

01173



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA
DE MÉXICO

DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO
FACULTAD DE INGENIERÍA

ANÁLISIS DE LOS EFECTOS DE LA
HIDRATACIÓN DEL HUESO ESPONJOSO
SOBRE SUS PROPIEDADES MECÁNICAS

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL GRADO DE:
MAESTRO EN INGENIERÍA
(ÁREA MECÁNICA)

P R E S E N T A:

VIVALDO MUÑOZ GONZÁLEZ



DIRECTOR DE TESIS
DR. ARMANDO ORTIZ PRADO

CD. UNIVERSITARIA

JUNIO, 2005

m345622



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

AGRADECIMIENTOS

Este trabajo fue dirigido por el Dr. Armando Ortiz Prado al cual se le agradece por los conocimientos y experiencia aportados para el desarrollo de esta tesis.

A los profesores:

Dr. Jorge Carrera Bolaños

Dr. Arturo Barba Pingarrón

Dra. Ma. Cristina Piña Barba

M. en I. Leopoldo González González

Por haber revisado el trabajo minuciosamente y aportado sus Conocimientos para el mejoramiento de la misma.

A la UDIATEM (Unidad de Investigación y Asistencia Técnica en Materiales) por el espacio y los recursos aportados.

A la UNAM por la invaluable y excelente formación que me ha proporcionado.

Ing. Vivaldo Muñoz.

Dedicatoria.

A mis padres

*Vivaldo Muñoz Alvarado y
Lilia González Sandoval*

Por brindarme en todo momento su confianza y apoyo incondicionales, gracias.

Autorizo a la Dirección General de Bibliotecas de la UNAM a difundir en formato electrónico e impreso el contenido de mi trabajo recepcional.
NOMBRE: Vivaldo Muñoz González
FECHA: 17/06/05
FIRMA: [Firma]

Ing. Vivaldo Muñoz González

Í N D I C E

Prólogo.....	i
--------------	---

Capítulo 1 ANTECEDENTES GENERALES 1

Introducción.

1.1 Función.	2
1.1.1 Biomecánicamente.	2
1.1.2 Metabólicamente.	2
1.2 Morfología.	3
1.2.1 Estructura Macroscópica.	3
1.2.2 Características particulares de los tejidos esponjoso y cortical.	4
1.2.3 Características del hueso.	4
1.3 Estructura Macroscópica.	6
1.3.1 Osteoclastos.	6
1.3.2 Osteoblastos.	7
1.3.3 Células de revestimiento óseo.	9
1.3.4 Osteocitos.	10
1.3.5 Modelado.	11
1.3.6 Remodelado.	11
1.4 Adaptación del esqueleto a factores mecánicos y fisiológicos.	12
1.4.1 Envejecimiento y ejercicio.	13
1.4.2 Osteoporosis.	14
1.4.3 Pérdida ósea relacionada con la edad.	14

Capítulo 2 PROPIEDADES MECÁNICAS DEL HUESO..... 16

Introducción.

2.1 El tejido óseo.	17
2.1.1 El hueso y sus consideraciones para la obtención de las propiedades mecánicas.	17
2.1.2 Hidratación del hueso.	18
2.1.3 Temperatura.	18
2.1.4 Velocidad de deformación.	19
2.2 Características morfológicas del tejido óseo.	20
2.2.1 Densidad ósea.	20
2.2.2 Histomorfometría.	21
2.2.3 Porosidad.	22
2.2.4 Orientación del colágeno.	22
2.3 Métodos para la realización de pruebas mecánicas.	22

2.3.1 Propiedades mecánicas.	22
2.3.2 Pruebas a tracción.	25
2.3.3 Pruebas a compresión.	27
2.3.4 Pruebas a flexión.	27
2.3.5 Pruebas a torsión.	28
2.3.6 Pruebas en sitios específicos.	29
2.3.7 Pruebas de indentación.	30
2.3.8 Pruebas a cortante puro.	31
2.3.9 Pruebas mecánicas de impacto.	32
2.3.10 Pruebas a fatiga.	32
2.3.11 Nano y micro pruebas	33
2.3.12 Pruebas acústicas	34

Capítulo 3 CONSTANTES ELÁSTICAS DEL HUESO ESPONJOSO 37

Introducción.

3.1 Caracterización estructural del hueso esponjoso.	38
3.2 Caracterización mecánica del hueso esponjoso.	38
3.3 Ley de Hooke para materiales ortotrópicos.	39
3.4 Ley de Hooke para materiales transversalmente isotrópicos.	41

Capítulo 4 ANÁLISIS DE LOS EFECTOS DE LA HIDRATACIÓN DEL HUESO SOBRE SUS PROPIEDADES MECÁNICAS 43

Introducción.

4.1 Proceso de análisis de la hidratación en el hueso esponjoso.	45
4.1.1 Experimentación.	45
4.1.2 Ensayos de compresión	45
4.1.3 Método de hidratación	46
4.1.4 Análisis de los datos mediante regresión lineal	49
4.2 Análisis de resultados y discusión.	51

CONCLUSIONES 53

REFERENCIAS 54

PRÓLOGO

El análisis del hueso, desde el punto de vista de la ingeniería es demasiado complejo debido a que se trata de un tejido vivo, el cual sufre modificaciones a lo largo de la vida de un individuo, relacionadas principalmente con cambios en su composición y estructura. Por otro lado las múltiples diferencias presentadas tanto entre huesos como individuos hacen aún más complicado este proceso.

En particular el presente trabajo se orienta al planteamiento de un proceso de preparación del hueso para su utilización en pruebas mecánicas con el fin de caracterizar su comportamiento, por lo que se tiene como objetivo obtener condiciones similares *in vitro* a las que se tienen *in vivo*.

El material está estructurado de tal forma que primero se proporcionan los fundamentos necesarios para la comprensión de los elementos que conforman al hueso así como la función que desempeña cada uno de ellos para dar como resultado al tejido óseo en su conjunto.

Por otra parte, en el proceso de caracterizar el comportamiento mecánico de los materiales, se emplean modelos variados presentados en el capítulo 2, los cuales se aplican también al hueso, así como modelos específicos desarrollados debido a la necesidad de realizar mediciones en lugares anatómicamente complejos.

En suma, al tratarse el hueso de un material anisotrópico, se utiliza para su análisis modelos idealizados para materiales rígidos anisotrópicos presentados en el capítulo 3, los cuales simplifican y facilitan su análisis.

En el capítulo 4 se presenta la experimentación realizada con el fin de analizar los efectos de la hidratación del hueso, ya que éste pierde su humedad desde el momento en que es extraído del cuerpo. Por lo que, considerando que el hueso tiene un comportamiento

viscoelástico *in vivo* se pretende establecer un procedimiento adecuado de hidratación para obtener condiciones similares *in vitro* buscando con esto obtener el comportamiento antes mencionando.

Para finalizar, es necesario mencionar que el planteamiento de un desarrollo experimental sobre el tejido óseo debe ser encaminado en primera instancia a establecer los procedimientos que permitan garantizar condiciones similares a las que se tienen *in vivo*, pero que debido a la dificultad de obtener información en éste estado, se parte del hecho de considerar al hueso con un comportamiento y características específicas aceptadas de manera generalizada, todo esto con el fin de realizar una correcta experimentación y por consiguiente una toma de datos y resultados lo más confiable posibles.

Ing. Vivaldo Muñoz González

CAPÍTULO 1

ANTECEDENTES GENERALES

INTRODUCCIÓN.

El sistema óseo, es un material rígido esquelético formado principalmente de una proteína de colágeno fibrosa, impregnada con un mineral cercanamente parecido al fosfato de calcio. Éste, en el cuerpo humano así como en cualquier vertebrado, cumple tareas específicas e importantes como, por ejemplo, el servir de soporte estructural, además de ser un material con comportamientos variados en las diferentes etapas de la vida de un individuo.

Debido a las tareas que tiene asignadas de manera natural, el sistema óseo se compone de dos tipos de arquitecturas estructurales a nivel macro, como consecuencia del trabajo que realiza en las diferentes partes del cuerpo. Éstos son el hueso esponjoso y el cortical, los cuales tienen grandes diferencias y comprenderlos ha sido un reto para el estudio del sistema en su conjunto, ya que difieren grandemente tanto en su morfología como en su fisiología.

El hueso cortical es aproximadamente el 80% del total de la masa esquelética del ser humano adulto mientras que el 20% restante es hueso esponjoso, el cual consta de una celosía de placas y barras conocidas como trabéculas, las cuales se encuentran en la parte interna de los huesos.

Por otra parte, la distribución del hueso cortical y esponjoso en el cuerpo es importante, ya que por ejemplo el cúbito es 92% tejido cortical y solamente el 8% es tejido esponjoso, mientras que una vértebra está compuesta por 62% de hueso cortical y 38% de hueso esponjoso, así como lo es también la función que desempeña un hueso en alguna parte específica del cuerpo, por lo que su composición variará de acuerdo a ésta. Además de las razones dadas anteriormente, que rigen tanto las características fisiológicas como morfológicas del hueso, existen otros factores que sin perder importancia son menos trascendentales, pero que de alguna manera tienen repercusión

en las características de éste, como lo son la adaptación a factores externos, por ejemplo la actividad física que realice el individuo, lo que dará como resultado la modificación de la masa ósea, por lo que es importante señalar que el hueso es influenciado por múltiples factores los cuales hacen su estudio aún más complejo.

Otro aspecto importante es que tanto el hueso cortical y esponjoso difieren en su desarrollo, arquitectura, función, proximidad a la médula ósea, suministro sanguíneo, rapidez de producción, magnitud de cambios y fracturas, etc., por factores dependientes de la edad [1-3].

Por lo antes mencionado, es necesario el conocimiento previo de estos aspectos que ayuden a comprender los mecanismos involucrados en el comportamiento del hueso observado desde el punto de vista de la ingeniería, ya que de esta manera se tienen las bases para realizar un análisis del mismo de acuerdo a los elementos involucrados.

1.1 Función

En el sistema óseo se pueden distinguir dos grandes grupos que de manera general dividen las funciones que desempeña éste en el cuerpo.

1.1.1 Biomecánicamente

- Proteger el tejido suave de las cavidades craneal, torácica y pélvica; además de proporcionar el almacén para la médula ósea.
- Transmitir fuerzas de la contracción muscular desde una parte del cuerpo a otra durante el movimiento.
- Transmitir el sonido.

1.1.2 Metabólicamente

- Es un material estructural auto reparable, capaz de adaptar su masa, forma y propiedades a cambios en requerimientos mecánicos y soportar una actividad física en la vida diaria sin sufrir fracturas o dolor.

1.2 Morfología

1.2.1 Estructura macroscópica

Para establecer la estructura macroscópica de los huesos se toman como base para este análisis huesos largos como el húmero, fémur o la tibia, los cuales son los modelos clásicos.

Un hueso largo adulto se compone de los siguientes elementos Fig. 1.1.

- Un tallo cilíndrico central (diáfisis)
- Dos extremos más anchos y redondeados (epífisis)
- Regiones cónicas llamadas metafisis, las cuales conectan a la diáfisis con la epífisis.

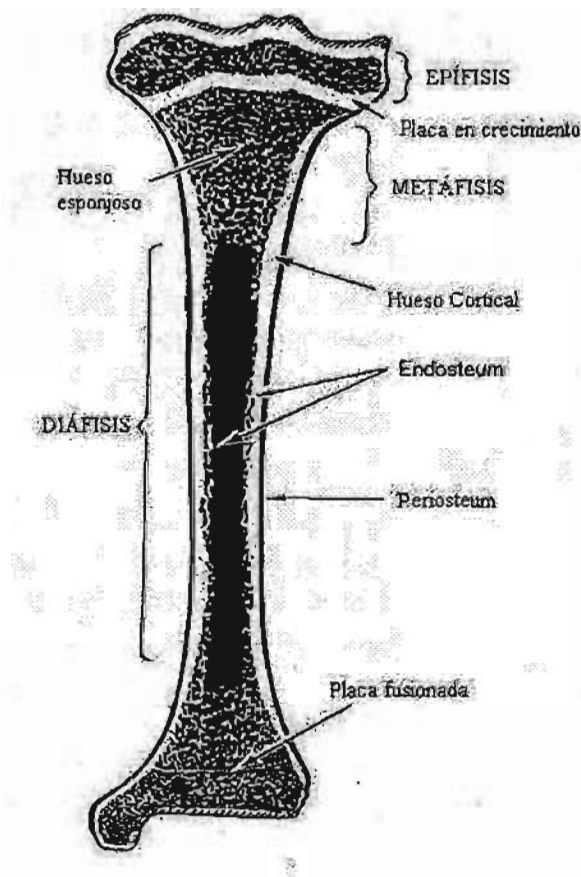


Fig. 1.1 Esquema del hueso largo. (De Cowin, Stephen C., Bone Mechanics Handbook, 2nd edition, 2001, p.p. 1-2)

1.2.2 Características particulares de los tejidos esponjoso y cortical

El hueso cortical o compacto tiene las siguientes características (Fig. 1.2).

- Osteón: es un cilindro de alrededor de 200 o 250 μm de diámetro; los canales formados por éstos están interconectados por canales transversales de Volkmann que se dividen para formar una ramificación.
- Dentro del canal central pasan vasos sanguíneos, linfáticos, nervios, y tejido conjuntivo que continúa a través de la médula ósea y el periosteum.
- La longitud total de un canal desde el periosteum al endosteum es de alrededor de 1 cm con una distancia menor entre los extremos de ramas de alrededor de 2.5 mm.
- La pared del osteón esta formada por un promedio de 20 a 30 lamelas concéntricas de aproximadamente 70 a 100 μm de espesor. Rodeando el borde exterior de cada osteón se encuentran las líneas de cemento, las cuales están formadas por una capa de 1 a 2 μm de matriz mineralizada deficiente en fibras de colágeno.

1.2.3 Características del hueso esponjoso

- El hueso esponjoso está compuesto de unidades estructurales llamadas trabéculas. Las dimensiones de una trabécula son aproximadamente de un radio de 600 μm y alrededor de 50 μm de espesor por 1 mm de longitud.
- Como en el hueso cortical, las líneas de cemento mantienen a los paquetes trabeculares unidos. (Fig. 1.4)

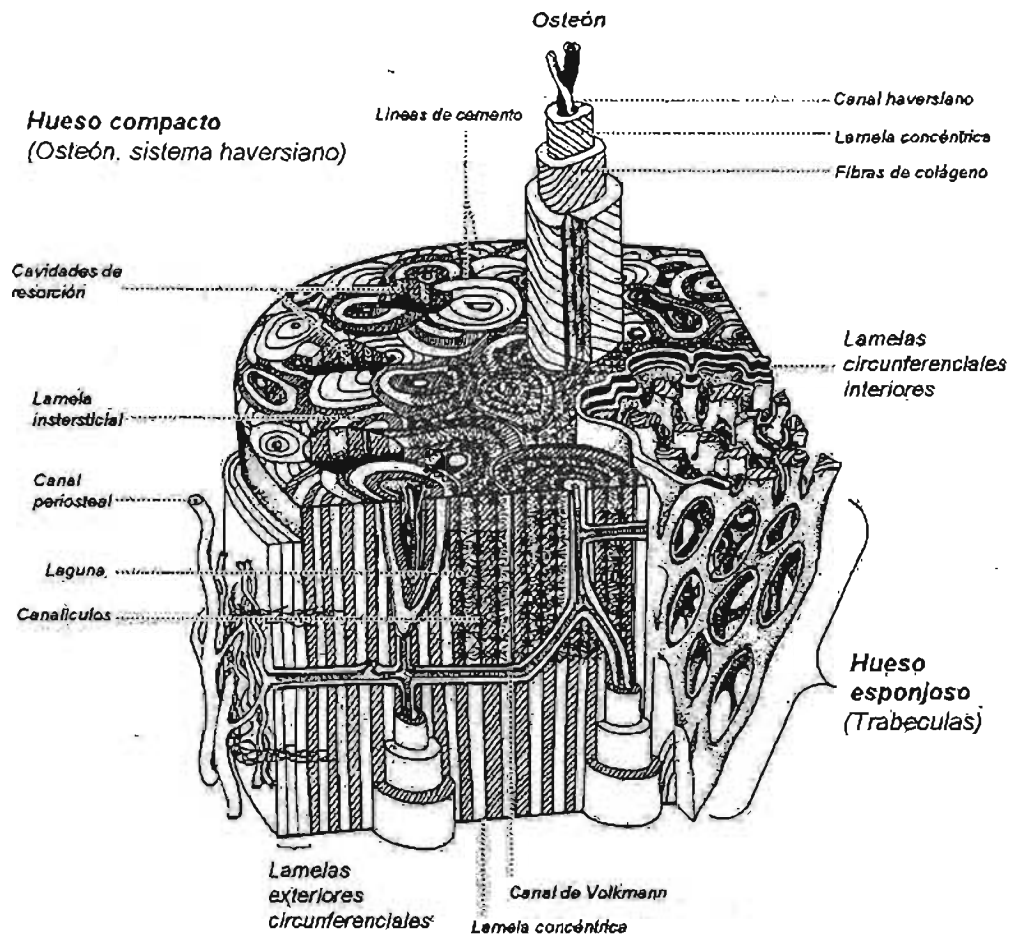


Fig. 1.2 Diagrama de las estructuras óseas en el hueso cortical. (De Cowin, Stephen C., Bone Mechanics Handbook, 2nd edición, 2001, p.p. 1-6).

