5.1. Músculos actores en los movimientos

Con base en la bibliografía de anatomía se concluyó que las siguientes funciones de los músculos y puntos de inserción son: ^{5,6}

Abductor. Origen. Parte posterior de la superficie glútea del ilion, detrás del sacro.

Inserción. Tuberosidad glútea del fémur y tracto iliotibial.

Acciones. Extensión y rotación lateral del muslo. Importante Abductor.

Tensor FasciaLata: Origen. Parte anterior de la cresta iliaca.

Inserción. Condilo lateral de la tibia vía tracto iliotibial.

Acciones. Extensión de la rodilla.

Psoas-Iliaco: Origen. Vértebras lumbares.

Inserción. Trocánter menor.

Acción. Flexión del muslo.

Sartorio: Origen. Espina iliaca.

Inserción. Lado medial del extremo superior de la tibia.

Acción. Flexión y abducción del muslo.

Cuadriceps femoral

Recto femoral. Origen. Espina iliaca anteroinferior y parte superior del acetábulo.

Vasto medial. Origen. Labio medial de la línea aspera.

Vasto lateral. Origen. Labio lateral de la línea aspera.

Vasto intermedio. Origen. Superficie lateral y anterior del fémur.

Inserción del cuadriceps. Los cuatro componentes del cuádriceps son insertados en la patela, y de aquí a los tubérculos de la tibia. Por tanto la patela es un hueso sesamoide en el tendón del cuádriceps.

Acciones. Extensión y estabilización de la rodilla

Aductor mayor. Origen. Rama inferior del pubis e isquion.

Inserción. Línea áspera y tubérculo del fémur.

Acciones. Aducción y extensión del muslo.

Gracilis. Origen. Rama inferior del pubis y del isquion.

Inserción. Lado medial de la tibia entre el sartorio y el semitendinoso.

Acciones. Aducción del muslo.

Bíceps femoral Origen. Tuberosidad isquial y línea áspera.

Inserción. Cabeza de la fibula.

Acciones. Extensión de la cadera y flexión de la rodilla.

Semitendinoso. Origen. Tuberosidad isquial.

Inserción. Lado medial enfrente de la tibia, detrás del sartorio y gracilis.

Acciones. Extensión de la cadera y flexión de la rodilla.

Semimembranoso Origen. Tuberosidad isquial.

Inserción. Cóndilo medial de la tibia.

Acciones. Extensión de la cadera y flexión de la rodilla

Las funciones se pueden resumir en la siguiente tabla:

	Músculo	Función
1	PsoasIliaco	Flexión
2	RectoFemoral	Flexión
3	Sartorio	Flexión
4	Abductor	Extensión
5	Biceps Femoral	Extensión
6	Semitendinoso	Extensión
7	Semimembranoso	Extensión
8	Abductor	Abducción
9	Tensor Fascia	Abducción
10	Aductor	Aducción
11	Gracilis	Aducción

Tabla 3.5.1 Funciones musculares

3.5.2. Magnitud y Dirección de las fuerzas musculares

Una vez identificados los músculos se procedió a investigar su fuerza. Las fuerzas musculares fueron recopiladas de las hojas de cálculo obtenidas del software *Hip Joint Loading*.⁷ En dicho software se utilizó un tomógrafo computarizado y datos de rayos X, para desarrollar modelos individuales del miembro inferior con cuatro pacientes. Los modelos fueron validados por medio de una comparación de cálculos cíclica así como mediciones en vivo de las fuerzas de reacción de la cadera durante la marcha y el ascenso de escaleras. Ver figuras 3.5.2.1 y 3.5.2.2. Los autores del software consideran que las aproximaciones son buenas herramientas para determinadas condiciones en el análisis de prótesis, remodelación ósea alrededor de implantes y estabilidad de fracturas con fijación interna.⁸

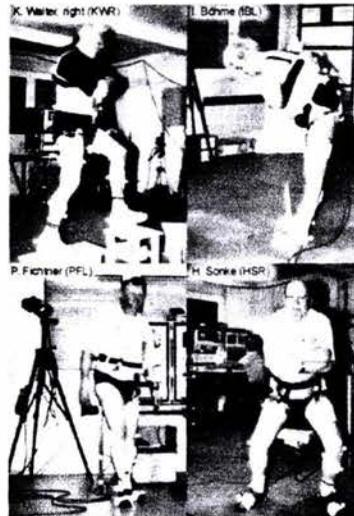


Figura 3.5.2.1. Mediciones en vivo de las fuerzas musculares realizada en el desarrollo de *Hip Joint Loading*.

