



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA
DE MÉXICO

FACULTAD DE INGENIERÍA

ENSAYO DE TRACCIÓN PARA
HUESO ESPONJOSO EN LA
DIRECCIÓN TRABECULAR
PRINCIPAL

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:
INGENIERO MECÁNICO

P R E S E N T A:

RICARDO ARTURO PINZÓN

AGUIRRE

DIRECTOR DE TESIS

Dr. Armando Ortiz Prado

CD. UNIVERSITARIA

2007





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.

Dedicado a:

*mi familia;
a la que agradezco
su apoyo, paciencia y comprensión
pero sobre todo
su cariño.*

Agradecimientos.

A mi director de tesis el Dr. Armando Ortiz Prado por permitirme ser parte de este proyecto y por apoyarme durante el desarrollo de esta tesis.

A la Dirección General de Asuntos del Personal Académico de la UNAM, por el apoyo brindado a través del proyecto PAPIIT IN102006 Micromecánica del Hueso.

A mis sinodales: Dr. José Javier Cervantes Cabello, Dr. Víctor Hugo Jacobo Armendáriz, Dr. Álvaro Ayala Ruiz y al Ing. Edgar Isaac Ramírez Díaz por sus valiosos comentarios y sugerencias que contribuyeron a la mejora de este trabajo.

Al Ing. David Martínez H. por sus consejos y apoyo para la obtención de artículos relacionados con hueso esponjoso y por las herramientas facilitadas para la elaboración de las probetas de dicho material.

A mis compañeros Tonatiuh, Julio, y José por su ayuda en la preparación de las probetas de hueso.

A la Facultad de Ingeniería, por su dedicación a la formación de los ingenieros que requiere nuestro país.

A la Universidad Nacional Autónoma de México por brindarme la oportunidad de ser una parte integral del desarrollo de México.

Índice.

Introducción.	1
Capítulo 1. <i>Características biológicas del hueso.</i>	3
Características generales del hueso.	3
Composición del hueso.	4
Las células del hueso.	4
Clasificación del hueso.	5
Columna vertebral.	10
Fémur.	12
Capítulo 2. <i>Propiedades, ensayo y comportamiento mecánico del hueso esponjoso.</i>	13
Ensayo de tracción.	13
Métodos para la obtención de las propiedades mecánicas del hueso esponjoso.	16
Protocolos para realizar un Ensayo de Tracción sobre Hueso Esponjoso.	18
Capítulo 3. <i>Ensayo de tracción en hueso esponjoso.</i>	26
Recolección de hueso femoral y vertebral.	26
Conservación del hueso.	26
Maquinado del hueso.	27
Colocación del PMMA.	31
Ensayo de tracción.	33
Capítulo 4. <i>Propiedades mecánicas de hueso esponjoso para trocánter y vértebra.</i>	34
Capítulo 5. <i>Análisis de resultados.</i>	43
Conclusiones.	47
Apéndice. <i>Mecánica de fractura del hueso esponjoso.</i>	48
Falla plástica.	48
Fractura frágil.	49
Referencias.	50

Prólogo.

En el presente trabajo se exponen los resultados obtenidos de pruebas mecánicas a tracción de hueso femoral y vértebras bovinas, estos se realizaron con el fin de obtener sus propiedades mecánicas y poder así predecir su comportamiento, lo cual será muy útil en la selección del material y en la producción de prótesis e implantes, además de que estos datos servirán para la elaboración del modelado matemático de dicho tejido.

Una meta de este trabajo es mostrar información relacionada con la obtención de las propiedades mecánicas del material, elaborada recientemente por diversos investigadores, ya que como se describe en el desarrollo de la tesis no existen normas para dicho tejido, por lo que para poner en práctica tales protocolos se cortaron varias muestras de hueso tanto femoral como vertebral. Debido a lo anterior se trata de describir el comportamiento, composición y funcionamiento de dichos sitios anatómicos dentro del cuerpo.

Se muestra rápidamente en que consiste la prueba a realizar (tracción) y el significado de los parámetros esperados, así como la obtención de estos. Se indica el procedimiento que se llevó para efectuar el maquinado de las muestras, siguiendo las recomendaciones mencionadas en diversos artículos para la realización confiable de un ensayo de tracción de hueso esponjoso.