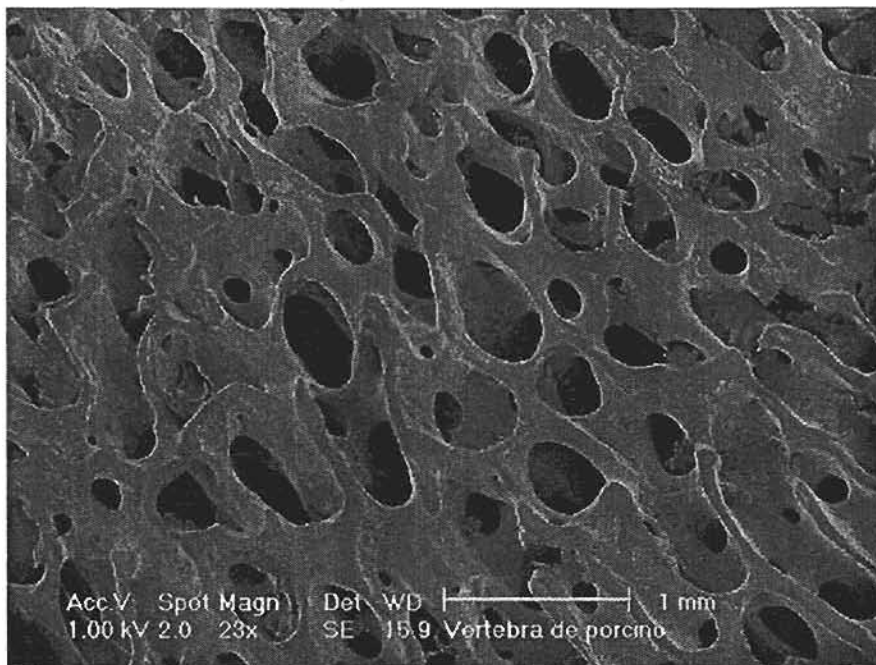


Fig. 1.3 Imagen de SEM de hueso esponjoso. (Cortesía de GAL, UDIATEM F. I., UNAM).

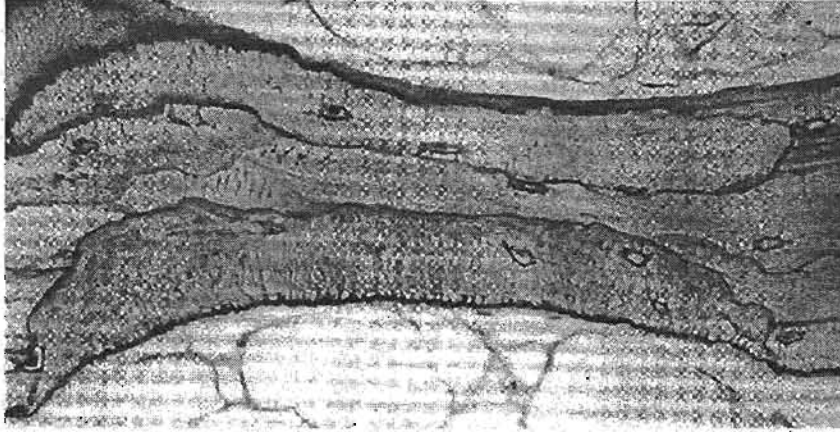


Fig. 1.4 Esquema de una trabécula del hueso esponjoso. (De Cowin, Stephen C., Bone Mechanics Handbook, 2nd edition, 2001, p.p. 1-6)

1.3 Estructura Microscópica

Los elementos celulares principales en el hueso comprenden a los osteoclastos, osteoblastos, osteocitos, células de revestimiento, las cuales son precursoras de células especializadas, células de compartimiento medular, y un sistema regulatorio inmune que abastece las células precursoras y reguladoras del crecimiento y mantenimiento del hueso.

1.3.1 Osteoclastos

Fenotipo

- Los osteoclastos (células de reabsorción de hueso), son células multinucleadas que contienen desde 1 o más de 50 núcleos y un rango en diámetro desde 20 a 100 μm . Su papel es reabsorber el hueso. Los osteoclastos activos son encontrados usualmente en cavidades sobre las superficies del hueso, llamadas cavidades de reabsorción ó lagunas.
- La superficie de los osteoclastos adyacentes a la superficie del hueso tienen una apariencia estriada y un borde rizado.

Función

Los osteoclastos solubilizan tanto a los minerales como a los componentes orgánicos de la matriz.

- Pueden estar tanto activos como inactivos; cuando están activos pueden ser polarizados y muestran bordes rizados. Las señales para la selección de los sitios en donde debe ser absorbido es desconocida.
- Los mecanismos de unión de los osteoclastos a la superficie del hueso se desconocen. (Fig. 1.5).

1.3.2 Osteoblastos

Fenotipo

Los osteoblastos son células de formación de hueso que sintetizan y secretan una matriz ósea no mineralizada (los osteoides). Participan en la calcificación y la resorción de hueso, y regulan el flujo de calcio y fosfato que entra y sale del hueso. Los osteoblastos se encuentran como una capa de células contiguas las cuales en su estado activo son de forma cúbica (15 a 30 μm de espesor) [1, 3, 4] Fig. 1.6.

Propiedades

- Morfológicamente, los osteoblastos activos son células de forma cúbica (que rara vez sufren mitosis) con grandes núcleos, procesos celulares, uniones huecas, y vesículas de secreción que contienen colágeno.
- Los osteoblastos producen todos los constituyentes de la matriz ósea.

Función

Los osteoblastos sintetizan y secretan una matriz ósea no mineralizada o sustancia ósea. La matriz ósea está compuesta de 90% colágeno y alrededor del 10% de proteínas. La formación del hueso consiste de dos etapas: formación de matriz y mineralización.

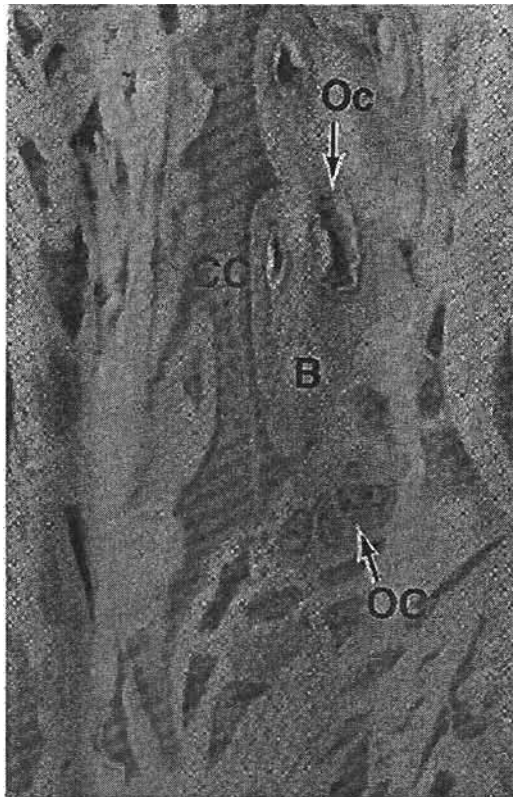


Fig. 1.5 Microfotografía de los osteoclastos (flechas). Osteoclastos multinucleados anidados en sus lagunas de Howship. Hueso (B), cartílago calcificado (CC). (De Cowin, Stephen C., Bone Mechanics Handbook, 2nd edition, 2001, p.p. 1-11).

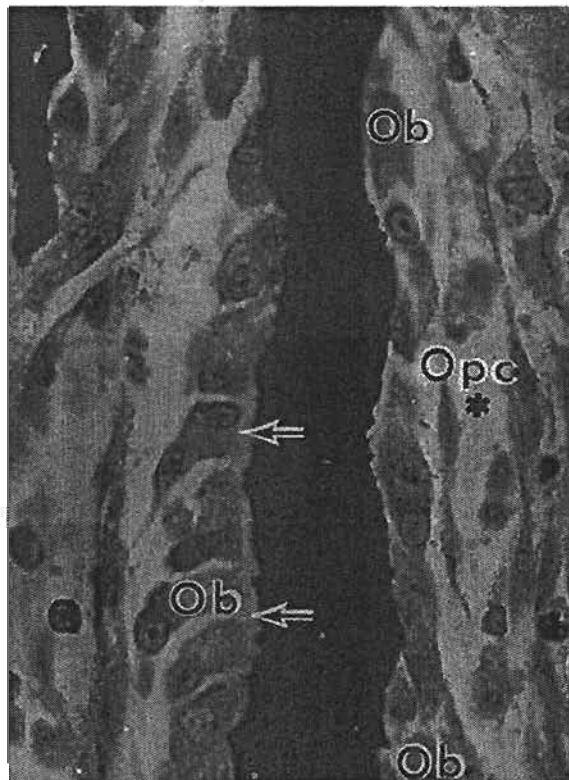


Fig 1.6 Micrografía de Osteoblastos, espícula de médula calcificada forrada con osteoblastos (Ob) y osteoides delgados (flechas). Células osteoprogenitoras (Opc) se localizan entre los osteoblastos y los vasos sanguíneos. (De Cowin, Stephen C., Bone Mechanics Handbook, 2nd edition, 2001, p.p. 1-16).

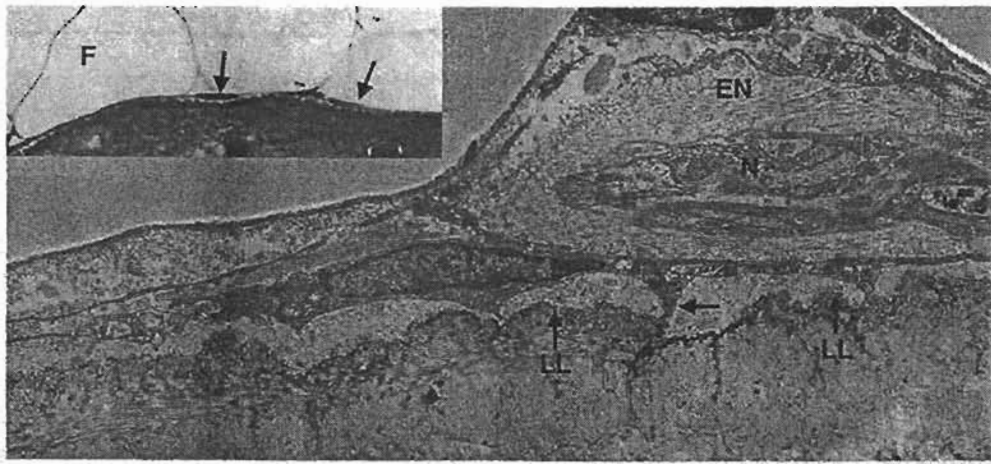


Fig. 1.7 Micrografía de una célula de revestimiento óseo con varios procesos celulares extendidos dentro de los canales canaliculares en la matriz ósea (flechas) y una unión hueca entre los procesos de células de revestimiento óseo y un nervio adyacente (N) con endoneurim alrededor (EN). Limitantes laminares (LL). En el recuadro se muestra una micrografía de células de revestimiento en una región de médula grasa (F). (De Cowin, Stephen C., *Bone Mechanics Handbook*, 2nd edition, 2001, p.p. 1-22).

Formación de matriz, la cual precede a la mineralización alrededor de 15 días, ésta se presenta en la interfase entre los osteoblastos y los osteoides. Los Preosteoblastos se encuentran presentes por alrededor de 9 días antes que la síntesis de la matriz ocurra. Durante el periodo de la formación del hueso, la altura de un núcleo del osteoblasto declina desde 7 hasta 1 μm en la parte final de la formación del hueso.

1.3.3 Células de revestimiento óseo

Fenotipo

Cuando los osteoblastos no realizan el proceso de formar hueso tienen forma aplanada, estas células están alargadas cubriendo superficies de hueso inactivo y son llamados osteoblastos en reposo o células de revestimiento óseo Fig. 1.7.

Función

- las células de revestimiento son capaces de formar hueso [5], sin resorción anterior ósea en respuesta a agentes[6, 7] anabólicos óseos y pueden regular la homeostasis mineral con el complejo de osteoblastos y osteocitos[8].

- Las células de revestimiento sirven como barrera iónica separando los fluidos filtrados a través de los osteocitos y el sistema canicular lacunar de los fluidos intersticiales.

1.3.4 Osteocitos

Fenotipo

Los osteocitos son las células más abundantes en los huesos maduros con alrededor de 10 veces más osteocitos que osteoblastos en el hueso normal adulto.

- Los osteocitos son las células mejor ubicadas en la dirección de la magnitud y distribución de la deformación.
- Éstos están estratégicamente situados para responder a cambios de deformación mecánica y diseminar fluidos para transferir la información a la superficie de las células del tipo osteoblástico vía red de procesos caniculares y comunicando las uniones huecas[9]. Las uniones huecas son canales transmembranosos, los cuales conectan el citoplasma de dos células adyacentes.
- Los canales de uniones huecas se forman por una familia de proteínas conocidas como connexis (Cx). Connexin 43 es la principal identificada en el hueso[10]. Los canales de uniones huecas en los osteoblastos son regulados por factores tales como iones, hormonas y cargas mecánicas.

Función

Los osteocitos estabilizan el mineral óseo el cual mantiene un entorno local iónico apropiado, en conjunto con las células de revestimiento las cuales controlan la emanación de iones de calcio[11], detectan microdaños y responden a la cantidad de distribución de la deformación dentro del tejido óseo que influyen en la adaptación del modelado y comportamiento del remodelado a través de la interacción célula-célula[12].

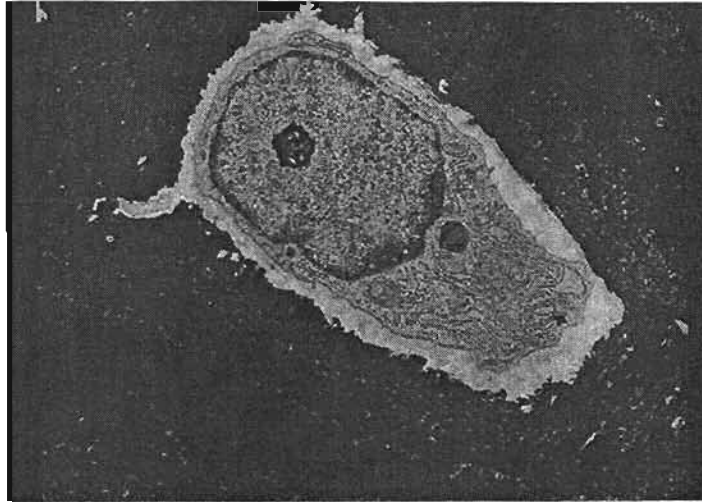


Fig. 1.8 Osteocito en el interior de una Laguna. (De Cowin, Stephen C., Bone Mechanics Handbook, 2nd edition, 2001, p.p. 1-23).

1.3.5 Modelado

El crecimiento y el modelado van de la mano [13]. La influencia local modula el crecimiento para producir funcional y mecánicamente la arquitectura determinada. El modelado involucra la dirección de resorción y la dirección de formación que remueve o agrega hueso sobre amplias regiones de superficies óseas. Durante el crecimiento, la dirección de formación agrega hueso periosteal más rápido que la dirección de resorción remueve hueso endosteal. El modelado controla el crecimiento, la forma, el tamaño, la fuerza y la anatomía de los huesos y uniones.

El modelado permite no solamente el desarrollo de la arquitectura normal durante el crecimiento, sino también la modulación de esta arquitectura y de la masa cuando las condiciones mecánicas cambian Fig. 1.9.