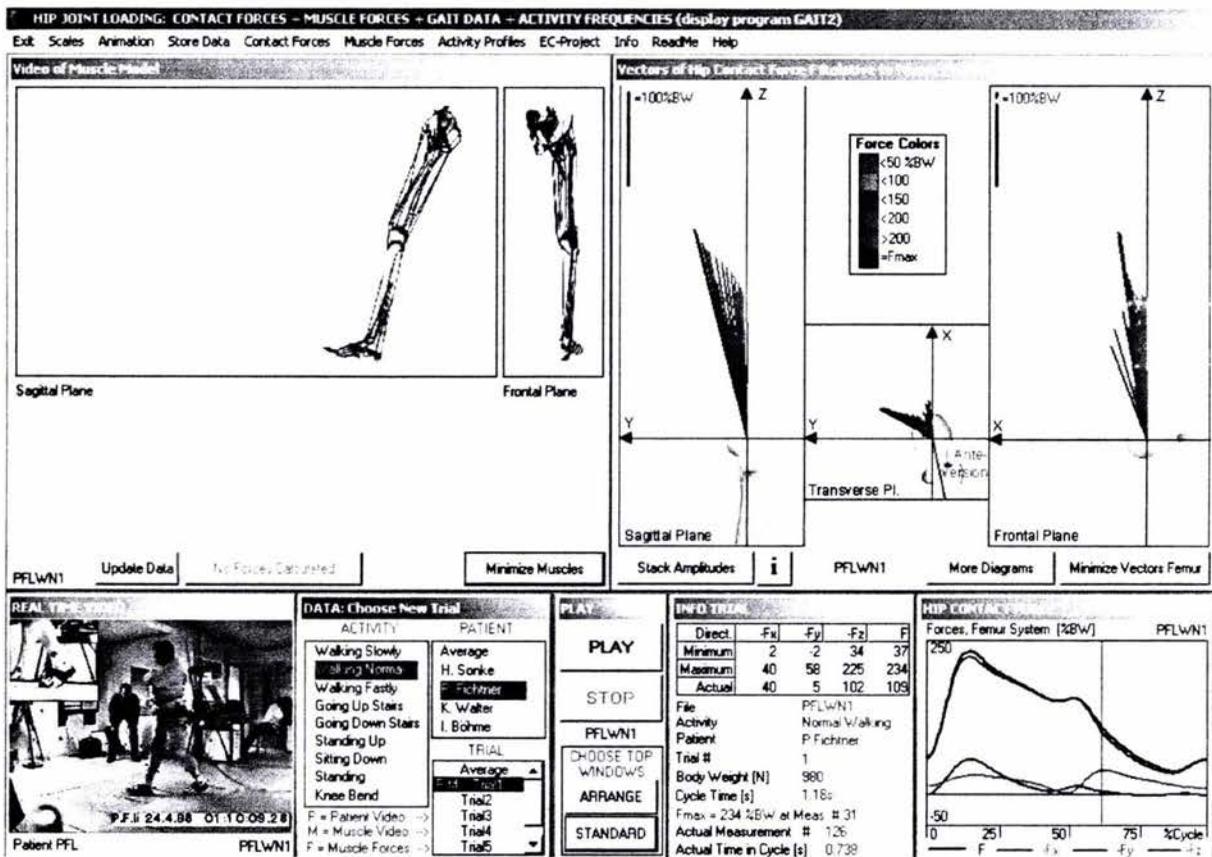


Figura 3.5.2.2. Aplicación del software *Hip Joint Loading*.

La siguiente tabla resume las fuerzas musculares:

Músculo	Fuerza = % f (peso corporal)			Función	70kg(686.7N)			Nodo
	Fx	Fy	Fz		x	y	z	
PsoasIliaco	11.37	81.6	76.53	Flexión	78.1	560.3	525.5	110558
RectoFemoral	-4.5	3.9	79.9	Flexión	-30.9	26.8	548.7	56759
Sartorio	-3.2	-6.8	26.2	Flexión	-22.0	-46.7	179.9	61073
Abductor	-58	-4.3	86.5	Extensión	-398.3	-29.5	594.0	1936
Biceps Femoral	-8.3	-1.4	37.1	Extensión	-57.0	-9.6	254.8	37824
Semitendinoso	-16.7	6.3	58.5	Extensión	-114.7	43.3	401.7	65800
Semimembranoso	-10.9	2.2	39.55	Extensión	-74.9	15.1	271.6	65736
Abductor	-58	-4.3	86.5	Abducción	-398.3	-29.5	594.0	1936
Tensor Fascia	-7.7	-12.3	16.1	Abducción	-52.9	-84.5	110.6	65815
Aductor	-7.3	6.7	10.3	Aducción	-50.1	46.0	70.7	35159
Gracilis	-14	-4.8	27.95	Aducción	-96.1	-33.0	191.9	61085

Tabla 3.5.2. Magnitudes de las fuerzas musculares y funciones.

3.6. Casos de estudio

Se modelaron cuatro casos de acuerdo a las posibilidades motrices de la cadera:

Caso a) flexión

Caso b) extensión

Caso c) abducción

Caso d) aducción

El contacto de la pelvis con la cabeza femoral fue modelado restringiendo los grados de libertad de las áreas en contacto, debido a que se supone el instante inicial de movimiento, en donde la resistencia al movimiento es máxima. En la etapa de procesamiento de la solución, los nodos pertenecientes a tales áreas asumirán dichas condiciones de movimiento. La presente consideración fue hecha para los cuatro casos, por lo que se omitirá mencionarla en cada uno de ellos. Ver figura 3.6.1.



Figura 3.6.1. Contacto con la cadera en donde se restringen los grados de libertad de las áreas.

Caso a) FLEXIÓN

Músculo	Fuerza = % f (peso corporal)			Función	70kg(686.7N)			Nodo
	Fx	Fy	Fz		x	y	z	
PsoasIliaco	11.37	81.6	76.53	Flexión	78.1	560.3	525.5	110558
RectoFemoral	-4.5	3.9	79.9	Flexión	-30.9	26.8	548.7	56759
Sartorio	-3.2	-6.8	26.2	Flexión	-22.0	-46.7	179.9	61073

Tabla 3.6.1 Condiciones de frontera para la flexión.

Diagrama de cuerpo libre:

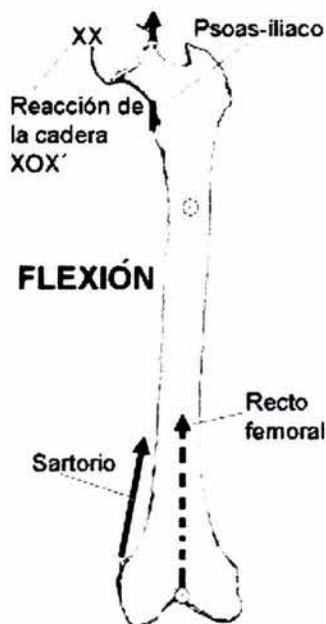


Figura 3.6.2. Diagrama de cuerpo libre del movimiento de flexión de la cadera.

Caso b) EXTENSIÓN

Músculo	Fuerza			= % f (peso corporal)	Función	70kg(686.7N)			Nodo
	Fx	Fy	Fz			x	y	z	
Abductor	-58	-4.3	86.5	Extensión	-398.3	-29.5	594.0	1936	
Biceps Femoral	-8.3	-1.4	37.1	Extensión	-57.0	-9.6	254.8	37824	
Semitendinoso	-16.7	6.3	58.5	Extensión	-114.7	43.3	401.7	65800	
Semimembranoso	-10.9	2.2	39.55	Extensión	-74.9	15.1	271.6	65736	

Tabla 3.6.2 Condiciones de frontera para la extensión

Diagrama de cuerpo libre:

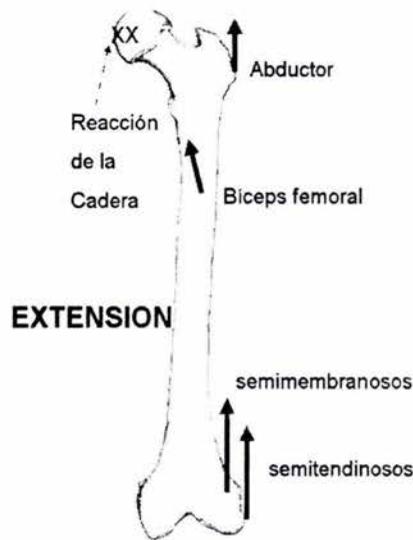


Figura 3..6.3. Diagrama de cuerpo libre del movimiento de extensión de la cadera.