Como parte final de este proyecto, se efectuó el ensayo de tracción sobre las muestras de hueso esponjoso, y los datos proporcionados por la máquina universal de pruebas mecánicas son analizados con el fin de obtener las propiedades mecánicas de dicho material. A manera de apéndice se realiza (con ayuda de la teoría de sólidos celulares) una breve descripción de la mecánica de fractura del hueso esponjoso, cuya finalidad es la de entender los procesos de falla de este tejido.

Introducción.

El comportamiento mecánico de un material refleja la relación entre la carga aplicada y la respuesta del material. Las propiedades mecánicas de los materiales se determinan realizando ensayos cuidadosos de laboratorio que simulan las condiciones reales hasta donde es posible. Los factores que deben considerarse son la naturaleza de la carga aplicada, su duración, así como las condiciones del medio. La carga puede ser de tracción, de compresión o cortante y su magnitud puede ser constante con el tiempo o bien fluctuar continuamente.

El hueso es un tejido conectivo especializado, con una sustancia intercelular colágena calcificada. Como otros tejidos conjuntivos, está formado por células, fibras y sustancia fundamental, con la diferencia de que sus componentes extracelulares están calcificados y le convierten en un material duro, firme e idealmente adecuado para su función de soporte y protección. Las funciones del hueso son:

- Dotar al cuerpo de su configuración o apariencia externa.
- Darle rigidez y resistencia al cuerpo, ya que proporciona apoyo interno al cuerpo para la inserción de músculos y tendones que son esenciales para el movimiento.
- Protege los órganos vitales de las cavidades craneal y torácica y envuelve a los elementos formadores de la sangre de la médula ósea.
- Almacenamiento del calcio el cual es fundamental para el funcionamiento de los músculos y que puede ser tomado o depositado a medida que lo exige la regulación de la concentración de calcio en la sangre y en los otros líquidos del cuerpo.

Se puede clasificar el hueso (según su densidad), en dos tipos: el hueso esponjoso y el compacto. La unidad estructural del hueso esponjoso es el paquete trabecular (que forma a las trabéculas) y en el hueso compacto es el osteón.

La gráfica esfuerzo-deformación del hueso, como la de otros materiales, puede ser dividida en dos regiones: la región de deformación elástica y la región de deformación plástica; la primera se debe a la distribución del esfuerzo a través de toda la probeta y la segunda se explica por la reducción del área transversal de la muestra (de hueso esponjoso), originada por la ruptura sucesiva de las trabéculas y por la falla plástica de las paredes de las celdas (constituidas por trabéculas), como lo explica la teoría de sólidos celulares.

El hueso trabecular tiene una arquitectura compleja, más aún, la típica microestructura y propiedades mecánicas varían considerablemente dentro del mismo sitio anatómico (el hueso es no homogéneo). Debido a esta complejidad, varios modelos han sido

propuestos para relacionar la arquitectura del hueso trabecular con sus propiedades mecánicas como son módulos de elasticidad y esfuerzos últimos. Los modelados van desde los más simples como los explicados en la teoría de sólidos celulares, hasta los más sofisticados elaborados por elemento finito, siendo estos últimos los que tratan de mostrar los menores detalles de la estructura trabecular sin ninguna simplificación, claramente estos son más exactos y realistas, sin embargo los modelos simplificados son usados para tener una idea acerca de comportamientos mecánicos y puedan explicar ciertos fenómenos en la mecánica del hueso trabecular. El conocimiento de las propiedades mecánicas del hueso y su potencial dependencia al sitio anatómico es necesario para incrementar el éxito de esos modelados en la predicción de las fracturas de hueso completo, mejorar el entendimiento en la adaptación del hueso y la evaluación de la eficacia de tratamientos médicos para problemas clínicos tales como la osteoporosis.

Capítulo 1. *Características biológicas del hueso.*

Características generales del hueso.

El hueso es un tejido conectivo especializado, con una sustancia intercelular colágena calcificada (Narváez, 2004). El hueso es un material vivo que se renueva continuamente y que experimenta una permanente reconstrucción durante la vida del individuo. Para ello existen células formadoras de hueso (osteoblastos) y células destructoras (osteoclastos). En condiciones normales debe existir un equilibrio total entre los procesos de formación y destrucción ósea. A causa de esta reconstrucción interna continua y de su capacidad de responder a estímulos mecánicos, el hueso puede ser modificado por medio de procedimientos quirúrgicos y prótesis ortopédicas (Fawcett, 1989).