1.3.6 Remodelado

El remodelado óseo produce y mantiene al hueso que tanto biomecánica como metabólicamente es competente. Hueso inmaduro, el cual está formado en la metafisis es estructuralmente inferior al hueso maduro. Más aún, la calidad del hueso maduro se deteriora con el tiempo. Por lo tanto, el hueso se debe reemplazar o renovarse. La sustitución de hueso primario y hueso antiguo ocurre por resorción, seguido por formación de hueso laminar nuevo, en el proceso de remodelado (Fig. 1.10)

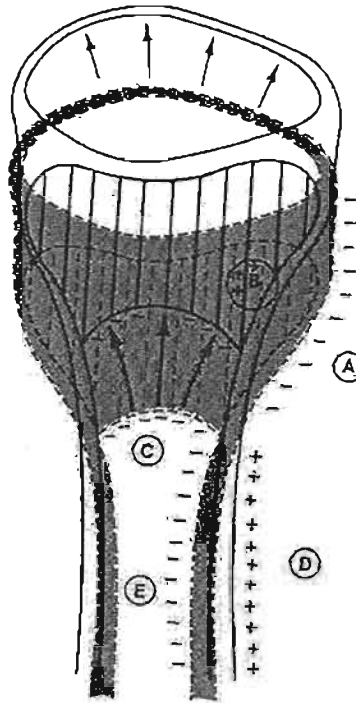


Figura 1.9 Diagrama del modelado durante el crecimiento del extremo proximal de la Tibia. La sección frontal está indicada como el área punteada. La ubicación después de un crecimiento de 21 días es superpuesta. (A) Reducción del embudo metafisario dentro de un estrecho tallo por resorción osteoclastica (dirección de resorción) a lo largo de la superficie periosteal de la metafisis (-). Adelgazamiento de la corteza por la formación ósea osteoblástica (dirección de formación) a lo largo de la superficie endosteal cortical de la metafisis (+). (C) Ensanchamiento de la cavidad medular por resorción osteoclastica de la metafisario trabecular y hueso susubendocortical (-). (D) Incremento del diámetro del tallo por la dirección de formación de hueso periosteal (+). (E) Ensanchamiento de la cavidad medular por resorción ósea endosteal cortical (-). (De Cowin, Stephen C., Bone Mechanics Handbook, 2nd edition, 2001, p.p. 1-26)

1.4 Adaptación del esqueleto a factores mecánicos y fisiológicos.

El uso mecánico juega un papel importante en el desarrollo y mantenimiento esquelético. La regulación mecánica de la biología ósea comienza alrededor de la 5^a a la 7^a semana de vida prenatal, cuando la mayoría de los elementos del esqueleto adulto y el tejido suave se han formado.

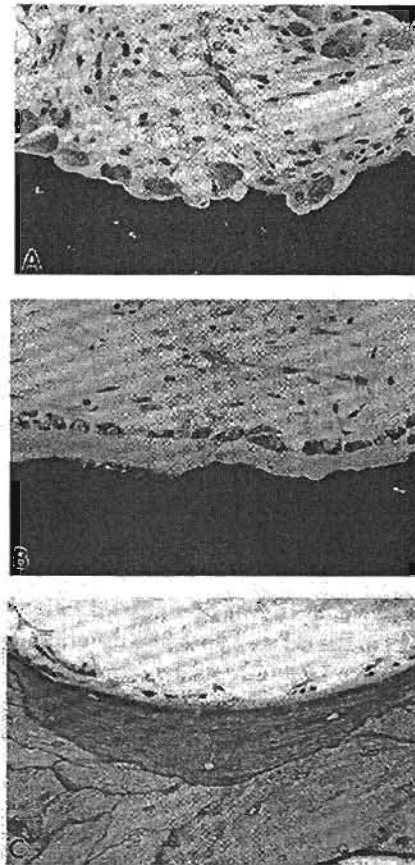


Fig.1.10 Remodelado del hueso esponjoso para formar paquetes trabeculares o hemiosteon. (A) Fase de resorción- los osteoclastos desgastan un paquete de hueso (negro); (B) Fase de formación con la sutura de osteoblastos y osteoides; y (C) paquete completo trabecular o hemiosteon mostrando células de revestimiento óseo y líneas de cemento enconchadas. (De Cowin, Stephen C., Bone Mechanics Handbook, 2nd edition, 2001, p.p. 1-28)

La deformación del tejido esquelético intermitente causado por la contracción muscular modula el cartílago de crecimiento, osificación, modelado óseo, y remodelado a través del esqueleto. Después del nacimiento, el crecimiento y la osificación del esqueleto son fuertemente influenciados por fuerzas aplicadas externamente.

1.4.1 Envejecimiento y ejercicio.

De los experimentos hechos con animales, principalmente ratas, se ha concluido que las exigencias a las que están sometidos los cuerpos de los animales (in vivo), se tiene un aumento tanto de hueso esponjosos como del cortical, por lo que el ejercicio ayuda a desarrollar huesos más fuertes, y con respecto al envejecimiento la masa de los huesos disminuye por la pérdida de masa ósea con respecto a la generada.

1.4.2 Osteoporosis

La osteoporosis es una enfermedad ósea caracterizada por un decremento en el Ca que tiene como consecuencia un decremento en la resistencia ósea, ésta enfermedad afecta tanto a la masa ósea como a la microestructura que se tiene en el tejido, la cual conduce a una fragilidad intensificada del esqueleto y consecuentemente a un riesgo más grande de fractura. Los lugares más comunes de fractura son la espina, la cadera, y la muñeca (fractura de Colle).

La osteoporosis es un desorden que aumenta paralelamente con el incremento en la expectativa de vida y su incidencia es mayor en las mujeres que en los hombres, por lo que de éstos el 80% son mujeres. En suma se ha estimado que de tres a cuatro mujeres de un total de diez, mayores de 50 años, tendrán una fractura relacionada con la osteoporosis.

1.4.3 Pérdida ósea relacionada con la edad.

La masa ósea humana se incrementa durante el crecimiento y después de los 30.5 años comienza a decrecer. A los 70 años, menos del 70% de la masa total ósea del joven adulto se mantiene [14].

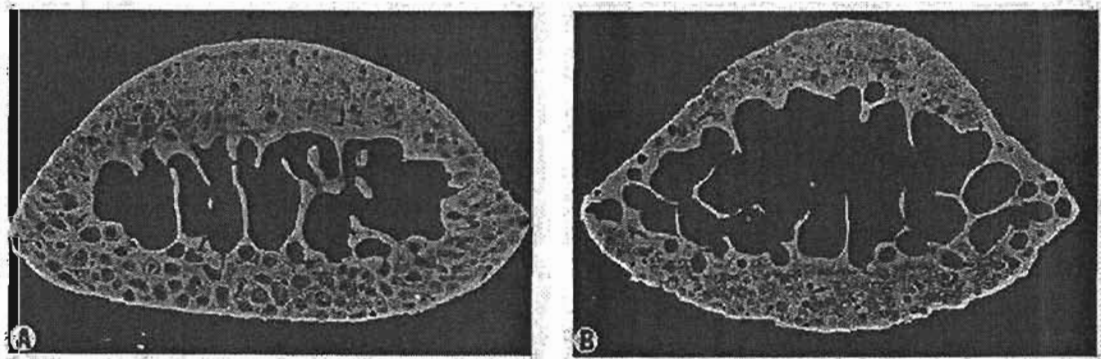


Fig. 1.11 Cambios en el hueso cortical como función de la edad como se observa en una microradiografía del tallo medio de una costilla de un perro de raza beagle-hembra de 1.5 años de edad (A) y de 15 años de edad (B). (De Cowin, Stephen C., Bone Mechanics Handbook, 2nd edition, 2001, p.p. 1-51)

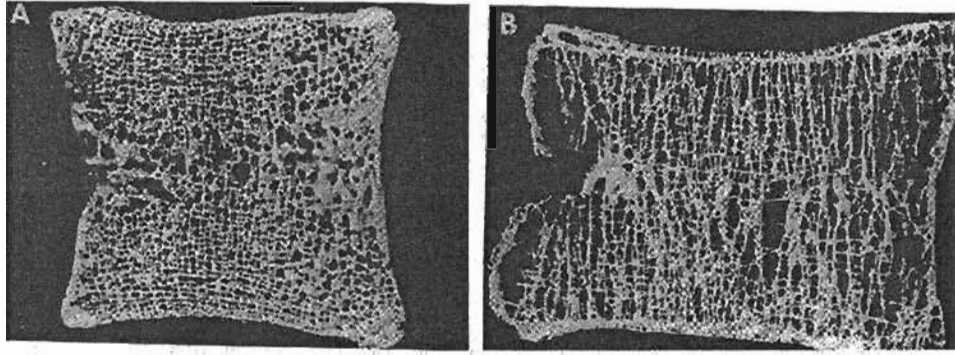


Fig. 1.12 Fotografía de una sección sagital de espesor de 2 a 3 mm del cuerpo vertebral lumbar de un hombre de 18 años (A) y de una mujer de 80 años de edad (B). En muchos casos la reducción de la masa ósea en partes específicas del esqueleto progresan a niveles que no son lo suficientemente grandes para mantener el soporte mecánico. (De Cowin, Stephen C., Bone Mechanics Handbook, 2nd edition, 2001, p.p. 1-52).

Por lo tanto se puede decir que la pérdida de hueso es un componente universal del envejecimiento.

CAPÍTULO 2

PROPIEDADES MECÁNICAS DEL HUESO

INTRODUCCIÓN.

Los materiales biológicos han desarrollado, a través de la evolución, propiedades diversas que les permiten realizar trabajos relacionados con la actividad y *modus vivendi* de las múltiples especies que han sobrevivido hasta nuestros días, por lo que estos materiales se han mantenido por selección natural permitiendo la supervivencia y perpetuidad de las especies.

De las teorías de Charles Darwin se dice que los organismos han sido diseñados o capacitados por la naturaleza para condiciones que sus ancestros de generaciones de varios miles de años han resistido. Por lo que éstos han desarrollado órganos que les permiten sobrevivir y transmitir sus genes a las siguientes generaciones [15].

Frecuentemente tratar de establecer la función de un órgano puede parecer demasiado obvia y descubrirla o establecerla parece trivial. Sin embargo esta trivialidad puede ser aparente, ya que por ejemplo, sería posible con los materiales disponibles, diseñar un órgano que pudiera realizar mejor alguna función en particular, por ejemplo un corazón bombearía sangre más fácilmente y con más reservas de potencia, si fuera más grande.

Sin embargo, el hecho de que éstos tengan el tamaño que tienen, implica que existen desventajas en que sean de un tamaño mayor, por lo que esta característica morfológica es más importante que la que representa la ventaja hidráulica. De esta manera, en términos selectivos, la reserva de potencia es de menor importancia que el costo metabólico de mantener saludable a un corazón más grande.

Por otra parte, el tejido óseo es un material biológico producto también de la evolución, que como se mencionó anteriormente, desarrolla múltiples funciones y está compuesto por

arquitecturas diferentes y que debido a las solicitaciones impuestas en él, se deben sus características mecánicas. Por lo que, el proceso de establecer el comportamiento mecánico del hueso, tanto cortical como esponjoso, se auxilia de las diversas técnicas utilizadas regularmente para materiales sólidos. Sin embargo, en algunos casos la caracterización mecánica de un sitio en particular requerirá del desarrollo de técnicas específicas para la correcta aplicación de las pruebas a las que sea sometido para la obtención de mediciones precisas y confiables, así mismo, establecer una metodología para realizarlo de manera efectiva y repetitiva, con lo que se garantice una correcta toma de datos y obtención de resultados.

En suma, se tiene la preservación y preparación del espécimen para la realización de pruebas de laboratorio, ya que las características que se tienen *in vivo* no son las mismas que se tienen *in vitro*, por lo que deben ser tomadas en cuenta en el proceso de obtención de dichas propiedades bajo el proceso del desarrollo experimental .

2.1 El tejido óseo

2.1.1 El hueso y sus consideraciones para la obtención de las propiedades mecánicas

Las propiedades biomecánicas del hueso, varían con el sitio anatómico, la edad y la salud general del donador. En suma, la preparación y almacenamiento de los especímenes óseos afectan en cierto grado las propiedades mecánicas del tejido, por lo que factores importantes que influyen el estado general del espécimen son: la preservación, hidratación y temperatura. Además de la autólisis¹[16, 17] del tejido que comienza después de unas horas de haber sido extraído del cuerpo y que con el tiempo esto se convierte en una adversidad que afecta las propiedades mecánicas del mismo.

¹ Autólisis: aparece a las 48 hrs., desintegración de las células debido a enzimas en un organismo muerto.

2.1.2 Hidratación del hueso

Después de que éste se seca:

- El módulo de Young y la resistencia del hueso generalmente se incrementarán pero su dureza decrecerá [18, 19].
- Se ha encontrado un incremento del 17% en el módulo de Young en el fémur del cuerpo humano y un incremento del 31% en la resistencia a la tensión última, pero un decremento del 55% en la tenacidad (capacidad del material para absorber energía) [20]. Para la obtención de resultados precisos, es mejor probar al hueso en su condición hidratada. Esto puede hacerse manteniendo a los especímenes en solución salina fisiológica o cubriéndolos con gasas empapadas de solución salina (Solución de agua con un porcentaje de 0.9% de NaCl) durante las pruebas.

2.1.3 Temperatura

Como en la mayoría de los materiales biológicos, las propiedades mecánicas de los huesos se ven afectadas por la temperatura.

- Para mediciones precisas de las propiedades mecánicas, los especímenes óseos deben ser examinados a 37°C. Sin embargo, esto no es siempre práctico. Pruebas a temperaturas de 23°C incrementan el módulo de Young de los huesos alrededor del 2 al 4%, comparados con las pruebas realizadas a 37°C [21-23]. Las variaciones en las mediciones en biomecánica pueden ser reducidas con el control cuidadoso de la temperatura.

2.1.4 Velocidad de deformación

Debido a que el hueso en su estado natural tiene un comportamiento viscoelástico[24], su comportamiento mecánico varía con respecto a la velocidad con la cual éste es cargado (es decir, la velocidad a la cual se aplica y se remueve la carga). El hueso es más rígido y soporta una carga más grande a la falla cuando las cargas se aplican a velocidades altas. El hueso también almacena una mayor energía antes de la falla a estas velocidades, siempre y cuando estén dentro del rango fisiológico[25].

La velocidad de la carga es clínicamente significativa porque influye tanto el patrón de fractura como la cantidad de tejido suave dañado cuando ésta ocurre. Cuando un hueso se fractura, la energía acumulada se libera. A bajas velocidades de carga, la energía se puede disipar a través de la formación de una grieta aislada; el hueso y el tejido suave permanecen relativamente intactos y puede haber o no desplazamiento de fragmentos de hueso. A velocidades altas de carga, sin embargo, la energía acumulada es más grande y ésta no se puede disipar lo suficientemente rápido a través de una grieta aislada, por lo que el hueso y el tejido suave son severamente dañados.

En suma, la velocidad a la cual la carga es aplicada, durante las pruebas biomecánicas al hueso, afecta las mediciones tanto de rigidez como de fuerza. Cuando el hueso se seca, su naturaleza viscoelástica desaparece y se comporta como un resorte perfecto[26], pero cuando el hueso está húmedo, se comporta como un sistema resorte-amortiguador, por lo que se tienen las siguientes características en cuanto a su comportamiento.

- la resistencia del hueso como “amortiguador” a la carga varía proporcionalmente con la velocidad a la cual la carga es aplicada, por lo que las propiedades mecánicas del hueso húmedo varían ligeramente con la velocidad de deformación.
- Si la velocidad de deformación se incrementa en un orden de magnitud, la fuerza ósea medida se incrementará alrededor del 15%[27].

- Si se trata de simular condiciones fisiológicas, la velocidad de deformación debe estar entre 0.01 y 0.08 s^{-1} , la cual está dentro del rango de la velocidad de deformación que ocurre *in vivo*[28].

2.2 Características Morfológicas del tejido óseo

Debido a que en el hueso, las propiedades mecánicas, como se ha mencionado ya, son dependientes de múltiples factores tales como el sitio anatómico, se tiene en suma que, las características físicas tendrán también influencia directa en dichas propiedades, por lo que existen determinadas técnicas que permiten cuantificarlas dando como resultado el poder realizar un análisis que permita establecer el grado de influencia de las mismas sobre dichas propiedades.

Sin duda, la medición de estas características es primordial para el establecimiento de las propiedades mecánicas de manera general, ya que de esta manera se tiene un punto de referencia de acuerdo a características específicas del tejido óseo con respecto a diferentes individuos o sitios anatómicos, por lo que existe la posibilidad de tener parámetros adecuados que permitan establecer la calidad mecánica del hueso con características particulares.

2.2.1 Densidad ósea

Medición directa de la densidad ósea

El método clásico para determinar la densidad fue inventada por Arquímedes en el siglo 3° a.c., basado en su ley de flotación. El principio de Arquímedes establece que la densidad de una muestra ósea puede ser determinada de los pesos secos y sumergidos (Ec. 2.1).

$$\rho_{\text{hueso}} = \rho_{\text{fluido}} \frac{W}{W - S} \quad 2.1$$

donde:

W : peso seco

S : peso sumergido

ρ_{fluido} : es la densidad del fluido en la cual el espécimen es sumergido.

En el proceso de medir la densidad ósea se han desarrollado diferentes técnicas de limpieza las cuales tienen tanto ventajas como limitaciones, ya que mientras algunas son auxiliares en la limpieza total de los huesos, estas afectan sus propiedades mecánicas, por lo que dependiendo la técnica aplicada, a los especímenes se les restringe para otras pruebas.

Otra medida de densidad comúnmente utilizada para hueso esponjoso es la densidad aparente[27]. Esta se calcula como el peso del espécimen óseo después de que la médula ha sido removida, dividida por su volumen total incluyendo los poros. La porosidad de los huesos puede ser determinada de la densidad aparente ρ_{ap} y de la densidad ósea por la ec. 2.1.

$$P = \left(1 - \frac{\rho_{ap}}{\rho_{ósea}} \right) \quad 2.2$$

utilizando la ec. 2.2, la porosidad puede ser medida para el hueso esponjoso y cortical. La porosidad se puede medir también utilizando técnicas histomorfométricas.