Caso c) ABDUCCIÓN

Músculo	Fuerza			= % f (peso corporal)	Función	70kg(686.7N)			Nodo
	Fx	Fy	Fz			x	y	z	
Abductor	-58	-4.3	86.5	Abducción	-398.3	-29.5	594.0	1936	
Tensor Fascia	-7.7	-12.3	16.1	Abducción	-52.9	-84.5	110.6	65815	

Tabla 3.6.3 Condiciones de frontera para la abducción

Diagrama de cuerpo libre

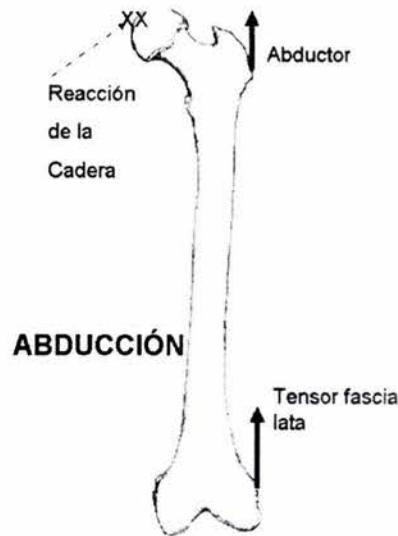


Figura 3.6.4. Diagrama de cuerpo libre del movimiento de abducción de la cadera.

Caso d) ADUCCIÓN

Músculo	Fuerza = % f (peso corporal)			Función	70kg(686.7N)			Nodo
	Fx	Fy	Fz		x	y	z	
Aductor	-7.3	6.7	10.3	Aducción	-50.1	46.0	70.7	35159
Gracilis	-14	-4.8	27.95	Aducción	-96.1	-33.0	191.9	61085

Tabla 3.6.4 Condiciones de frontera para la abducción

Diagrama de cuerpo libre

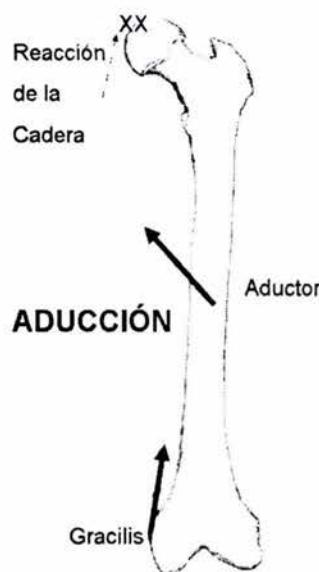


Figura 3.6.5. Diagrama de cuerpo libre del movimiento de aducción de la cadera.

Referencias

- [1] Beer F, Johnston R. Mechanics of materials. Mac Graw Hill. USA. 2002.
- [2] Taylor W, Roland E. Determination of orthotropic bone elastic constants using FEA and modal analysis. J Biomechanics 35 (2002) 767-773.
- [3] Dominguez-Hernández VM, Carbajal Romero MF, Urriolagoitia Calderón G, Hernández Gómez LH, Rico Martínez G, Damián-Noriega Z, Lomeli-Mejía P. Biomecánica de un femur sometido a carga. Desarrollo de un modelo tridimensional por medio del método del elemento finito. Rev Mex Ortop Traum 1999, 13(6); Nov-Dic: 633-638.
- [4] Polgar K, Viceconti M. A comparison between automatically generated linear and parabolic tetrahedra when used to mesh a human femur. Proc Instn Mech Engrs. 215; H: 95-94.
- [5] Anthony, Catherine. Anatomía y Fisiología. Iberoamericana, 9na ed. México 1975.
- [6] Kapandji Faiz, Omar. Moffat, David. Anatomy at a Glance. Blackwell Science USA. 2002.
- [7] Software Hip 98. Free University, Berlin. ISBN 3-9807848-0-0.
- [8] Heller, M.O., Bergmann, G., Deuretzbacher, G., Dürselen, L., Pohl, M., Duda, G.N., 2001. Musculo-skeletal loading.

Capítulo IV. Análisis de Resultados

El análisis de los resultados de las simulaciones consistió en comparar los esfuerzos en la zona crítica por medio de dos procedimientos diferentes.

El primero de ellos correspondió a una comparación visual de la gráfica del gradiente de esfuerzos proporcionado por *Ansys 6.1*. Para ello se graficaron cuatro vistas de la cabeza femoral, distribuidas como sigue: vistas externas “a” y “b”, corte en plano medio “c” y corte en zona crítica “d”. Este procedimiento permitió valorar la distribución de esfuerzos, sin importar la magnitud de los mismos.

El segundo procedimiento, correspondió a una valoración estadística de los esfuerzos en los nodos. Para tal efecto se seleccionaron los nodos de la zona crítica, se obtuvo su media y su desviación estándar, posteriormente los cuatro casos fueron graficados en un forma de barras. Este procedimiento permitió valorar la magnitud de los esfuerzos, sin importar su distribución.

Finalmente se construyó una matriz de decisión para determinar el movimiento que mejores resultados obtiene a lo largo de las comparaciones.

Se utilizó el criterio de los cortantes máximos en ambos casos por dos razones principalmente:

- a) la línea de investigación bajo la cual fue desarrollada esta tesis, es conocer la influencia del estímulo mecánico en las células del hueso. Por otro lado, el criterio de los cortantes máximos, es conservador al analizar los esfuerzos existentes, ya que al manipular a los elementos del tensor de esfuerzos, calcula un valor más alto que cualquier otro criterio utilizado en los trabajos publicados de biomecánica de hueso (por ejemplo von Mises). Por tanto, el criterio de los cortantes máximos puede ayudar a predecir la influencia del estímulo mecánico sobre las células óseas, antes que cualquier otro.
- b) la evidencia teórica y experimental del estado del arte actual, sugiere que los osteocitos son activados por esfuerzos cortantes producidos por el flujo del fluido intersticial en los canalículos de la matriz ósea.¹

4.1. Comparación cualitativa de la distribución de esfuerzos.

En las siguientes figuras se presentan la vista posterior de la cabeza femoral (a), la vista anterior (b), un plano sagital auxiliar para ver los esfuerzos internos (c) y una vista de los esfuerzos internos de la cabeza femoral con una vista seccional (d).