El conjunto de los huesos constituyen el sistema óseo o esqueleto. Aproximadamente hay 206 huesos en el cuerpo humano, el cual está compuesto principalmente por la columna vertebral, situada verticalmente en la línea media, que en su extremo superior sostiene el cráneo y en su extremo inferior forma el sacro y el cóccix, que representa el rudimento¹ de la cola de los animales. De la parte media de la columna vertebral parten lateralmente las costillas, que se articulan por delante con el esternón. El espacio que queda entre ambos es el tórax, que aloja órganos internos tan importantes como el corazón y los pulmones. Por último, en la parte superior del tórax y en la parte inferior de la columna se hallan implantados, respectivamente y de forma simétrica, dos pares de miembros: los superiores o torácicos y los pélvicos.

En el momento del nacimiento los huesos no se hallan totalmente calcificados. Durante la infancia y la adolescencia tiene lugar el aumento corporal, gobernado fundamentalmente por el desarrollo de los huesos. Éstos presentan en sus extremos una zona, llamada cartílago de crecimiento, a partir de la cual se va formando el tejido óseo nuevo, el cual determina el aumento en tamaño de los huesos. Entre los 20 y los 25 años se produce la total osificación² del cartílago con el que se detiene el crecimiento. El proceso se da por una transformación de un tejido conjuntivo llamado periostio (osificación intramembranosa), o por el reemplazo del cartílago (osificación endocondral o intracartilaginosa). Las articulaciones son estructuras en parte blandas y en parte duras que posibilitan la unión entre dos o más huesos. La existencia de las articulaciones permite el desplazamiento de los huesos sin demasiado desgaste por rozamiento excesivo entre ellos.

¹ Rudimento: primer estado de un órgano.

² Osificación: Proceso en el cual un material orgánico se convierte en hueso o adquiere su consistencia.

Composición del hueso.

El hueso se compone de 65% de minerales y 35% de matriz orgánica, células y agua. El colágeno, que constituye el 90% de la porción orgánica de la matriz ósea, es predominantemente de tipo I y está compuesto por fibras que presentan un diámetro de 50 a 70 nm y difiere ligeramente del colágeno de los tejidos blandos debido a que posee un mayor número de enlaces cruzados intermoleculares.

La sustancia inorgánica del hueso está formada por depósitos de un tipo de fosfato cálcico, muy parecido pero no idéntico a la hidroxiapatita $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$. El mineral del hueso se deposita al principio en forma de fosfato cálcico amorfo y más tarde se reordena para formar hidroxiapatita cristalina, en su fase final el fosfato cálcico está presente en forma de delgadas plaquitas o cristales con forma de barras delgadas de 1.5 a 3 nm de espesor y de aproximadamente 40 nm de largo y están situadas entre la sustancia de las fibras colágenas de la matriz.

Durante el desarrollo y el crecimiento, la cantidad de material orgánico por unidad de volumen permanece constante, pero disminuye la cantidad de agua y aumenta la proporción de minerales del hueso que alcanzan un máximo de alrededor de 65% del peso seco libre de grasa en el tejido de los adultos. En el hueso menos calcificado de los individuos que sufren de raquitismo el contenido mineral puede ser muy bajo como de un 35 %.

El hueso desmineralizado, pierde la mayor parte de su dureza, pero es todavía bastante firme y flexible. Por otra parte si se extraen los constituyentes orgánicos de un hueso, este pierde la mayor parte de su resistencia y es tan frágil como la porcelana. Así pues esta claro que la dureza del hueso depende de sus componentes inorgánicos, mientras su resistencia y elasticidad dependen de su matriz orgánica, y particularmente del colágeno (*Fawcett, 1989*).

Las células del hueso.

Debido a que se ha observado que el hueso esponjoso crece en la misma dirección que la de los esfuerzos existentes durante su desarrollo, se piensa que es posible que las perturbaciones mecánicas sean detectadas por las células del hueso (*Fyhrrie, 2000*), por este motivo se describirán a continuación. Las células del hueso son básicamente cinco: las células osteoprogenitoras, osteoblastos, osteocitos, osteoclastos y células que revisten el hueso.