2.2.2 Histomorfometría (Calidad ósea)

La histomorfometría se refiere a la medición directa de componentes estáticos (grosor de pared, grosor de osteoide) del hueso, con el cálculo de las características cinéticas del hueso utilizando administración de medicamentos (tetraciclina) a intervalos regulados, de antemano, en función del tiempo como fuente de marcas fluorescentes. La distancia entre las marcas en el hueso proporciona información sobre la tasa de formación ósea.

2.2.3 Porosidad

La porosidad en el hueso humano es de alrededor del 70 a 80% en sitios de hueso esponjoso y de 2 a 3% en hueso cortical en adultos jóvenes sanos. La porosidad cortical puede incrementarse del 10 al 12% en condiciones de enfermedad o en algunas regiones locales del esqueleto. En el hueso humano, la porosidad se incrementa topográficamente desde el periosteal hasta el endosteal[29]. La porosidad es inversa y exponencialmente relacionada al módulo y resistencia del hueso.

2.2.4 Orientación de las fibras de colágeno

Éstas fibras son evaluadas típicamente basándose en la birrefringencia del hueso bajo luz polarizada. Bajo este tipo de luz, los osteones con fibras de colágeno orientados longitudinalmente aparecen oscuros, mientras que aquellas fibras de colágeno orientadas transversalmente aparecen claras. Esta técnica se ha criticado debido a que el patrón birrefringente que se observa es alterado por la orientación de la sección tomada del tejido con respecto a las fibras de colágeno, y pueden cambiar también por la orientación de unidades micro estructurales como los osteones.

Un método desarrollado para evaluar la orientación de las fibras de colágeno se basa en la utilización de filtros polarizados de forma circular que combinan un plato de un cuarto de longitud de onda con una hoja plana de material polarizado en la dirección de las vibraciones orientadas a 45° con respecto de cada una[30]. Este método es más cuantitativo que el método previo de evaluación de la orientación estas fibras.

2.3 Métodos para la realización de pruebas mecánicas

2.3.1 Propiedades Mecánicas

De manera general, las propiedades mecánicas de un material estarán sujetas al tipo de trabajo que desempeña, ya que este impondrá condiciones a las cuales el material está sometido, éstas son las fuerzas y efectos que se aplican y se producen en el mismo respectivamente.

El hueso se puede caracterizar utilizando parámetros mecánicos como lo es la relación entre la carga aplicada a su estructura y el desplazamiento de ésta en respuesta a la carga aplicada (Fig. 2.1), en ésta gráfica la pendiente de la región elástica representa la rigidez extrínseca o rigidez de la estructura. Además de la rigidez se pueden obtener otras propiedades mecánicas, tales como: la carga última (fuerza de falla), trabajo de falla (área bajo la curva carga-desplazamiento) y el desplazamiento último.

Cada uno de estos parámetros refleja una propiedad diferente del hueso:

- la carga última representa la integridad total de la estructura del hueso, la rigidez se relaciona con la mineralización del hueso, el trabajo a la falla es la cantidad de energía necesaria para romper al hueso, y el desplazamiento último es inversamente relacionado a la fragilidad del hueso.

Cuando la carga es convertida a esfuerzo y el desplazamiento a deformación por la fórmula ingenieril (Fig. 2.3), la pendiente de esta curva esfuerzo-deformación dentro de la región elástica proporciona el valor del módulo elástico o de Young. El módulo de Young es una medida de la rigidez intrínseca del material. El área bajo la curva esfuerzo-deformación es una medida de la cantidad de energía necesaria para causar una fractura. Esta propiedad del material es llamada energía de absorción o tenacidad[31]. El esfuerzo y deformación máxima que el hueso puede sufrir son llamados fuerza y deformación última, respectivamente. Se debe notar que la fuerza que está definida por la curva esfuerzo-deformación, es una propiedad intrínseca del hueso. Esto es, el valor de esta fuerza es independiente del tamaño y forma del hueso. La fuerza requerida para romper el hueso es diferente de la fuerza intrínseca, ya que la carga última variará con el tamaño del hueso.

Las deformaciones permanentes se presentan después del punto de deslizamiento, en la gráfica, y éste es causado por el deslizamiento de las líneas cementadas, microfracturas trabeculares, crecimiento de grietas o combinación de estas.

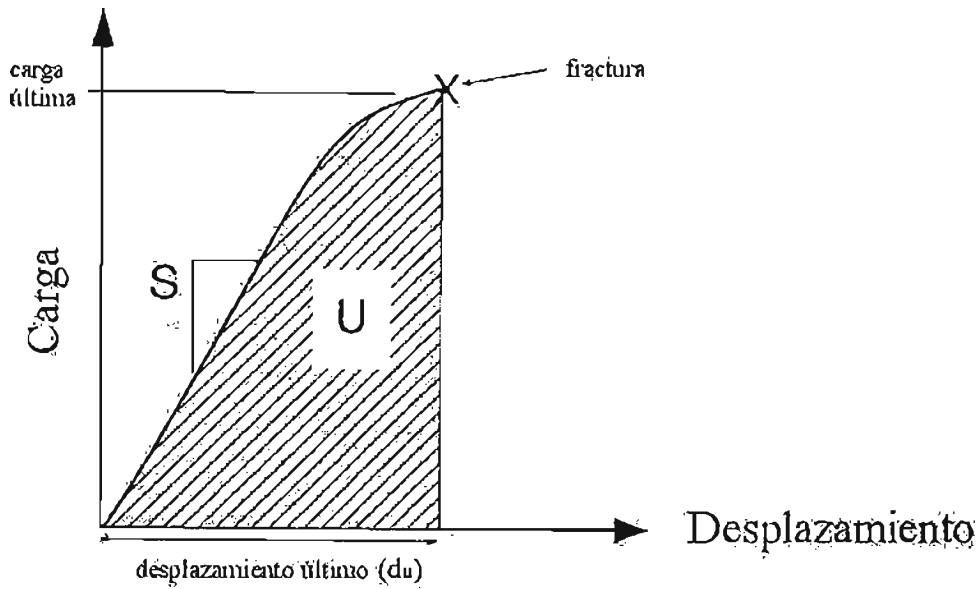


Fig. 2.1 La curva Carga-Desplazamiento, ilustra los 4 parámetros importantes para la muestra ósea: carga última, rigidez extrínseca o rigidez (S), trabajo a la falla (U) y desplazamiento último (du). (De Cowin, Stephen C., Bone Mechanics Handbook, 2nd edition, 2001, p.p. 7-6).

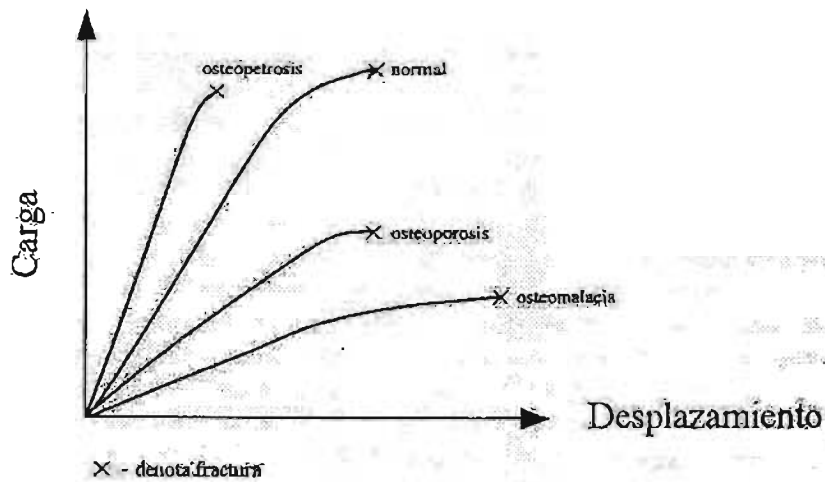


Fig. 2.2 Los huesos con padecimientos tienen perfiles biomecánicos característicos que requieren mediciones de varios parámetros mecánicos para resolverse adecuadamente. El hueso con Osteopetrosis tiene alta resistencia pero es frágil, el hueso con osteomalacia tiene baja resistencia y es dúctil, mientras que el hueso con osteoporosis es débil. Cada uno de estos padecimientos reduce el trabajo a la falla y por lo tanto incrementa la fragilidad ósea. (De Cowin, Stephen C., Bone Mechanics Handbook, 2nd edition, 2001, p.p. 7-7)

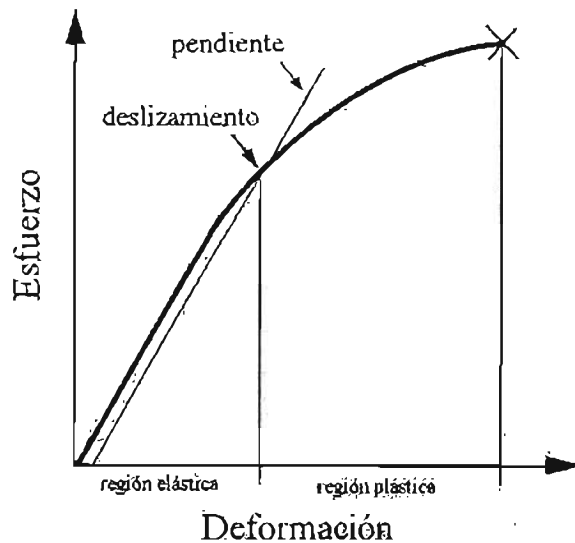


Fig. 2.3 La curva esfuerzo-deformación está dividida en regiones tanto elástica como plástica por el punto de deslizamiento (el nivel del esfuerzo en el cual se origina el daño permanente en la matriz ósea). El punto de deslizamiento es frecuentemente estimado utilizando el método de la pendiente; se traza una línea paralela, pero desplazada a una distancia predeterminada desde la parte lineal de la curva, la intersección entre la curva esfuerzo-deformación con la línea ubican el punto de deslizamiento. (De Cowin, Stephen C., Bone Mechanics Handbook, 2nd edition, 2001, p.p. 7-7).

2.3.2 Pruebas a tracción

La prueba a tracción es uno de los métodos más precisos para medir las propiedades mecánicas de manera general en cualquier material, y para el caso del hueso también se utiliza. El método consiste en aplicar una fuerza sin inducir un momento de torsión en la muestra. La medición de la deformación puede realizarse colocando un extensómetro en la parte media de la muestra.

Las muestras para la prueba a tracción, para su correcta manipulación, ensayo y maquinado deben ser de un tamaño adecuado. Sin embargo éstas estarán limitadas por el sitio anatómico del que provengan, por ejemplo las técnicas desarrolladas por Keaveney utilizan un cilindro de 40 mm para la preparación de probetas de hueso esponjoso [32], mientras que probetas como las mostradas en la figura 2.4 tienen como longitud final de 15 a 20 mm.

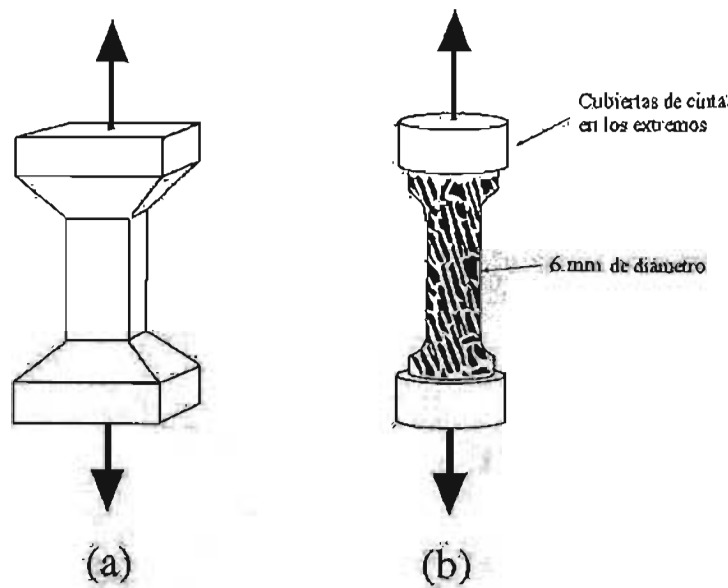


Fig. 2.4 Muestras para prueba a tracción de hueso cortical (a) y hueso esponjoso (b). (De Cowin, Stephen C., Bone Mechanics Handbook, 2nd edition, 2001, p.p. 7-9).

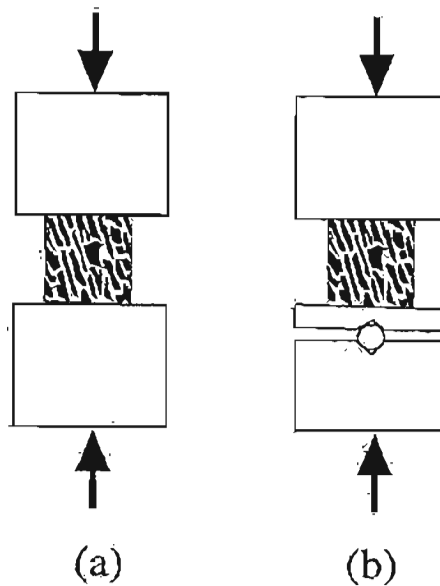


Fig. 2.5. Prueba a compresión de un cubo de hueso esponjoso. En (a) las placas de carga están ligeramente desalineadas con la muestra. Esto causa concentración de esfuerzos en la orilla derecha de la muestra, conduciendo a resultados incorrectos. En (b) las placas son colocadas sobre un pivote dentro del tren de carga para corregir el desalineamiento. (De Cowin, Stephen C., Bone Mechanics Handbook, 2nd edition, 2001, p.p. 7-10).

Por lo que la utilidad de la prueba a tracción disminuye para el hueso, particularmente cuando se realiza la prueba en hueso esponjoso, ya que la muestra debe ser lo suficientemente grande (al menos de 5 longitudes trabeculares, en promedio 5 mm) para permitir que la estructura sea tratada como un continuo.

2.3.3 Pruebas a compresión

Las pruebas a compresión permiten utilizar muestras relativamente pequeñas (como se mencionó anteriormente, mayores a 5 mm). Sin embargo, ésta prueba tiende a ser menos precisa que la prueba a tracción debido a los efectos finales presentes en la muestra durante la prueba, como son: la desalineación de las caras de la muestra (figura 2.5a), por lo que se pueden presentar grandes concentraciones de esfuerzo causando errores en el cálculo tanto de la resistencia como en el módulo de Young, éste efecto se puede disminuir colocando una placa montada sobre un pivote en el tren de carga, el cual lo reduce apreciablemente (figura 2.5b). La fricción entre la muestra y las placas también contribuye a errores de medición; cuando se comprime la muestra ósea, ésta se expande en dirección transversal, por lo que la fricción entre la interfase placa-muestra interfiere con esta expansión y cambia la resistencia aparente de la muestra por lo que la aplicación de un lubricante reduce la fricción en esta interfase.

2.3.4 Pruebas a flexión

Las pruebas a flexión son útiles para medir las propiedades mecánicas de huesos largos. Para huesos de animales pequeños, es muy difícil maquinar las muestras de prueba para tracción o compresión. El hueso es más débil en tracción que en compresión, por lo que en una prueba a flexión la falla usualmente ocurre en el lado que el hueso se encuentra a tensión.

La longitud de la muestra que es cargada debe ser lo suficientemente larga para garantizar una prueba precisa, si la distancia entre los apoyos L es pequeña, mucho del desplazamiento inducido por la carga será debido a los esfuerzos cortantes y no por flexión.

Para las muestras óseas, la relación entre la longitud y el ancho debe ser al menos 20:1 para garantizar que los desplazamientos por cortante sean insignificantes (Fig. 2.6).

2.3.5 Pruebas a torsión

La prueba a torsión es utilizada para medir las propiedades mecánicas a cortante. Cuando un torque es aplicado a un espécimen circular, el esfuerzo cortante varía desde cero en el centro del espécimen hasta un máximo en la superficie.

Algunos de los inconvenientes de realizar esta prueba es que el hueso entero es difícil de montar en los extremos de las pinzas de sujeción de la máquina a utilizar (Fig. 2.7).