Las secciones (a) y (b) de todas las figuras dan una idea de la distribución de los esfuerzos en la superficie de la cabeza femoral. Para conocer también la distribución de los esfuerzos en el interior del fémur, fue necesario realizar un corte a lo largo de la cabeza femoral (c), así como uno en el cuello femoral (d).

La sección (d), fue útil para conocer la distribución de los esfuerzos en la zona más crítica del cuello femoral. Se distingue que ninguno de los cuatro casos tiene una buena distribución de esfuerzos en el centro del cuello femoral, dado que se encuentra el valor más bajo de esfuerzo (color azul). Tal situación permite concluir lo siguiente:

- i) en el centro de la zona crítica del cuello femoral del modelo, no existen esfuerzos importantes, dicha zona se encuentra sometida a bajo trabajo mecánico.
- ii) los procesos de remodelación y fortalecimiento en dicha zona son más tardados que en el resto del fémur, lo cual explica el gran número de fracturas cuando existe baja densidad mineral ósea.

Para fines de la matriz de decisión se calificaron las figuras "a" y "b" conjuntamente, por ser el efecto en la superficie de las cargas aplicadas, las figuras "c" y "d" fueron calificadas individualmente. En una escala del 3 al 0 se calificaron las distribuciones, dando 3 puntos a la mejor y 0 a la peor. El criterio para decir si una distribución de esfuerzos es buena, correspondió a la consideración de que una buena distribución de esfuerzos es aquella en donde los esfuerzos máximos se reparten en la cabeza femoral, específicamente en el cuello femoral, dado que se busca que en esa zona sea activado el proceso de remodelación ósea.

Movimiento	Efecto superficial "a" y "b"	Plano Medio "c"	Corte zona critica "d"
Flexión	0	0	0
Extensión	1	2	1
Abducción	3	1	3
Aducción	2	3	2

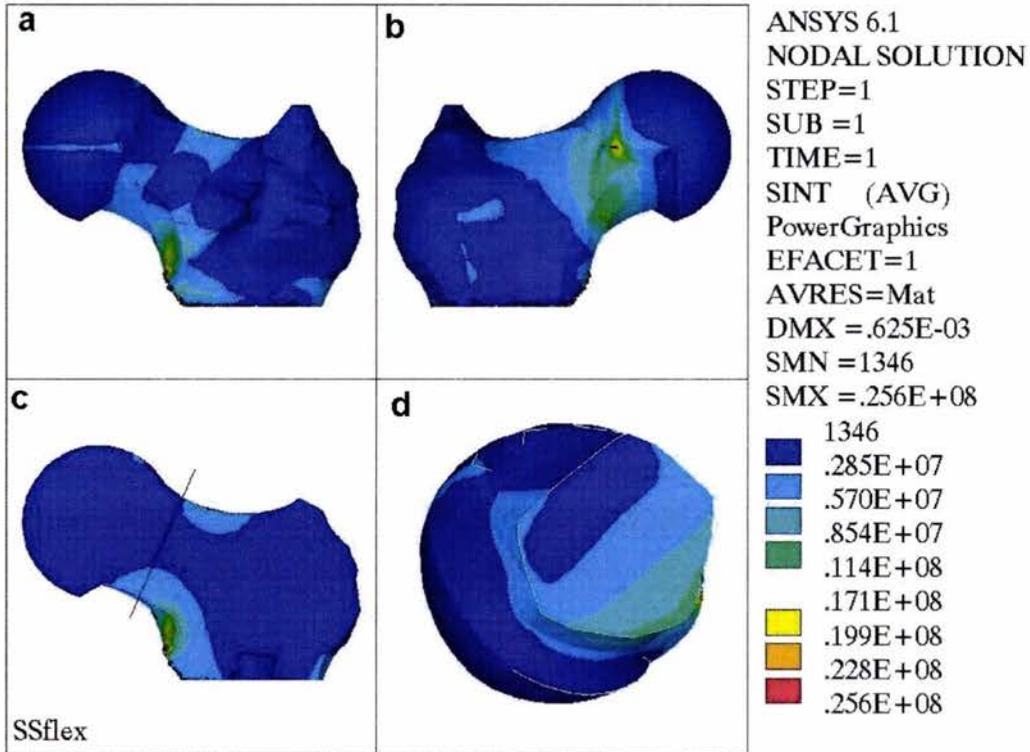


Figura 4.1.1 Distribución de esfuerzos para el caso de flexión. a. Vista posterior. b. Vista anterior. c. Plano medio. d. Corte en zona crítica.