Células osteoprogenitoras. Se encuentran principalmente cerca de la superficie del hueso y de otras células óseas. Tienen la capacidad de dividirse por mitosis y de diferenciarse y especializarse para constituir células maduras. Existen dos tipos de células osteoprogenitoras: los preosteoblastos que dan origen a los osteoblastos y los preosteoclastos que generan osteoclastos que intervienen en la reabsorción del hueso. Sus núcleos son pálidos y de forma ovoidea y alargada.

Osteoblasto. Estas células están relacionadas con la formación del tejido óseo ya que segregan matriz ósea no mineralizada y participan en la calcificación del hueso y en la regulación del flujo de calcio y fosfato al interior y exterior del hueso. Se encuentran en la superficie del hueso mientras está en crecimiento. Su núcleo suele estar localizado en el extremo de la célula más alejado de la superficie ósea.

Osteocito. Es un osteoblasto que quedo incluido en la matriz ósea. Son las principales células de los huesos totalmente formados y residen en lagunas óseas u osteoplastos en cuyas paredes se originan pequeños canales que penetran en la sustancia intersticial y que se ramifican y unen conectando todas las lagunas óseas situadas en el interior de la sustancia intersticial calcificada. Los osteocitos no se dividen y en cada laguna se encuentra siempre una sola célula. Las características nucleares de los osteocitos son semejantes a las de los osteoblastos.

Osteoclasto. Son células gigantes responsables de la reabsorción del hueso, de diverso número de núcleos y diversos tamaños. Estas células se forman debido a la fusión de cierto número de osteoblastos y osteocitos los cuales libera el hueso por los procesos de reabsorción. Se encuentran dentro o cerca de las cavidades de las superficies óseas denominadas criptas de reabsorción. Sus núcleos se agrupan en la proximidad de la superficie celular. Los osteoclastos presentan un ciclo vital largo, aunque no permanecen activos de forma continua. La respuesta frente a una demanda metabólica inusual para la movilización de calcio a partir del hueso no depende de la aparición de nuevos osteoclastos sino de la activación de los que permanecen en fase de reposo.

Células que revisten el hueso. Son células que cumplen varias funciones entre las cuales esta el servir como células osteogénicas que podrían dividirse para formar osteoblastos, como barrera iónica separando los líquidos que se filtran a través de los osteocitos y los sistemas de lagunas de los líquidos intersticiales. Esta barrera contribuye regulando el ingreso y egreso de calcio y fosfato de los líquidos óseos y también regula el crecimiento de los cristales óseos.

Clasificación del hueso.

Al realizar cortes en diferentes regiones de un hueso, se pueden distinguir dos clases de tejido óseo: el esponjoso y el compacto. Ambos conforman la parte dura del hueso y en su composición predomina el calcio. Por su forma pueden diferenciarse tres tipos de huesos: largos, anchos o planos, y cortos.

Huesos largos En ellos predomina una de sus dimensiones. Están compuestos por una parte media alargada llamada diáfisis o cuerpo óseo que se compone de hueso compacto y tiene en su centro una cavidad medular cilíndrica voluminosa, y dos extremos llamadas epífisis que constan principalmente de hueso esponjoso con una corteza periférica de tejido compacto. En el animal en crecimiento, la diáfisis y la epífisis están separadas por el cartílago epifisario que está unido a la diáfisis por columnas de hueso

esponjoso llamadas metafisis. Al conjunto del cartílago epifisario y la metafisis se le llama aparato de crecimiento debido a que es allí donde tiene lugar el aumento de longitud de los huesos largos (Cowin, 2001). Un ejemplo de hueso largo es el humero que puede observarse en la figura 1.1



Figura 1.1 Esquema de un hueso largo (www.fleni.org.ar).

Huesos planos o anchos. En ellos predominan dos de sus dimensiones. Se aprecian una zona central de hueso esponjoso de espesor variable y dos caras, externa e interna formadas de sustancia compacta. Algunos ejemplos son los huesos parietales y el frontal del cráneo (figura 1.2).



Figura 1.2 Esquema del cráneo humano que muestra dos típicos huesos planos: el hueso frontal y el hueso parietal (www.fleni.org.ar).