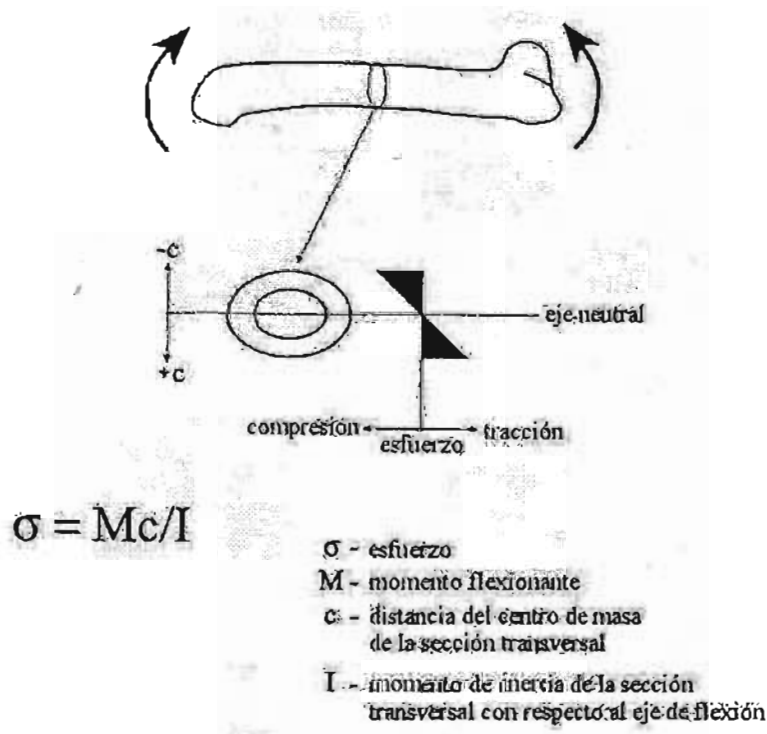
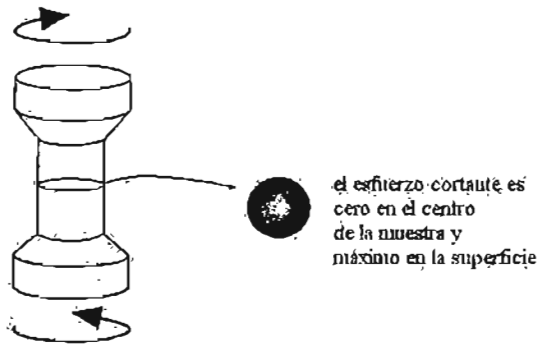


Fig. 2.6 La flexión causa tanto esfuerzos de compresión como de tracción. La magnitud de los esfuerzos es máxima en la superficie del hueso y es cero en el eje neutro. (De Cowin, Stephen C., Bone Mechanics Handbook, 2nd edition, 2001, p.p. 7-12).



$$\tau = Tr/J$$

τ - esfuerzo cortante
 T - torque
 r - radio
 J - momento polar de inercia

Fig. 2.7 La torsión produce esfuerzos cortantes que son máximos en la superficie y cero en el centro de masa. La torsión en muestras, así como muestras a tracción, son maquinadas tal que la porción central es más angosta, por lo que la mayoría de los desplazamientos ocurren en esta región. (De Cowin, Stephen C., Bone Mechanics Handbook, 2nd edition, 2001, p.p. 7-15).

2.3.6 Pruebas en sitios específicos

Actualmente, se han desarrollado un sinnúmero de métodos para medir propiedades biomecánicas en una variedad de sitios anatómicamente diferentes. En particular, un sitio de interés clínico es el cuello femoral[33, 34]. Ha habido un interés considerable en la biomecánica de la cadera.

Para medir la fuerza del cuello del femoral, el extremo proximal del fémur es montado en un aditamento de carga, éste es insertado en una resina plástica o fijado (como se muestra en la figura 2.8), se aplica una fuerza a la cabeza del femoral hasta que el cuello se fractura. Esta prueba produce una curva carga-desplazamiento de la cual los parámetros biomecánicos se pueden obtener.

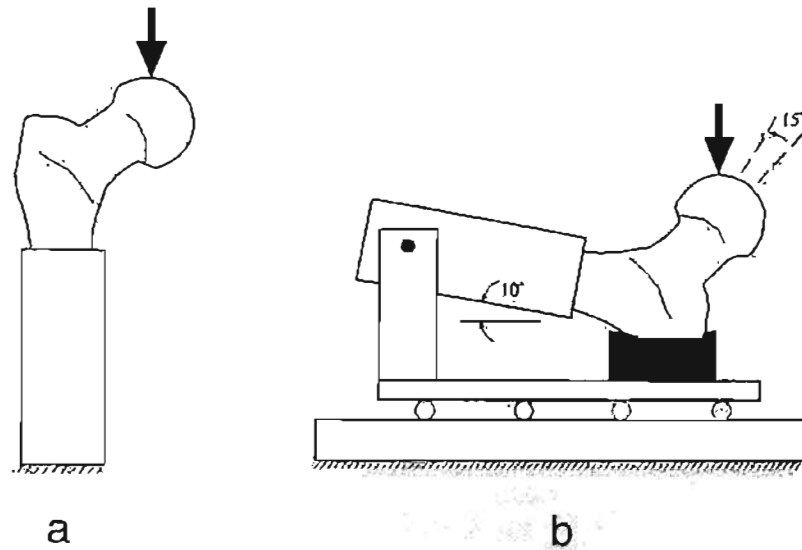


Fig. 2.8 Pruebas Biomecánicas típicas del cuello del femoral utilizadas en la configuración de carga axial (a) o en la configuración simulada de caída (b). (De Cowin, Stephen C., Bone Mechanics Handbook, 2nd edición, 2001, p.p. 7-13).

Existen dos configuraciones comunes de carga para el cuello del femoral: si la carga es aplicada paralela al tallo del femoral (configuración axial [35]) o en una configuración simulada a caída[36-38]. La configuración simulada a caída provee información valiosa acerca de la biomecánica de la cadera humana bajo condiciones reales de carga.

2.3.7 Pruebas de indentación

Las pruebas de indentación son utilizadas para establecer las propiedades biomecánicas del hueso que se encuentra debajo del cartilago (subcondral) y del subyacente trabecular cerca de las articulaciones en las cuales dos huesos se unen pero en los cuales, el grado de movilidad entre ambos es grande (diartrodial) o del hueso adyacente a los implantes. Las pruebas de indentación se utilizan para medir el módulo de Young y la resistencia de las muestras de hueso trabecular [39, 40]. Las pruebas son comúnmente realizadas con un indentador de bola (blunt), en rangos de 2.5 a 6 mm de diámetro, con una velocidad de desplazamiento de 2 mm/min y a una profundidad de 0.2 a 0.5 mm [40, 41-43]. Conforme el indentador penetra a la muestra, la curva carga-desplazamiento es generada. La

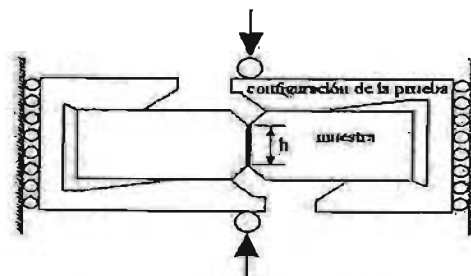
resistencia del hueso se estima como la carga máxima dividida por el área transversal del indentador. El módulo de Young se calcula como

$$E = S \left(\frac{1 - \nu^2}{d} \right) \quad 2.3$$

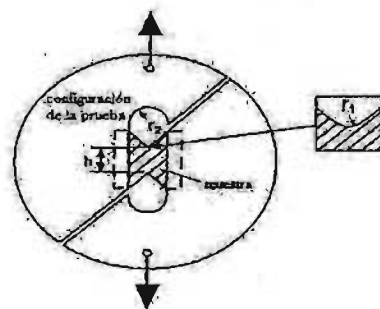
donde S es la pendiente de la curva carga-desplazamiento, ν es la relación de Poisson del hueso y d es el diámetro del indentador.

2.3.8 Pruebas a cortante puro

La prueba a torsión permite medir las propiedades del hueso a cortante, pero a causa de su naturaleza, la torsión crea tensión dentro de su estructura [26]. Debido a esta y otras dificultades en la prueba, se han desarrollado métodos alternativos para obtener las propiedades a cortante en este tipo de materiales (especialmente materiales compuestos).



a) Muestra de prueba de Iosipescu.



b) Muestra de prueba de Arcan

Fig. 2.9 Métodos de prueba de Iosipescu (a) y de Arcan (b) para producir esfuerzos cortantes puros en el hueso. (De Cowin, Stephen C., Bone Mechanics Handbook, 2nd edition, 2001, p.p. 1-2).

Algunos de los métodos que se han adaptado para pruebas a corte de muestras óseas son los de Iosipescu y Arcan [44-46] (Fig. 2.9).

Las pruebas a cortante tienen ventajas sobre las pruebas a torsión porque éstas tienden a ser más precisas, y por las pruebas de Arcan, se pueden utilizar muestras más pequeñas. Sin embargo estas pruebas requieren de muestras maquinadas tomadas de huesos relativamente grandes, es decir, la corteza de los huesos debe ser de 5 a 10 mm de espesor.

2.3.9 Pruebas mecánicas de impacto

El objetivo de la mecánica de la fractura es describir el proceso de ésta en un material estructural. La relación importante es la que existe entre el campo local del esfuerzo cerca de una punta de grieta y el crecimiento resultante de la grieta. Una prueba mecánica de fractura produce dos parámetros importantes: el factor de la intensidad crítica del esfuerzo, K_c , y la velocidad de descarga de la energía de la deformación crítica, G_c . Existen varias geometrías de las muestras que son útiles para determinar los parámetros de la fractura (Fig. 2.10).

2.3.10 Pruebas a fatiga

Cuando un material es cargado cíclicamente, con las cargas dentro de la región pre-deslizamiento de la curva esfuerzo-deformación, sus propiedades mecánicas se degradan gradualmente en un periodo de tiempo. Esta degradación de la fuerza y el módulo de Young con respecto al tiempo se le denomina *fatiga*. En los huesos, la reducción en las propiedades mecánicas es atribuida a la formación de pequeñas grietas dentro de la estructura ósea. Cuando la carga continúa, estas grietas crecen y se unen hasta que finalmente, el hueso falla catastróficamente. La fatiga en los huesos puede ocurrir de dos maneras: deslizamiento de las líneas de cemento o a la acumulación de grietas.

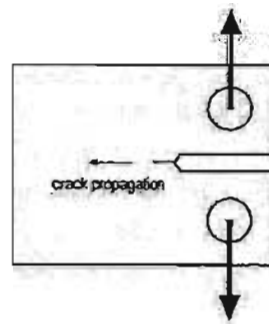
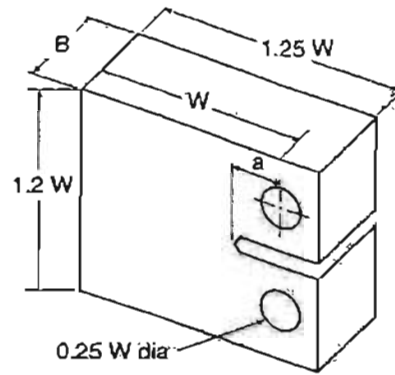


Fig. 2.10 Configuración de la muestra compacta a tracción (superior). Esta geometría sigue la recomendación de ASTM (ASTM E 399-83), donde a es la longitud de la grieta y B es idealmente $W/2$. la carga aplicada a la muestra se ilustra en la figura inferior. (De Cowin, Stephen C., Bone Mechanics Handbook, 2nd edition, 2001, p.p. 7-19).

2.3.11 Nano y Micro pruebas

Existen un número de técnicas desarrolladas para medir las propiedades biomecánicas del hueso a un nivel micro y ultraestructural. Las técnicas de macro y nanoindentación ofrecen la posibilidad de medir las propiedades biomecánicas en una región muy pequeña, tan pequeña como $1 \mu m$. Los métodos de macroindentación proporcionan una resolución espacial que varía de 30 a $100 \mu m$ dependiendo de la forma del indentador [47-51]. Las mediciones de dureza reflejan el grado de la calidad de mineralización del hueso. Utilizando un indentador Knoop, la anisotropía de la dureza del mineral óseo puede ser medida [48]. Los métodos de nanoindentación desarrollados recientemente ofrecen una resolución espacial de 1 a $5 \mu m$ [52]. Consecuentemente, la nanoindentación es utilizada

para medir las propiedades mecánicas de la lamela individual en el hueso. La nanoindentación permite la estimación del módulo de Young por la resistencia por contacto utilizando la formula:

$$S = 2\pi^{-1/2} \left[\left(\frac{1-\nu_b^2}{E_b} \right) + \left(\frac{1-\nu_i^2}{E_i} \right) \right]^{-1} A^{1/2} \quad 2.4$$

Donde E y ν son el módulo de Young y la relación de Poisson respectivamente, para el hueso (b) e indentador (i), A es el área en contacto [53]. Las mediciones en micro y nanoindentación requieren una superficie de la muestra altamente pulida. Las muestras son pulidas típicamente con una serie de papeles abrasivos de tamaño de grano que se reduce gradualmente (600, 800, y grano 1200). Esto seguido de pulir con pasta de diamante de $0.05 \mu m$.

2.3.12 Pruebas acústicas

La velocidad a la cual el sonido viaja a través de la materia sólida depende de sus propiedades elásticas y de su densidad, por lo que

$$v = \sqrt{\frac{E}{\rho}} \quad 2.5$$

donde v es la velocidad, E es el módulo de Young y ρ es la densidad. La Ec. 2.6 se puede utilizar para determinar las propiedades elásticas del hueso si la densidad y la velocidad del sonido son conocidos

$$E = \rho v^2 \quad 2.6$$

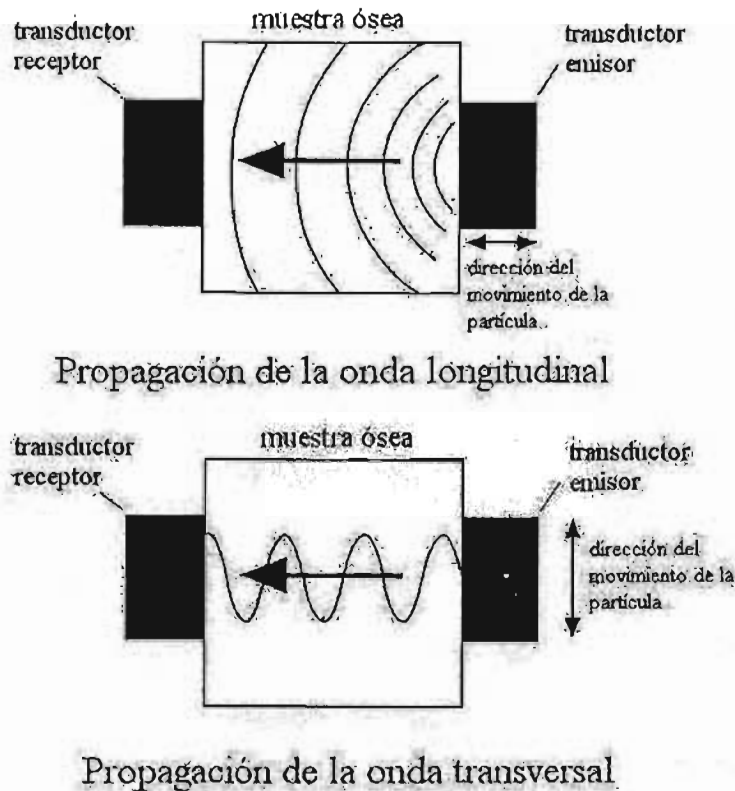


Fig. 2.11. Propagación de una onda ultrasónica en una muestra ósea. Si el transductor emisor vibra en la misma dirección que la onda propagada, se tiene como resultado una onda longitudinal. Por el contrario si éste vibra en dirección perpendicular a la propagación de la onda, se tiene como resultado una onda transversal. (De Cowin, Stephen C., Bone Mechanics Handbook, 2nd edition, 2001, p.p. 1-2).

La velocidad del sonido se puede medir transmitiendo una onda a través de una muestra y midiendo con un osciloscopio el tiempo requerido para que la onda lo atravesase; el ancho de la muestra dividido por el tiempo de retraso es la velocidad del sonido en la muestra dada (Fig.. 2.11) [54-56]. Para generar y detectar las ondas para medir la velocidad del sonido o ultrasonido se utilizan transductores piezoeléctricos. Con estas pruebas se puede determinar el módulo de Young en huesos trabeculares utilizando ondas ultrasónicas. En suma, se pueden generar ondas transversales en las muestras óseas y por consiguiente el módulo elástico a corte se puede determinar para la velocidad de estas ondas como:

$$G = \rho v_s^2 \quad 2.7$$

donde G es el módulo elástico a corte y v_s es la velocidad de propagación de la onda transversal. El establecer las propiedades mecánicas del tejido óseo ha traído como consecuencia la utilización de diversas técnicas que son aplicadas a diferentes niveles, esto es que, debido a que el hueso es un material estructural jerárquico la obtención de estas propiedades se realiza tanto a nivel macro como microestructural, todo esto debido a la gran importancia para el desarrollo de un modelo que pueda simular las características y comportamiento de los dos tejidos que se tienen en el hueso.

CAPÍTULO 3

CONSTANTES ELÁSTICAS DEL HUESO ESPONJOSO

INTRODUCCIÓN.

El hueso esponjoso es un tejido del tipo poroso, el cual se encuentra principalmente en los extremos de huesos largos. En este tipo de huesos, las cargas se distribuyen desde la superficie de las articulaciones hasta el tallo cortical. Una de las principales dolencias que se presentan en los huesos son las fracturas, las cuales ocurren principalmente en regiones del hueso esponjoso debido a condiciones tales como la osteoporosis. En este sentido, la calidad mecánica del hueso es un parámetro importante para la estimación de riesgo de fractura, así como la integridad del mismo.