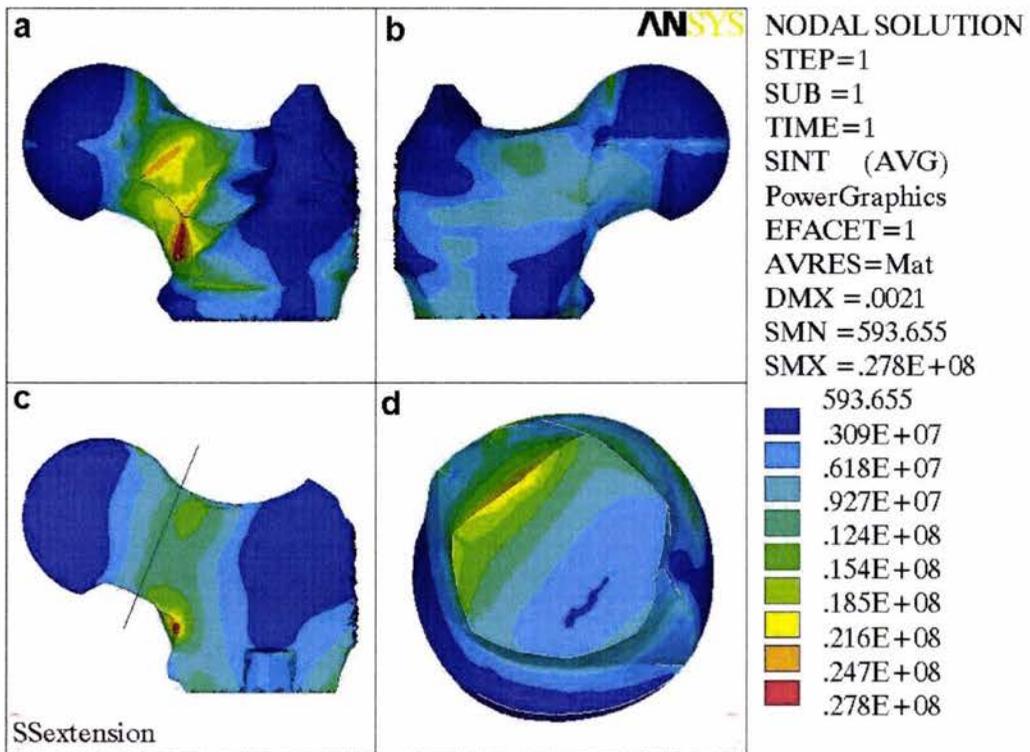


Fig. 4.1.2 Distribución de esfuerzos para el caso de extensión. a. Vista posterior. b. Vista anterior. c. Plano medio. d. Corte en zona crítica.

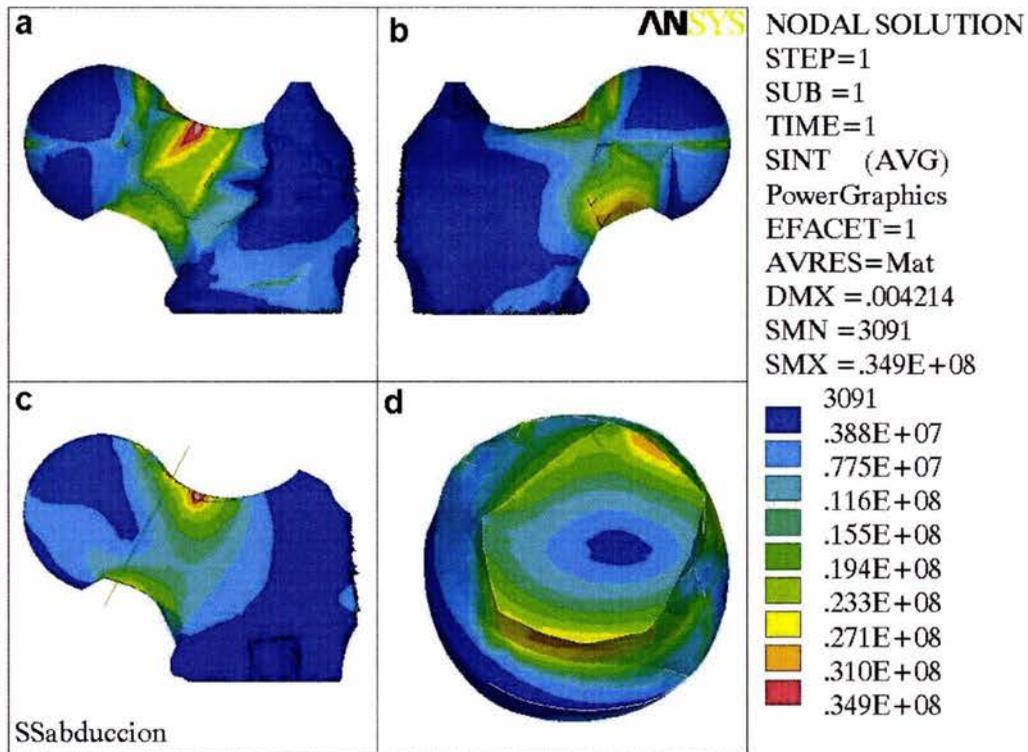


Fig. 4.1.3. Distribución de esfuerzos para el caso de abducción. a. Vista posterior. b. Vista anterior. c. Plano medio. d. Corte en zona crítica.

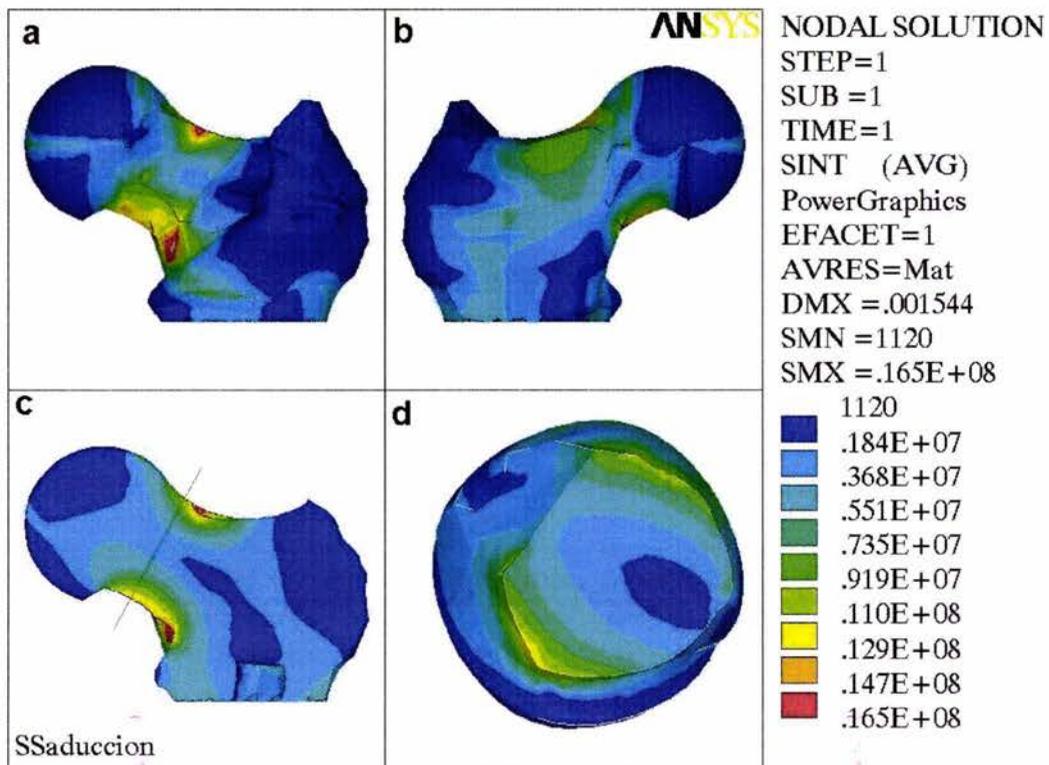


Fig. 4.1.4. Distribución de esfuerzos para el caso de aducción. a. Vista posterior. b. Vista anterior. c. Plano medio. d. Corte en zona crítica

4.2. Comparación numérica de los valores de esfuerzos

Las figuras anteriores muestran un gradiente de esfuerzos en la cabeza femoral, es decir, para los elementos seleccionados, se representan gráficamente su magnitud, por lo que el valor asignado a los colores varía con cada caso. Por esta razón fue necesario realizar un análisis comparativo de la magnitud de los esfuerzos. Para tal efecto, se comparó por medio de estadística el valor de los esfuerzos en los nodos de la zona crítica, para cada uno de los casos simulados. Ver figura 4.2.1.



Figura 4.2.1. Selección de los 2525 nodos de la zona crítica del cuello femoral.

Se seleccionaron 2,525 nodos, ubicados en la zona crítica.

De los nodos se obtuvo el valor de los cortantes máximos, se calculó su media y su desviación estándar. La siguiente gráfica muestra la comparación de éstos valores.

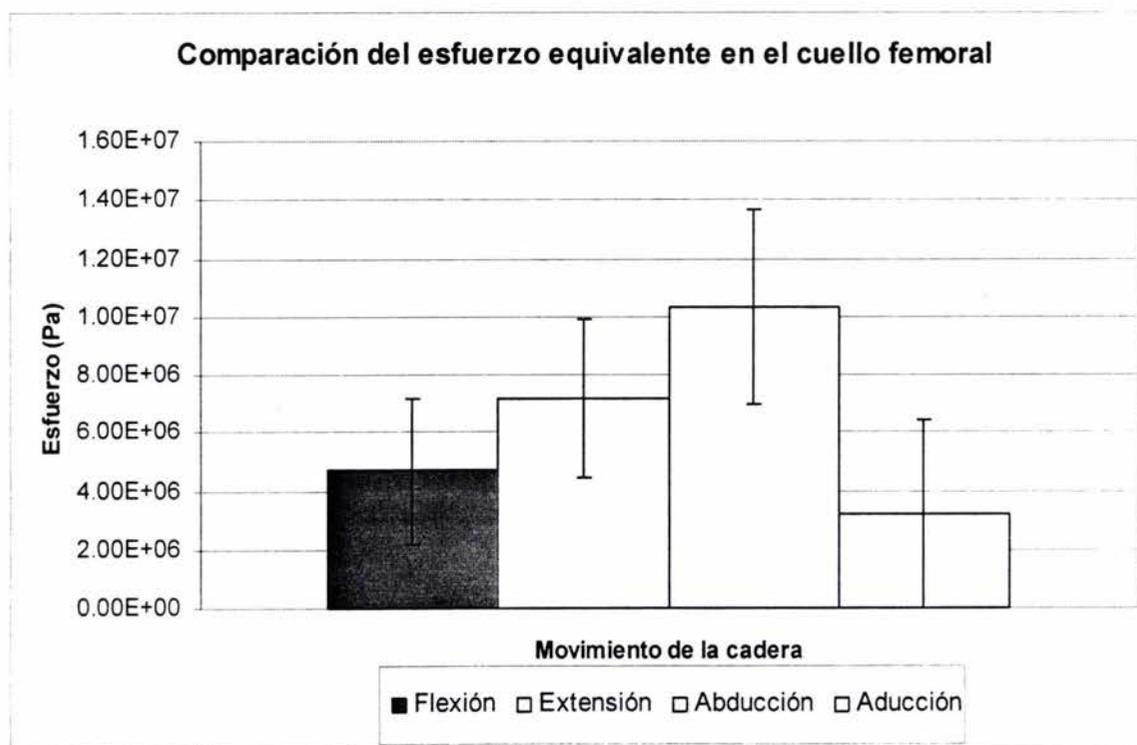


Fig. 4.2.2. Comparación estadística de esfuerzos en el cuello femoral.

La tabla anterior permite realizar una comparación del valor numérico del esfuerzo calculado en la zona crítica. Con base en la figura 4.2.2 se concluye que el caso que presenta un valor mayor de esfuerzo para el modelo de elementos finitos es la abducción, seguida de la extensión. Las desviaciones estándar entre la aducción y la flexión no permiten diferenciar cuál caso tiene un valor de esfuerzo calculado más alto, a pesar de que aparentemente la aducción tenga un valor mayor.

La desviación estándar de la abducción, a pesar de ser la mayor, el valor medio de esfuerzo, permite establecer por orden de magnitudes de esfuerzo calculado a la abducción como el caso más importante para este estudio.

De igual manera, para fines de la matriz de decisión se calificó la magnitud del esfuerzo cortante, por tanto, en una escala del 3 al 0 se calificaron los movimientos, dando 3 puntos al mejor y 0 al peor. De esta manera, se tiene lo siguiente:

Abducción	3
Extensión	2
Aducción	1
Flexión	0

4.3. Matriz de decisión

Con el fin de estimar cual de los movimientos simulados obtiene una mejor calificación comparativa, se realizó la siguiente matriz de decisión, la cual se obtuvo sumando las calificaciones de las comparaciones practicadas anteriormente.

Movimiento	Efecto superficial	Plano Medio	Corte Zona critica	Magnitud	Suma
Flexión	0	0	0	1	1
Extensión	1	2	1	2	6
Abducción	3	1	3	3	10
Aducción	2	3	2	0	7

Tabla 4.3. Matriz de decisión.

Referencias

- [1] Cowin Stephen. Mechanosensory mechanism in bones. Bone Mechanics Handbook. 2nd. Edition. CRC EEUU. 2002.

Capítulo V. Conclusiones

5.1. Conclusiones generales

El método del elemento finito sin duda es una muy buena herramienta para la investigación en la ingeniería biomédica, específicamente en ortopedia. En donde exista necesidad de analizar esfuerzos y/o deformaciones, si ésta técnica es empleada correctamente, se pueden conseguir resultados valiosos para la investigación y conclusiones importantes en el entendimiento y comprensión de los sistemas biológicos. A diferencia de muchas aplicaciones en la ingeniería como herramienta de análisis de esfuerzos en donde sus resultados pueden llegar a ser absolutos, en la biomecánica debe además ser validado con alguna otro estudio debido a que existen condiciones desconocidas impuestas por el sistema biológico, las cuales son rara vez modeladas. En el presente caso la validación será un trabajo complementario dentro de la evaluación de densidad mineral del hueso después de la terapia de rehabilitación.