Aunque la resistencia del hueso esponjoso es el parámetro más relevante en cuanto al riesgo de fractura se refiere, las propiedades elásticas determinan su comportamiento mecánico durante las actividades cotidianas de cualquier individuo. Durante tales actividades, las deformaciones en el hueso usualmente no exceden las $300 \mu\epsilon$ y la experimentación ha demostrado que su comportamiento se puede considerar lineal dentro de este rango. Por otro lado, las condiciones de carga que tiene el sistema ósea de manera natural determinan sus propiedades mecánicas y en consecuencia la distribución de las mismas a lo largo del hueso, por lo que estas propiedades determinan las condiciones de carga local en las regiones donde se presenta la falla. Finalmente, las propiedades elásticas están correlacionadas con la resistencia por lo que sus valores pueden ser utilizados para estimar el riesgo de fractura.

El comportamiento elástico del hueso esponjoso está relacionado directamente con su estructura, por lo que se deben evaluar las constantes elásticas necesarias para caracterizar su comportamiento. Para este fin, se han utilizado diversos métodos.

3.1 Caracterización estructural del hueso esponjoso

El hueso esponjoso, es un material altamente poroso el cual esta formado por una estructura interna muy compleja que esta constituida por barras y placas, trabéculas, las cuales conforman el componente carga-soporte. Estos elementos están formados por cristales de hidroxiapatita los cuales se encuentran alojados en una matriz fibra-colágeno, por lo que de esta unión se obtiene un material de característica viscoelástica. Las propiedades de esta matriz ósea son las que determinan el comportamiento mecánico del hueso esponjoso. Por otro lado, mediante mediciones realizadas en especímenes óseos se concluyó que la médula ósea que se encuentra dentro de la estructura porosa, no contribuye en la rigidez del hueso esponjoso [27, 57].

En suma, la estructura trabecular o arquitectura del hueso esponjoso es también un factor importante que influye en las propiedades mecánicas del mismo debido a que en algunos casos esta estructura presenta una orientación preferencial. Sin embargo para algunas estructuras tal orientación es difícil de visualizar y su presencia es de particular importancia para el mecanismo de anisotropía del hueso esponjoso.

3.2 Caracterización mecánica del hueso esponjoso

El comportamiento mecánico del hueso esponjoso se describe como viscoelástico, por lo que con respecto a la parte elástica este comportamiento es gracias a la habilidad del hueso trabecular de recobrar su geometría inicial completamente después de retirar o aliviar la carga aplicada, mientras ésta no exceda el límite elástico. Por otro lado, la parte viscosa se debe a la dependencia de la rigidez con respecto a la velocidad de deformación [27, 59], a la habilidad de disipar energía dentro del rango elástico [60,61] y al esfuerzo de relajación y al deslizamiento[62]. El comportamiento viscoso puede ser debido también tanto a las propiedades del material como a la médula que se encuentra dentro de esta estructura porosa. En suma, el efecto de la médula sobre las propiedades mecánicas debido a esta se ha comprobado que es despreciable [27,63].

Las propiedades elásticas del hueso esponjoso se definen como un continuo, por lo que se considera que éstas representan las propiedades promedio de un volumen representativo del hueso, el cual debe contener un cierto número de trabéculas para poder establecer esta idealización de su comportamiento. Para el hueso esponjoso un volumen representativo debe ser de al menos cinco longitudes trabeculares en tamaño, aproximadamente de 3 a 5 mm [64], ya que no es posible definir el significado de las propiedades elásticas para especímenes más pequeños.

En la teoría de la mecánica del medio continuo existen diferentes modelos que describen el comportamiento anisotrópico de los materiales [65], éstos modelos difieren en el número de simetrías elásticas que se pueden identificar. Para el caso del hueso esponjoso, esta generalmente aceptado que al menos tres planos ortogonales de simetría elástica existen (comportamiento ortotrópico).

Sin embargo, en algunos casos el hueso esponjoso se puede describir como transversalmente isotrópico, por lo que cada plano a través del eje longitudinal es un plano de simetría isotrópico.

3.3 Ley de Hooke para materiales ortotrópicos

La simetría ortotrópica se puede visualizar como el tipo de simetría material elástica que posee la madera, ya que por ejemplo, por año se da el crecimiento de un anillo nuevo, el cual forma una especie de lámina alrededor del centro, por lo que los ejes de simetría quedan en las direcciones tangente y normal al crecimiento de los anillos o láminas y a lo largo de los ejes cuerpo cilíndrico del árbol (Fig. 4.2). Formalmente, la simetría ortotrópica está caracterizada por tres planos mutuamente perpendiculares o espejos simétricos. Las

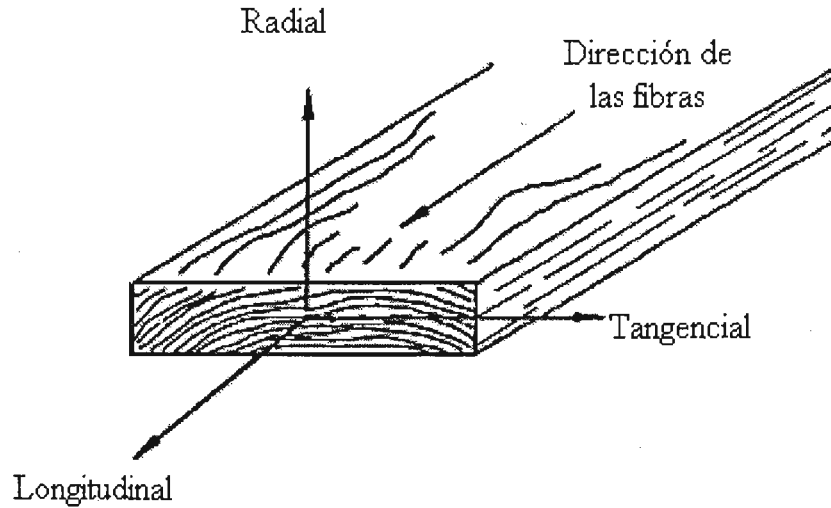


Fig. 3.1 Ejes principales de la madera con respecto a la dirección de las fibras y crecimiento de los anillos. (De Cowin, Stephen C., Bone Mechanics Handbook, 2nd edition, 2001, p.p. 1-2). (De Cowin, Stephen C., Bone Mechanics Handbook, 2nd edition, 2001, p.p. 6-12).

normales a estos tres planos forman un sistema coordenado simétrico de característica ortotrópica y, relativo a este sistema coordenado, existen solamente nueve constantes distintas elásticas lineales. El conjunto de estas constantes está formado por tres módulos de Young, E_1 , E_2 y E_3 , tres módulos a corte, G_{12} , G_{13} , G_{23} , y seis relaciones de Poisson, ν_{23} , ν_{32} , ν_{13} , ν_{31} , ν_{12} , ν_{21} , de los cuales solamente tres son independientes.

La ley de Hooke para un material ortotrópico expresado en el sistema coordenado cartesiano está dado por la expresión:

$$\begin{bmatrix} E_{11} \\ E_{22} \\ E_{33} \\ 2E_{23} \\ 2E_{13} \\ 2E_{12} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{1}{E_1} & -\frac{\nu_{21}}{E_2} & \frac{\nu_{31}}{E_3} & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{\nu_{12}}{E_1} & \frac{1}{E_2} & -\frac{\nu_{32}}{E_3} & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{\nu_{13}}{E_1} & -\frac{\nu_{23}}{E_2} & \frac{1}{E_3} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{23}} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{31}} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{12}} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} T_{11} \\ T_{22} \\ T_{33} \\ T_{23} \\ T_{13} \\ T_{12} \end{bmatrix} \quad 3.1$$

la ec. 3.1 representa la expresión utilizada ampliamente para la ley de Hooke para materiales ortotrópicos. Mientras que en la ec. 3.1 se muestran 12 constantes elásticas, realmente existen solamente 9 constantes elásticas distintas para la simetría elástica ortotrópica.

3.4 Ley de Hooke para materiales transversalmente isotrópicos

La simetría transversalmente isotrópica es más alta que la simetría ortotrópica, ya que ésta tiene un plano de isotropía. Un plano de isotropía, el cual es también un plano de simetría espejo, es un plano en el cual cada vector es una normal al plano de simetría. Para este tipo de simetría, existen solamente cinco constantes elásticas distintas y estas se obtienen a partir de las nueve constantes elásticas ortotrópicas imponiendo las siguientes restricciones:

$$E_1 = E_2, \nu_{12} = \nu_{21}, \nu_{31} = \nu_{32}, G_{23} = G_{31}, G_{12} = \frac{E_1}{2(1 + \nu_{12})} \quad 3.2$$

La ley de Hooke para un material transversalmente isotrópico expresado en el sistema coordinado simétrico esta dado por la expresión:

$$\begin{bmatrix} E_{11} \\ E_{22} \\ E_{33} \\ 2E_{23} \\ 2E_{13} \\ 2E_{12} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{1}{E_1} & -\frac{\nu_{21}}{E_1} & \frac{\nu_{31}}{E_3} & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{\nu_{21}}{E_1} & \frac{1}{E_2} & -\frac{\nu_{31}}{E_3} & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{\nu_{23}}{E_1} & -\frac{\nu_{23}}{E_1} & \frac{1}{E_3} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{23}} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{23}} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{2+2\nu_{12}}{E_1} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} T_{11} \\ T_{22} \\ T_{33} \\ T_{23} \\ T_{13} \\ T_{12} \end{bmatrix} \quad 3.3$$

la ec. 3.3 representa la expresión utilizada ampliamente para la ley de Hooke para materiales transversalmente isotrópicos. En esta ecuación existen solamente 5 constantes elásticas distintas para este tipo de simetría elástica .

Debido a que el comportamiento del hueso es muy complejo y éste ha sido simplificado de diferentes formas con el objetivo de proponer modelos que aproximen su comportamiento de la manera más simple, sacrificando para esto exactitud en los resultados obtenidos. Las propiedades mecánicas no son valores únicos que se puedan definir en forma precisa ya que las funciones mecánicas de los diferentes huesos varían, y por consecuencia su micromorfología. Éstas dependen entonces de factores tales como la distribución del mineral, el arreglo estructural, las variaciones entre individuos (edad, sexo, padecimientos, grupos antropológicos) y la función mecánica de cual provenga. La variedad de factores involucrados, su efecto en el comportamiento mecánico y la diversidad de métodos de evaluación de las propiedades, se han traducido en una amplia dispersión de los datos reportados, a la vez de diversas idealizaciones en su modelado.

CAPÍTULO 4

ANÁLISIS DE LOS EFECTOS DE LA HIDRATACIÓN DEL HUESO SOBRE SUS PROPIEDADES MECÁNICAS

INTRODUCCIÓN.

La necesidad de contar con información precisa acerca de las propiedades mecánicas del hueso surge conjuntamente con la de diseñar prótesis, desarrollar materiales que lo puedan sustituir, evaluar su deterioro con la edad y padecimientos, así como para definir procedimientos terapéuticos.

Con el objetivo de mejorar el diseño de prótesis y desarrollar implantes y sustitutos óseos más eficientes, en las últimas décadas se ha incrementado la investigación enfocada a la caracterización del comportamiento biomecánico y metabólico del hueso.

El modelado del comportamiento mecánico del hueso es de suma complejidad, si se parte del hecho de que su constitución, estructura, y sus propiedades se ven afectadas por la edad, sexo y padecimientos del sujeto y de que se trata de un tejido vivo, cuyas propiedades sólo se pueden evaluar *in vitro*. A lo anterior habrá que añadir la existencia de diversas morfologías del tejido óseo, esto de acuerdo a sus condiciones de servicio, ya que los huesos amén de ser un material compuesto se clasifican en: largos, cortos, planos e irregulares. Esta clasificación también tiene efecto en sus propiedades ya que por ejemplo una vértebra no trabaja bajo las mismas condiciones mecánicas del fémur.

Estudios recientes realizados sobre el hueso esponjoso han mostrado que sus propiedades mecánicas están también íntimamente relacionadas con la densidad relativa, arquitectura, composición, así como la edad del individuo. Como punto adicional se tiene el grado de hidratación con la que cuenta el hueso de forma natural y el efecto que ésta produce en él,

por lo que éste es un factor a determinar y si ésta influye de manera importante sobre dichas propiedades.

Algunos de los estudios experimentales realizados se han enfocado a estos temas, los cuales la mayoría de las veces se realizan en huesos extraídos de cadáveres, asumiendo que las propiedades mecánicas del hueso esponjoso reflejan las propiedades que se tienen originalmente *in vivo*, por lo que deriva en una problemática que se puede dividir en dos secciones, la primera, la diferencia entre las propiedades mecánicas del hueso *in vivo* e *in vitro*, la segunda referida a los efectos del almacenamiento sobre el hueso. Fitzgerald (1999) ha sido el único que ha analizado la primera; encontró en sus resultados cambios abruptos en las propiedades mecánicas del hueso esponjoso después de 5 hrs post-mortem. El segundo efecto, también tratado escasamente, es el almacenamiento, analizado por Sonstengard y Matthews (1977) los cuales encontraron una disminución del 10% en la rigidez, esto debido al congelamiento del hueso esponjoso planteando que éste fue provocado por el daño trabecular causado por el fenómeno de expansión-congelamiento de los fluidos intersticiales, lo cual provocó este decremento. Pelker et al. (1985) por su parte encontraron un ligero incremento en la rigidez debido al congelamiento y Panjabi et al. (1985) encontraron que el congelamiento por un periodo largo afecta las propiedades mecánicas del hueso.

Por lo anterior, es importante analizar el efecto de la hidratación en el comportamiento mecánico del hueso, así como establecer un tiempo óptimo para su aplicación a las muestras, ya que esto derivará en simular condiciones lo más cercanas a las que se tienen *in vivo*. Este procedimiento es, sin duda, necesario como punto de partida para la realización de un desarrollo experimental posterior que tenga como finalidad tanto como el mejor entendimiento del comportamiento del hueso esponjoso, así como la caracterización y establecimiento de las propiedades mecánicas del mismo.

4.1 Proceso de Análisis de la hidratación en el hueso esponjoso

4.1.1 Experimentación

Para el desarrollo del proceso experimental se requirieron muestras óseas, las cuales se obtuvieron de 8 extremos superiores del fémur de bovino (*Bos Taurus*), los cuales en promedio de edad de encuentran en los 3 años, del sitio seleccionado se extrajeron dos muestras (cabeza del fémur), las cuales se limpiaron con cepillos y detergente líquido. Estas muestras se obtuvieron por medio de sierras rotativas (HSS) con un diámetro promedio de 15.6 mm, ajustando su longitud con una cortadora de disco de diamante.

4.1.2 Ensayos de Compresión

Para efectuar las pruebas se utilizó una máquina electromecánica Instron modelo 4206 a una velocidad de 0.05 mm/min (la cual es la mínima proporcionada por la máquina y está dentro del rango de velocidad de deformación que se presenta *in vivo*). Cada espécimen fue colocado entre una placa y un dispositivo cilíndrico para realizar la compresión. La carga se obtuvo con una celda de carga de 5 KN.

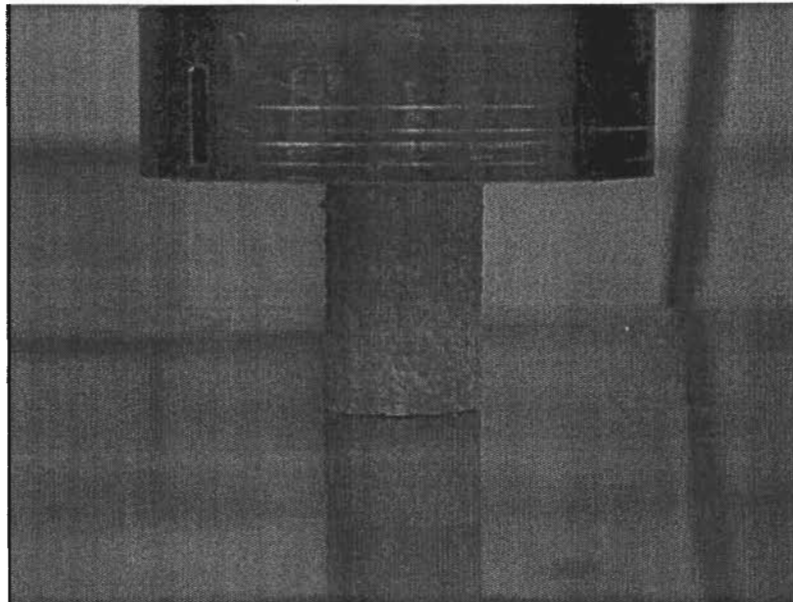


Fig. 4.1. Configuración del ensayo a compresión para la muestra ósea.

Los datos obtenidos de los ensayos de compresión se analizaron en Excel mediante la construcción de gráficas y un ajuste de regresión lineal para la curva de esfuerzo (σ) vs deformación (ϵ) en la región donde se presentó un comportamiento elástico. La zona límite para dicho análisis se definió a partir de la evaluación de la pendiente de la curva σ vs ϵ . A partir de los datos generados se procedió a determinar el módulo de elasticidad del material.

4.1.3 Método de Hidratación

Las 16 muestras obtenidas, como se mencionó anteriormente, fueron sometidas a un proceso de hidratación, el cual consistió en sumergir por grupos de cuatro probetas en solución salina (como lo muestra la tabla [1]) a temperatura ambiente, para después ensayar a compresión en forma inmediata.