Dada la complejidad que existe en el modelado de huesos, se concluye que no existe un modelo de elementos finitos perfecto y definitivo, debido a que siempre existirá alguna característica por optimizar. A pesar de ello, se concluye que la propuesta construida en el presente trabajo es una buena aproximación del comportamiento biomecánico del fémur cuyos resultados pueden ser importantes en la investigación, de acuerdo a las pruebas realizadas al modelo en el capítulo III. Es importante tener un marco de referencia sólido y una percepción clara y bien definida del problema a estudiar. Ello permitirá durante el proceso de modelado, simplificar el análisis sin riesgo de pasar por alto situaciones biológicas y/o mecánicas importantes que pudieran comprometer los resultados del análisis por elementos finitos. Dado que en la ingeniería biomédica los resultados del elemento finito son aplicables a pacientes, los modelos deben ser elaborados con gran sentido de responsabilidad, así como el análisis de los resultados.

De los métodos presentados en el marco teórico para el análisis de esfuerzos en huesos, se concluye que el método del elemento finito es la única técnica que permite valorar la magnitud de los esfuerzos internos sin necesidad de modificar la geometría (inserción de galgas extensométricas por ejemplo). Así mismo otra de las virtudes de ésta técnica es la obtención de un valor de esfuerzos cuantitativo directamente de las deformaciones calculadas, a diferencia de la fotoelasticidad reflectiva, la cual calcula indirectamente los esfuerzos según la deformación de una película cuyo espesor es difícil de controlar.

5.2 Conclusiones particulares

Con base en los cuatro movimientos de la cadera simulados en el modelo de elementos finitos, se concluye que el movimiento de abducción es el que presenta un valor más alto de esfuerzos, así como una la mejor distribución de esfuerzos en el cuello femoral comparado con los otros movimientos. Por tanto, la abducción podría ser parte importante de la terapia de rehabilitación que busque fortalecer la densidad mineral del cuello femoral por medio de la remodelación ósea. La acción del músculo abductor mayor es determinante en este movimiento, por tanto se debe buscar fortalecerlo.

Del movimiento de extensión, que también produce esfuerzos importantes en la zona crítica, se concluye que tanto en la abducción como en la flexión interviene el abductor mayor, sin embargo la diferencia radica en la acción de los músculos agonistas en el movimiento. A pesar de que en el movimiento de extensión también es requerida la acción del abductor mayor, la acción del bíceps, el semitendinoso y el semimebrano, resultan agonistas en la flexión, pero se contrarrestan en su objetivo de producir esfuerzos en el cuello femoral.

La zona central interna del cuello femoral es sometida a bajos esfuerzos cortantes, como se observa en la zona azul de todas las figuras “d”, por lo que la remodelación y el fortalecimiento en dicha zona es más complicada y retardada que lo que ocurre en otras zonas de la cabeza femoral.

Sobre la manera de modelar la acción de los músculos sobre el hueso (nodal), se concluye que a pesar de que tal procedimiento puede concentrar esfuerzos en una región densa de nodos cercana a la inserción, la metodología comparativa para resolver el problema permite validar dicha simplificación. Máxime que la región densa de nodos de esfuerzos concentrados en todos los casos estuvo lejos de la zona crítica.

Los resultados de la matriz de decisión sitúan a la abducción como el movimiento simulado que mejor distribución y mayor esfuerzo cortante presenta. En ese orden siguen la aducción y la extensión. La flexión de la cadera, comparada con los otros tres movimientos poco favorece a buscar una remodelación en la zona crítica.

5.3 Trabajo futuro

Considerando que todo modelo de elementos finitos puede optimizarse, se contemplan las siguientes ideas a manera de trabajo futuro:

- Mejoras en el modelo

- Aumentar el número de puntos característicos a partir de las tomografías para tener mayor fidelidad del hueso, o bien, exportar la geometría mediante un *escáner* tridimensional, o formato DICOM.
- Obtener propiedades mecánicas de los huesos de individuos del sector salud mexicano, por medio de experimentación.
- Buscar modelar la capa cortical de la cabeza femoral, por medio de elementos de contacto (análisis no lineal).
- Buscar modelar la interfase entre el hueso cortical y el hueso trabecular por medio de elementos de contacto (análisis no lineal).

Mejoras en la aproximación de las condiciones de frontera

- Modelar la reacción de la cadera con un sólido (región del acetábulo en la pelvis), utilizando elementos de contacto (análisis no lineal).
- Medir individualmente la fuerza de los músculos de los pacientes en estudio

Mejoras en el procedimiento

- Hacer un diseño estadístico. Esto es aumentar el número de huesos analizados.
- Analizar movimientos de la cadera combinados (flexión-abucción, extensión aducción, así como ejercicios de aparatos de gimnasio).

Anexo A. Descripción general del elemento Solid 92.

SOLID92 tiene un desplazamiento cuadrático y permite modelar mallas irregulares. El elemento es definido por diez nodos, teniendo tres grados de libertad en cada nodo, translaciones en las direcciones nodal x, y, z.

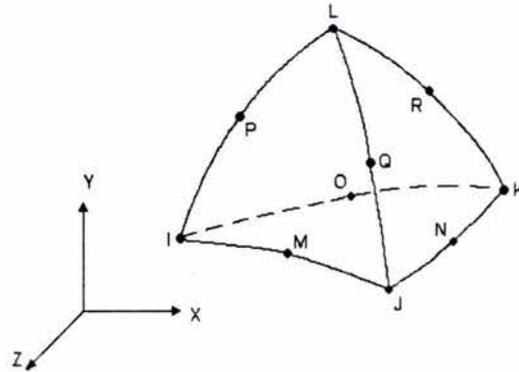


Figura A. SOLID92 Tetraedro estructural de 10 nodos.