Tabla 1. Tiempo de Hidratación de las probetas

Número de Probetas	Tiempo de Hidratación
4	0 hrs
4	1.5 hrs
4	3 hrs
4	6 hrs

En la figura 5.2 se puede apreciar el comportamiento típico de las muestras provenientes de bovino, las cuales presentan un escalón entre las dos regiones elásticas. Del análisis de pendientes se observa que la variación entre éstas es mínima por lo que se pueden considerar como regiones con el mismo comportamiento. En este caso para la determinación de las propiedades elásticas solo se analizaron los datos provenientes de la zona inicial.

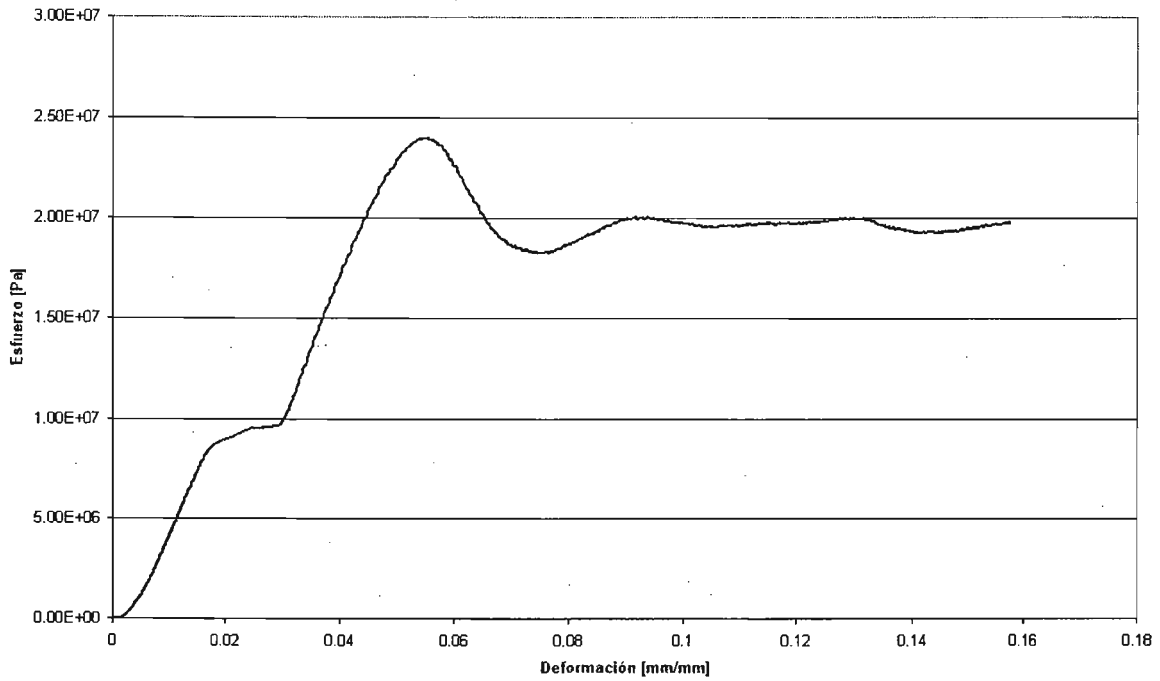


Fig. 4.2 Curva σ vs ϵ de una muestra de hueso esponjoso para el ensayo de compresión.

En las figuras 5.2 a 5.6 se presenta el comportamiento del tejido esponjoso a diferentes tiempos de hidratación.

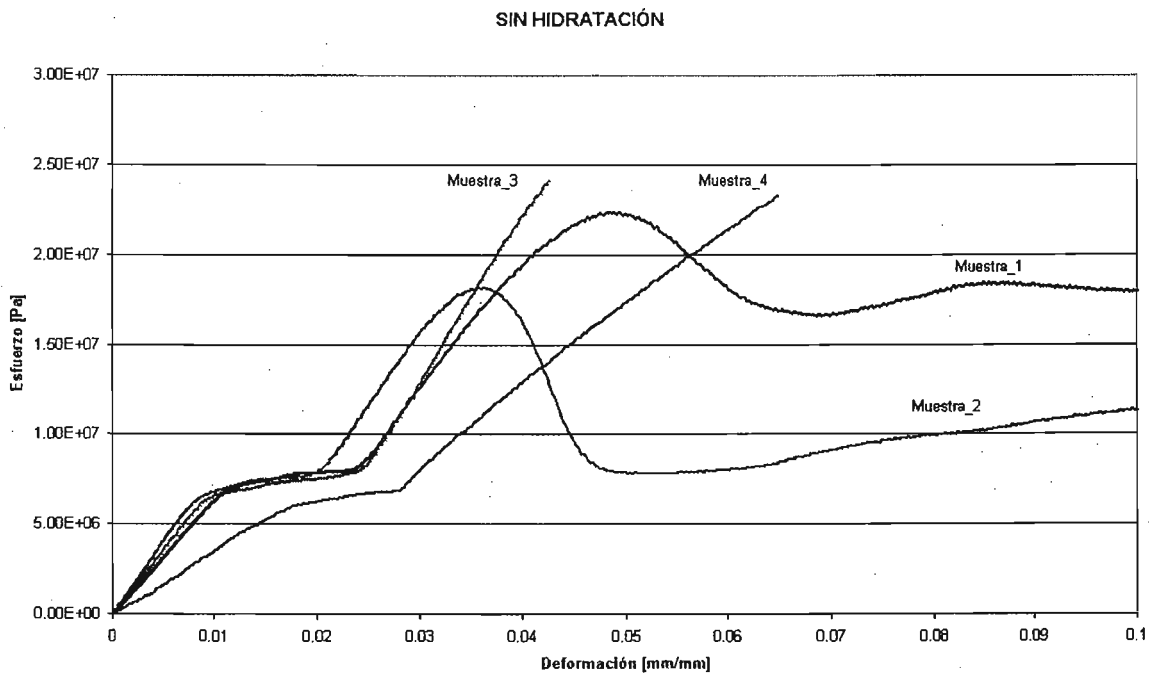


Fig. 4.3 Curva σ vs ϵ de hueso esponjoso sin hidratación en ensayo de compresión.

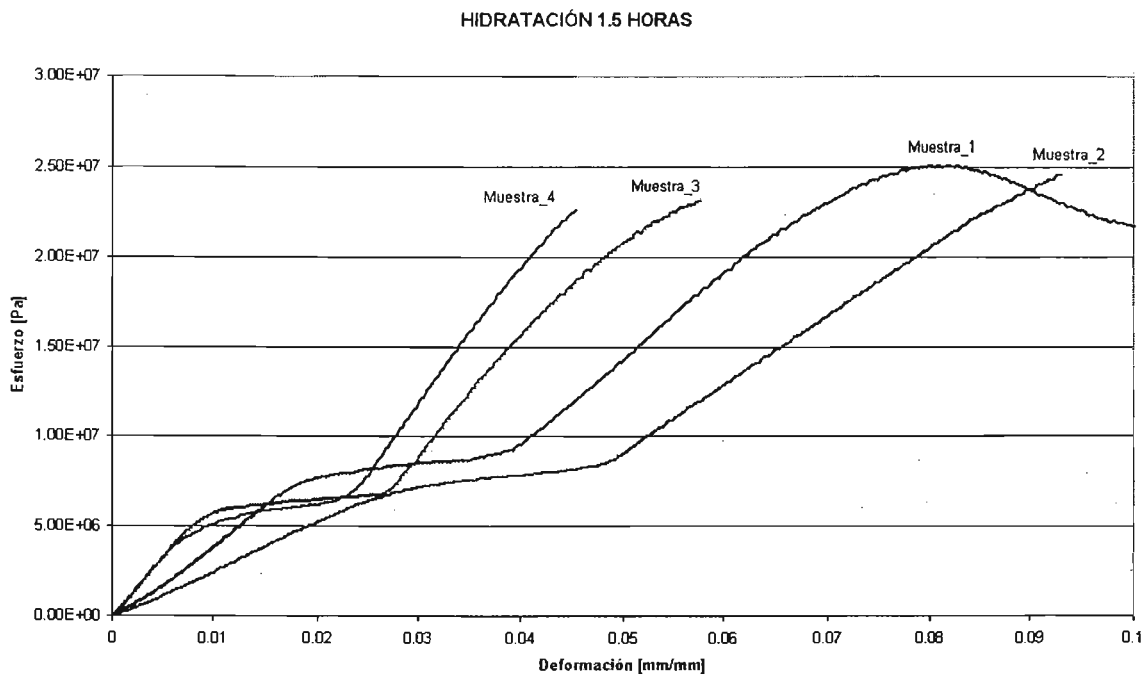


Fig. 4.4 Curva σ vs ϵ de hueso esponjoso con hidratación en ensayo de compresión.

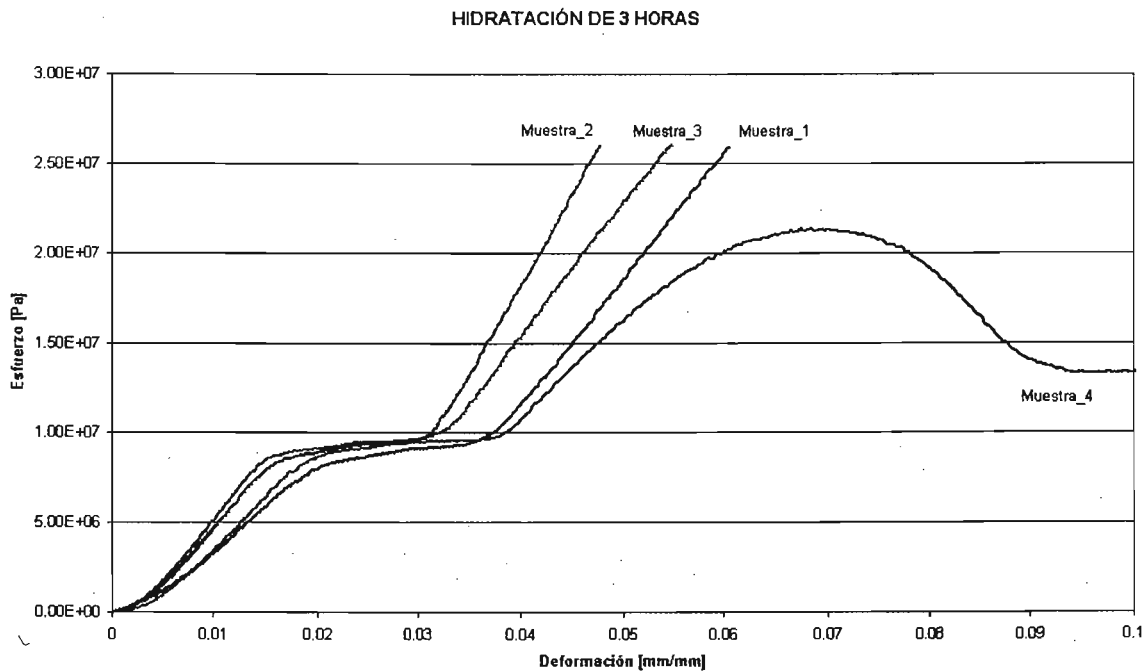


Fig. 4.5 Curva σ vs ϵ de hueso esponjoso con hidratación en ensayo de compresión.

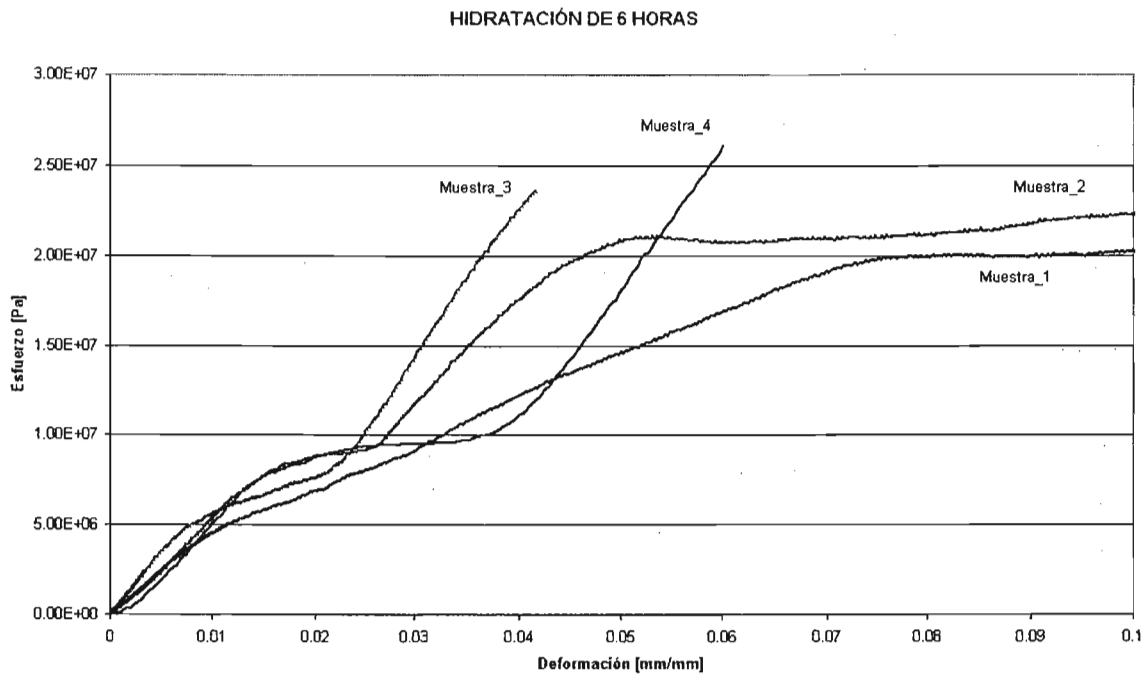


Fig. 4.6 Curva σ vs ϵ de hueso esponjoso con hidratación en ensayo de compresión.

4.1.4 Análisis de los datos mediante regresión lineal

De las gráficas obtenidas (figuras 4.3-4.6), se restringió la región empleada para el cálculo del módulo de Elasticidad al intervalo de esfuerzos de 2.5 a 7.5 MPA, ya que es en éste es donde se describe de manera más precisa una relación lineal entre el esfuerzo y la deformación. El cálculo se realizó en Excel, con lo cual se obtuvieron los valores del módulo para cada una de las curvas con los respectivos tiempos de hidratación (ejemplo: figura 4.7, tablas 2 a 5).

Tabla 2. Módulos de Young calculados por regresión lineal

Probetas sin hidratar	Módulo de Young (MPa)	Coefficiente de Determinación (R^2)
1	700	0.9997
2	800	0.9993
3	700	0.992
4	400	0.9964

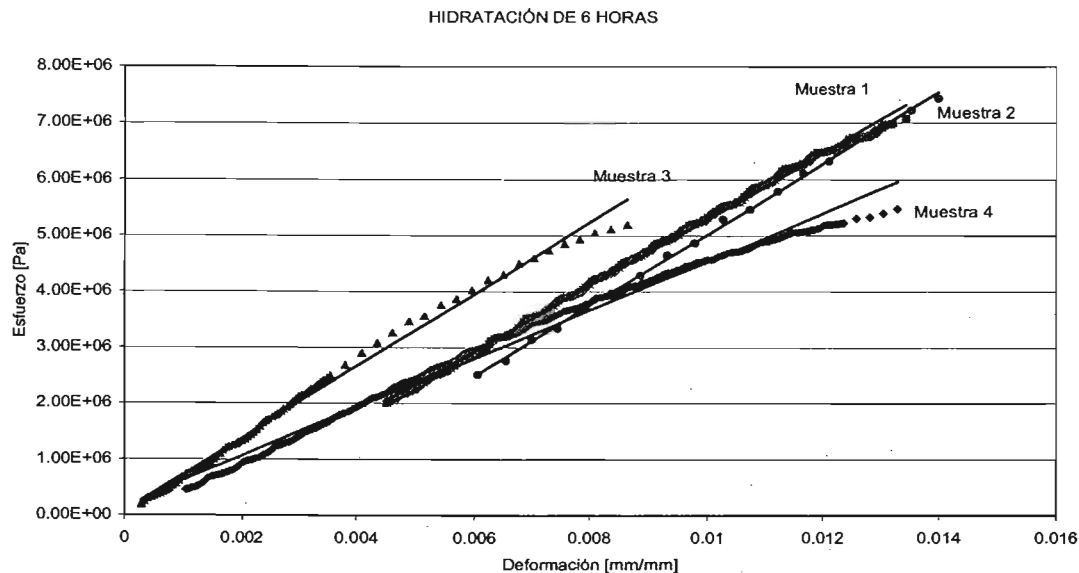


Fig. 4.7 Regresión lineal para hueso esponjoso.