Nodos

I, J, K, L, M, N, O, P, Q, R

Grados de libertad

UX, UY, UZ

Constantes reales

Ninguna

Propiedades Materiales

EX, EY, EZ, (módulo de elasticidad)

PRXY, PRYZ, PRXZ (módulo de Poisson)

DENS, (densidad)

GXY, GYZ, GXZ, (módulo de Corte)

Funciones de Forma del elemento *Solid 92*

$$u = u_i(2L_1 - 1)L_1 + u_j(2L_2 - 1)L_2 + u_k(2L_3 - 1)L_3 + u_l(2L_4 - 1)L_4 + 4(u_m L_1 L_2 + u_n L_2 L_3 + u_o L_1 L_3 + u_p L_1 L_4 + u_q L_2 L_4 + u_r L_3 L_4)$$

$$v = v_i(2L_1 - 1)L_1 + \dots \text{ (análoga a } u)$$

$$w = w_i(2L_1 - 1)L_1 + \dots \text{ (análoga a } u)$$

G L O S A R I O

- Abducción.** Movimiento que consiste en alejar el hueso del plano medio del cuerpo: opuesto a la aducción.
- Aducción.** Movimiento que consiste en mover hacia la línea media; opuesto a la abducción.
- Anisotropía.** Arreglo de las propiedades mecánicas de un material con ciertas direcciones preferenciales.
- Antiresortivo.** Medicamento que impide la absorción.
- Artrosis.** Articulación.
- Bíceps.** De dos cabezas o vientres.
- Biomecánica.** Ciencia que estudia el funcionamiento de los sistemas biológicos aplicando los principios de la mecánica.
- Canaliculo.** Conducto microscópicos que se irradian en todas direcciones a partir de las lagunas y las comunican con los conductos de Havers; son el camino por el cual el líquido tisular llega a los osteocitos.
- Cartilago.** Tejido semejante en estructura microscópica al hueso , con excepción de que la matriz de cartilago no tiene sistema de conductos ni vasos sanguíneos.
- Circunducción.** Movimiento en donde la parte que se mueve describe un cono.
- Citoplasma.** Protoplasma de la célula, con exclusión del núcleo.
- Cóndilo.** Prominencia redondeada en el extremo de un hueso.
- Diáfisis.** Porción cilíndrica y de mayor longitud de un hueso largo.
- Diartrrosis.** Articulación que posee movimientos libres.
- Enartrosis.** Articulación esférica. La cabeza en forma de pelota se adapta a una cavidad.
- Epífisis.** Extremos de un hueso largo.
- Esfuerzo cortante.** Esfuerzo en donde el vector de la fuerza y el vector normal del área de definición son perpendiculares.
- Esfuerzo normal.** Esfuerzo en donde el vector de la fuerza y el vector normal del área de definición son paralelos.
- Extensión.** Movimiento que aumenta el ángulo de la articulación. movimiento de recuperación desde la flexión.
- Flexión.** Movimiento que disminuye el ángulo de la articulación.
- Fuerza.** Todo aquello capaz de alterar el estado de movimiento de un cuerpo.
- Haversiano.** Nombre en honor a Havers, anatómico inglés de finales del siglo XVII.
- Hematopoyetica.** Formación de elementos figurados de la sangre
- Hialino.** Semejante al vidrio.
- Homeostasis.** Uniformidad relativa del medio interno normal del cuerpo.
- Hueso.** Tejido compuesto principalmente de matriz calcificada, sustancia de cemento impregnada de sales cálcicas y reforzada por fibrillas colágenas.

Hueso cortical (o compacto). Tipo de hueso en donde las laminillas están íntimamente empacadas.

Hueso trabecular (o esponjoso). Tipo de hueso en donde la matriz está compuesta en trabéculas y no laminillas.

Isotropía. Arreglo aleatorio de microestructura en donde no existen direcciones preferenciales para las propiedades mecánicas.

Laguna. Espacios microscópicos que poseen osteocitos, situados entre las laminillas.

Ligamento. Ligadura o banda que conecta dos objetos, tejido fibroso que une huesos.

Lisosomas. Organitos membranosos que poseen varias enzimas susceptibles de disolver la mayor parte de los compuestos celulares.

Mecánica del medio continuo. Ciencia que estudia los esfuerzos que se manifiestan en los sólidos, líquidos y gases, así como las deformaciones o los flujos de dichos materiales, y descubrir las relaciones mutuas entre los esfuerzos y las deformaciones o fluencias. El adjetivo "continuo" se refiere a la hipótesis fundamental que todos los cuerpos son constituidos por una masa sólida, despreciando el espacio intermolecular.

Mitocondrias. Estructuras semejantes a hilos.

Núcleo. Estructura esférica dentro de una célula.

Ortotrópico. Arreglo microestructural en el cual quedan definidos microscópicamente tres ejes mutuamente ortogonales para las propiedades mecánicas. En los sólidos elásticos, quedan definidas nueve constantes elásticas.

Osificación miosítica. Proceso anormal de formación de tejido óseo entre el tejido muscular.

Osteoblastos. Células óseas que se encargan de modelar o formar el tejido óseo.

Osteoclastos. Células óseas que se encargan de cambiar o destruir el tejido óseo.

Osteonas. Estructura que forma el grueso de la corteza diafisaria del esqueleto maduro. Consiste de un entramado irregular compuesto por cilindros longitudinales que rodean la diáfisis.

Osteoporosis. Enfermedad sistémica caracterizada por una disminución de la densidad mineral ósea, así como un decremento de la microarquitectura del sistema óseo, con el consecuente incremento de riesgo de fracturas.

Periostio. Capa delgada que cubre la superficie externa del hueso, excepto aquellas regiones cercanas a las articulaciones sinoviales.

Psoas. Relacionado con los lomos o región lumbar. Músculo actor en la flexión.

Rotación. Movimiento giratorio del hueso sobre el eje mecánico.

Remodelación ósea. Fenómeno fisiológico que ocurre en el hueso por la interacción de osteoblastos y osteoclastos que le permite al hueso adaptarse a su entorno biológico y mecánico.

Sagital. Longitudinal.

Sistema de Havers. conducto y laminillas circundantes.

Tendón. Banda o cordón de tejido conectivo fibroso que une un músculo a un hueso.

Tensor. Cantidad abstracta que representa una cantidad física en forma matricial.

Trabéculas. Unidad fundamental del tejido esponjoso o trabecular. Formadas por tejido óseo y en su mayoría orientadas según las trayectorias principales de esfuerzos.