Tabla 3. Módulos de Young calculados por regresión lineal

Probetas con 1.5 hrs de hidratación	Módulo de Young (MPa)	Coefficiente de Determinación (R ²)
1	500	0.9991
2	300	0.9992
3	600	0.9989
4	600	0.9994

Tabla 4. Módulos de Young calculados por regresión lineal

Probetas con 3 hrs de hidratación	Módulo de Young (MPa)	Coefficiente de Determinación (R ²)
1	500	0.9992
2	700	0.9988
3	700	0.9993
4	600	0.9993

Tabla 5. Módulos de Young calculados por regresión lineal

Probetas con 6 hrs de hidratación	Módulo de Young (MPa)	Coefficiente de Determinación (R^2)
1	400	0.9904
2	600	0.9983
3	600	0.9936
4	600	0.9989

4.1.5 Análisis de Resultados y Discusión

De los datos generados de los ensayos de compresión se observa un comportamiento similar para todas las muestras independientemente de los tiempos de hidratación. La parte más peculiar la presenta las dos regiones elásticas separadas por un aparente comportamiento anelástico, teniendo ambas regiones una pendiente muy similar en todos los casos estudiados, esta situación permite considerar la posibilidad de la existencia de una modificación de la estructura sin la presencia de un deterioro aparente, ya que las gráficas (figuras 4.3-4.6) muestran que la rigidez que se tenía al principio del ensayo es prácticamente la misma en la segunda parte.

Los valores del módulo de elasticidad calculados para cada condición de prueba se observa que son similares, sin embargo en casi todos los casos existen muestras que presentan serias divergencias con respecto a la mayoría. En un tratamiento estadístico común, se puede considerar la conveniencia de eliminar estos datos para facilitar la interpretación de los datos. Sin embargo en el presente estudio no se puede concluir que se trate de errores de medición, debido a la alta precisión presentada en cada ensayo. Por lo tanto, se tiene que interpretar estos valores anormales como consecuencia de las diferencias fisiológicas de los individuos ensayados, por lo que se debe hacer una investigación entre la relación de este comportamiento y la microestructura del tejido, ya que presenta la oportunidad de obtener datos importantes con respecto a la relación estructura-parámetros mecánicos del hueso.

El análisis estadístico con respecto al efecto de la hidratación, logró demostrar que a tiempos de seis horas no existe efecto alguno en lo que se refiere al módulo elástico. Esto ha llevado a la conclusión en otras obras de que una hidratación de tres horas es suficiente para establecer la condición original del hueso. Tal conclusión no se justifica, ya que se observa que a seis horas de hidratación apenas se vuelve a presentar un ligero comportamiento viscoelástico. Por lo anterior, se llega a la conclusión de que el tratar al hueso como linealmente elástico es errónea y se debe a tiempos de hidratación insuficientes. Si bien a través de la hidratación se pretende una respuesta similar a su condición *in vivo*, es evidente que el tejido no responderá de igual manera en la condición *in vitro*, por lo que toda evaluación no deja de ser una aproximación a la operación real del tejido.

CONCLUSIONES

Si bien el tejido óseo se puede considerar como un material compuesto cuyo comportamiento es complejo se ha constatado, que en una primera aproximación y a niveles bajos de esfuerzos (intervalo de esfuerzos entre 2.5 y 7 MPa), la aproximación linealmente elástica es válida. Sin embargo, hay que añadir que los datos obtenidos indican que esta simplificación en parte se justifica debido a una hidratación incompleta, ya que a seis horas de hidratación se empieza a establecer un comportamiento viscoelástico, esto sin afectar de manera significativa el módulo tangente (valor a bajas cargas) del material.

Uno de los problemas detectados en el presente trabajo es la gran dispersión de los datos debidos a diferencias fisiológicas entre individuos. Esto justifica la elaboración de modelos micromecánicos para el comportamiento del hueso, ya que estos presentan la única vía de correlacionar la microestructura del material con su comportamiento mecánico. Otro punto de atención en futuras investigaciones es la zona ánelastica observada en todos los ensayos, para aclarar su relación con los cambios estructurales que ocurren en el tejido durante este fenómeno.

REFERENCIAS

- [1] Jee, W. S. S., **The skeletal tissues**, in *Cell and Tissue Biology, A Textbook of Histology*, Weiss, L., Ed., Urban and Schwarzenberg, Baltimore, chap. 7, 1988.
- [2] Frost, H. M., **Introduction to a new skeletal physiology**, Vol. I and II, Pajaro Group, Pueblo, 1995.
- [3] Jee, W. S. S., **Structure and function of bone tissue**, in *orthopaedics, Principles of Basic and Clinical Science*, Bronner, F. and Worrell, R. V., Eds., CRC Press, Boca Raton, Fl, chap. 1, 1999.
- [4] Baron, R., **Anatomy and ultrastructure of bone**, in *Primer on the Metabolic Bone Disease and Disorder of Mineral Metabolism*, 4th ed., Favus, M. J., Ed., Lippincott/Williams & Wilkins, chap. 1, 1999.
- [5] Miller, S. C. and Jee, W. S. S., **The bone lining cell: a distinct phenotype?**, *Calcif. Tissue Int.* 41, 1, 1992.
- [6] Dobnig, H. And Turner, R., **Evidence that intermittent treatment with parathyroid hormone increase bone formation in adult rats by activation of bone lining cells**, *Endocrinology* 136, p.p. 3632, 1995.
- [7] Jee, W. S. S. and Ma, Y. F., **The *in vivo* anabolic actions of prostaglandins in bone**, *Bone* 21, p.p.297, 1997.
- [8] Parfitt, A. M., **The actions of parathyroid hormone on bone. Relation to bone remodeling and turnover, calcium homeostasis and metabolic bone disease. II. PTH and bone cells: bone turnover and plasma calcium regulation**, *Metabolism* 25, p.p. 905, 1976.
- [9] Turner, C. H., Duncan, R. L., and Pavalko, F. M., **Mechanotransduction: an inevitable process for skeletal maintenance**, in *Novel Approaches to Treatment of Osteoporosis*, Russell, R. G. G., Skerry, T. M., and Kollenkirchen, U., Eds, Spinger, Berlin, 1998, Ernst Schering Research Foundation Workshop, 25, chap. 7.
- [10] Schiller, P. C., Parmender Metha, P., Roos, B. A., and Howard, G. A., **Hormonal regulation of intercellular communication: parathyroid hormone increases connexin 43 gene expression and gap junctional communication in osteoblastic cells**, *Mol. Endocrinol.* 6, p.p. 1443, 1992.

-
- [11] Talmage, R. V., **Calcium homeostasis-calcium transport-parathyroid actino**, *Clin. Orthop. Relat. Res.* 67, p.p. 210, 1969.
- [12] Lanyon, L. E., **Osteocytes, strain detection, bone modeling and remodeling**, *Calcif. Tissue Int.* 53 (Suppl.), p.p. 102, 1993.
- [13] Frost, H. M., **Bone development during childhood, a tutorial (some insights of a new paradigm)**, in *Pediatric Osteology*, Schönau, E., Ed., Elsevier, Amsterdam, 3, 1996.
- [14] Wasnich, R. D., **Epidemiology of osteoporosis**, in *Primer on the Metabolic Bone Diseases and Disorders of Mineral Metabolism*, 4th ed., Favus, M. J., Ed., Lippincott/Williams & Wilkins, chap. 46, 1999.
- [15] D. Currey Jhon, **Bones**, Princeton University Press 2002.
- [16] Sedlin, E. D., Hirsch, C., **Factors affecting the determination of the physical properties of femoral cortical bone**, *Acta Orthop. Scand.* 37, p.p. 29-48, 1996.
- [17] Burstein, A. H., Currey, J. D., Frenkel, V. H., Reilly, D. T., **The ultimate properties of bone tissue: the effects of yielding**, *J. Biomech.* 5, p.p. 35-44, 1972.
- [18] Evans, F. G., **Mechanical properties of bone**, *Charles C Thomas*, Springfield, IL, 1973.
- [19] Dempster, W. T., Liddicoat, R., **Compact bone as a non-isotropic material**, *Am. J. Anat.* 91, p.p. 331-362, 1952.
- [20] Evans, F. G., Lebow, M., **Regional differences in some of the physical properties of the human femur**, *J. Appl. Physiol.* 3, p.p. 563-572, 1951.
- [21] Ashman, R. B., **Ultrasonic determination of the elastic properties of cortical bone: Techniques and Limitations**, Ph.D. thesis; Tulane University, New Orleans, LA, 1982.
- [22] Bonfield, W., Tully, A. E., **Ultrasonic analysis of the Young's modulus of cortical bone**, *J. Biomed. Eng.*, p.p. 23-27, 1982.
- [23] Bonfield, W., Li, C. H., **The temperature dependence of the deformation of bone**, *J. Biomech.* 1, p.p. 323-329, 1968.
- [24] Lakes, R. S., Katz, J. L., Sternstein, S. S., **Viscoelastic properties of wet cortical bone-I. Torsional and biaxial studies**, *J. Biomech.* 12, p.p. 657-678, 1979.
- [25] Nordin, Margaret, **Basic biomechanics of the musculoskeletal system** 2nd edition, *Lea & Febiger*, Philadelphia, London, p.p. 17, 1989.

- [26] Park, H. C., Lakes, R. S., **Cosserat micromechanics of human bone: strain redistribution by a hydration sensitive constituent**, *J. Biomech.* 19, p.p. 385-397, 1986.
- [27] Carter, D. R., Hayes, W. C., **The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure**, *J. Bone Joint Surg.* 59-A, p.p. 954-962, 1977.
- [28] Rubin, C. T., Lanyon, L. E., **Limb mechanics as a function of speed and gait: a study of functional strains in the radius and tibia of horse and dog**, *J. Exp. Biol.* 101, p.p. 187-211, 1982.
- [29] Smith, J. W., Walmsley, R., **Factors affecting the elasticity of bone**, *J. Anat.* 93, p.p. 503-522, 1959.
- [30] Martín, R. B., Ishida, J., **The relative effects of collagen fiber orientation, porosity, density and mineralization on bone strength**, *J. Biomech.* 22, p.p. 419-426, 1989.
- [31] Gere, J. M., Timoshenko, S., **Mechanics of materials**, PWS-Kent, Boston, MA, 1984.
- [32] Keaveny, T. M., Guo X. E., Wachtel, E. F., McMahon, T. A., Hayes, W. C., **Trabecular bone exhibits fully linear elastic behavior and yields at low strains**, *J. Biomech.* 27, p.p. 1127-1136, 1994.
- [33] Greenspan, S. L., Myers, E. R., Maitland, L. A., Resnick, N. M., Hayes, W. C., **Fall severity and bone mineral density as risk factors for hip fracture in ambulatory elderly**, *JAMA* 217, p.p. 128-133, 1994.
- [34] Hayes, W., Myers, E., Morris, J. N., Yett, H. S., Lipsitz, L. A., **Impact near the hip dominates fracture risk in elderly nursing home residents who fall**, *Calcif. Tissue Int.* 52, p.p. 192-198, 1993.
- [35] Dalén, N., Hellstrom, L. G., Jacobson, B., **Bone mineral content and mechanical strength of the femoral neck**, *Acta. Orthop. Scand.* 47, p.p. 503-508, 1976.
- [36] Bouxsein, M. L., Courtney, A. C., Hayes, W. C., **Ultrasound and densitometry of the calcaneus correlate with the failure loads of cadaveric femurs**, *Calcif. Tissue Int.* 56, p.p. 99-103, 1995.
- [37] Cheng, X. G., Lowet, G., Boonen, S., Nicholson, P. H. F., Brys, P., Nijs, J., Dequeker, J., **Assessment of the strength of proximal femur *in vitro*: relationship to femoral bone mineral density and femoral geometry**, *Bone* 20, p.p. 213-218, 1997.
- [38] Courtney, A. C., Wachtel, E. F., Myers, E. R., Hayes, W. C., **Effects of loading rate on strength of the proximal femur**, *Calcif. Tissue Int.* 55, p.p. 53-58, 1994.

- [39] Hvid, I., Hansen, S. L., **Trabecular bone strength patterns at the proximal tibial epiphysis**, *J. Orthop. Res.* 3, p.p. 464-472, 1985.
- [40] Sumner, D. R., Willke, T. L., Berzins, A., Turner, T. M., **Distribution of Young's modulus in the cancellous bone of the proximal canine tibia**, *J. Biomech.* 27, p.p. 1095-1099, 1994.
- [41] Aitken, G. K., Bourne, R. B., Finlay, J. B., Rorabeck, C. H., Andreae, P. R., **Indentation stiffness of the cancellous bone in the distal human tibia**, *Clin. Orthop. Relat. Res.* 201, p.p. 264-270, 1985.
- [42] Harada, Y., Wevers, H. W., Cooke, T. D. V., **Distribution of bone strength in the proximal tibia**, *J. Arthroplasty* 3, p.p. 167-175, 1988.
- [43] Katoh, T., Griffin, M. P., Wevers, H. W., Rudan, J., **Bone hardness testing in the trabecular bone of the patella**, *J. Arthroplasty* 11, p.p. 460-468, 1996.
- [44] Iosipescu, N., **New accurate procedure for single shear testing of metals**, *J. Mater.* 2, p.p. 537-566, 1967.
- [45] Walrath, D. E., Adams, D. F., **The Iosipescu shear test as applied to composite materials**, *Exp. Mech.* 23, p.p. 105-110, 1983.
- [46] Arcan, M., Hashin, Z., Voloshin, A., **A method to produce uniform plane-stress states with applications to fiber-reinforced materials**, *Exp. Mech.* 18, p.p. 141-146, 1978.
- [47] Amprino, R., **Investigations on some physical properties of bone tissue**, *Acta Anat.* 34, p.p. 161-186, 1958.
- [48] Huja, S. S., Katona, T. R., Moore, B. K., Roberts, W. E., **Microhardness and anisotropy of the vital osseous interface and endosseous implant supporting bone**, *J. Orthop. Res.* 16, p.p. 54-60, 1998.
- [49] Stea, S., Visentin, M., Savarino, L., Ciapetti, G., Donati, M. E., Moroni, A., Caja, V., Pizzoferrato, A., **Microhardness of bone at the interface with ceramic-coated metal implants**, *J. Biomed. Mater. Res.* 29, p.p. 695-699, 1995.
- [50] Weaver, J. K., **The microscopic hardness of bone**, *J. Bone Joint Surg. [Am. Vol.]* 48, p.p. 273-288, 1966.
- [51] Ziv, V., Wagner, H. D., Weiner, S., **Microstructure-microhardness relations in parallel-fibered and lamellar bone**, *Bone* 18, p.p. 417-428, 1996.

- [52] Rho, J. Y., Tsui, T. Y., Pharr, G. M., **Elastic properties of human cortical and trabecular lamellar bone measured by nanoindentation**, *Biomaterials* 18, p.p. 1325-1330, 1997.
- [53] Oliver, W.C., Pharr, G. M., **An improved technique for determining hardness and elastic modulus using load and displacement sensing indentation experiments**, *J. Mater. Res.* 7, p.p. 1564-1583, 1992.
- [54] Turner, C. H., Eich, M., **Ultrasonic velocity as a predictor of strength in bovine cancellous bone**, *Calcif. Tissue Int.* 49, p.p.116-119, 1991.
- [55] Ion, H. S., Katz, J. L., **Ultrasonic wave propagation in human cortical bone II. Measurements of elastic properties and microhardness**, *J. Biomech.* 9, p.p. 459-464, 1976.
- [56] Ashman, R. B., Corin, J. D., Turner, C. H., **Elastic properties of cancellous bone: measurement by an ultrasonic technique**, *J. Biomech.* 20, p.p. 979-986, 1987.
- [57] Linde, F., **Elastic and viscoelastic properties of trabecular bone by a compression testing approach**, *Dan. Med. Bull.* 4, 119, 1994.
- [58] Mullender, M. G., Huiskes, R., Versleyen, H., and Buma, P., **Osteocyte density and histomorphometric parameters in cancellous bone of the proximal femur in five mammalian species**, *J. Orthop. Res.* 14, 972, 1996.
- [59] Linde, F., Norgaard, P., Hvid, I., Odgaard, A., and Soballe, K., **Mechanical properties of trabecular bone: dependency on strain rate**, *J. Biomech.* 24, 803, 1991.
- [60] Linde, F., Hvid, I., and Jensen, N. C., **Material properties of cancellous bone in repetitive axial loading**, *Eng. Med.* 14, 173, 1985.
- [61] Linde, F., Hvid, I., and Pongsoipetch, B., **Energy absorptive properties of human trabecular bone specimens during axial compression**, *J. Orthop. Res.* 7, 432, 1989.
- [62] Zilch, H., Rohlmann, A., Bergman, G., and Kölbl, R., **Material properties of femoral cancellous bone in axial loading. Part II: Time dependent properties**, *Arch. Orthop. Trumat. Surg.* 97, 257, 1980.
- [63] Pugh, J. W., Rose, R. W., and Radin, E. L., **Elastic and viscoelastic properties of trabecular bone dependency on structure**, *J. Biomech.* 6, 475, 1973.
- [64] Harrigan, T. P., Jasty, M., Mann, R. W., and Harris, W. H., **Limitations of the continuum assumption in cancellous bone**, *J. Biomech.* 21, 269, 1988.

[65] Cowin, S. C., and Mehrabadi, M., **On the identification of material symmetry for anisotropic elastic materials**, *Q. J. Mech. Appl. Math.* 40, 451, 1987.