Huesos cortos. En ellos las tres dimensiones son prácticamente iguales, lo que les confiere gran resistencia, aunque por lo general poseen poca movilidad. Están formados por sustancia esponjosa rodeada por hueso compacto. Es el caso de los huesos de la muñeca y las vértebras.

Al observar alguno de los tipos de hueso, se pueden percibir elementos importantes a tratar:

Médula ósea. Es una sustancia blanda que rellena las pequeñas cavidades del tejido esponjoso y que en los huesos largos está contenida en una cavidad central, que por ello se denomina cavidad medular. Se puede distinguir la médula ósea roja, activa y encargada de fabricar las células sanguíneas (glóbulos rojos, glóbulos blancos y plaquetas), y la amarilla, inactiva y formada casi exclusivamente por grasa. En el embrión y en el recién nacido sólo existe médula ósea roja, pero durante el crecimiento una parte de ella se convierte en médula amarilla, de tal manera que en los adultos hay aproximadamente la mitad de cada tipo. Las vértebras, las costillas, el esternón, el diploe de los huesos craneales, y frecuentemente las epífisis del fémur y el húmero, contienen médula roja.

Orificios y conductos óseos. Por ellos pueden pasar arterias o venas, si por ellos pasan las primeras se comportarían como elementos de transmisión, de lo contrario lo harían como elementos de nutrición que aportan sustancias nutritivas al hueso.

Periostio. Se trata de la capa más externa formada de tejido conjuntivo denso. Es la que permite nutrir al hueso debido a que hay una penetración de los haces colágenos densos del periostio dentro del hueso, lo que da lugar a las fibras Sharpey¹ además de que corren también vasos sanguíneos y nervios. Cubre toda la superficie del hueso excepto las zonas articulares.

Endostio. Es una delgada capa de tejido conjuntivo que recubre las paredes de las cavidades óseas, generalmente llenas de médula ósea. La cavidad medular de la diáfisis y las cavidades del hueso esponjoso están revestidas por el endostio una fina capa celular que posee capacidad osteogénica. La figura 1.3 muestra un hueso largo indicando la localización del periostio, endostio, la metáfisis, la diáfisis y epífisis.



Figura. 1.3 Esquema de un hueso largo (Weiss, 1982).

¹ Fibras Sharpey: gruesos paquetes de colágeno que parten del periostio y penetran en hueso cortical.

Los huesos también se pueden clasificar por su densidad en esponjoso y compacto. La mayor parte de la masa del hueso está formada por capas de matriz ósea y su ordenamiento cambia según el tipo de hueso. La masa esquelética en el ser humano adulto está compuesta de 80 % hueso cortical y 20 % hueso esponjoso. El hueso, ya sea compacto o esponjoso, es laminado. Estas láminas en conjunto forman trabéculas en el hueso esponjoso y osteones en el compacto.

Hueso esponjoso. Está formado por una red tridimensional de trabéculas óseas, que delimitan un laberinto de espacios intercomunicantes, ocupados por médula ósea como se muestra en la figura 1.4.

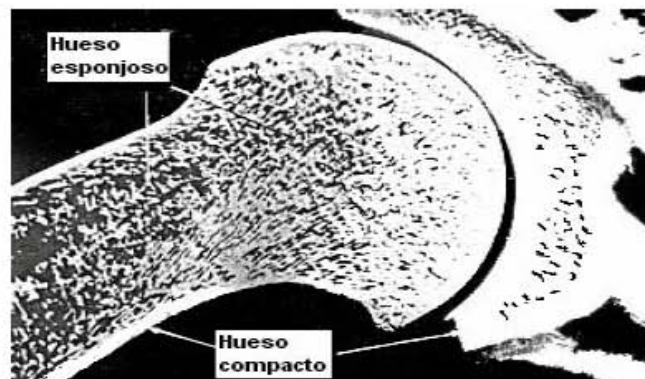


Figura 1.4 Fotografía de un corte del extremo proximal del humero, la figura se presenta aquí para mostrar el aspecto y distribución del hueso esponjoso y del compacto (Fawcett, 1989).

La mayoría de las trabéculas son relativamente delgadas y no contienen vasos sanguíneos en su interior, por ello no poseen sistemas Haversianos sino que son simplemente un mosaico de piezas angulares de hueso laminar que se denominan paquetes trabeculares y son funcionalmente análogos al osteón en el hueso compacto (figura 1.5 a).

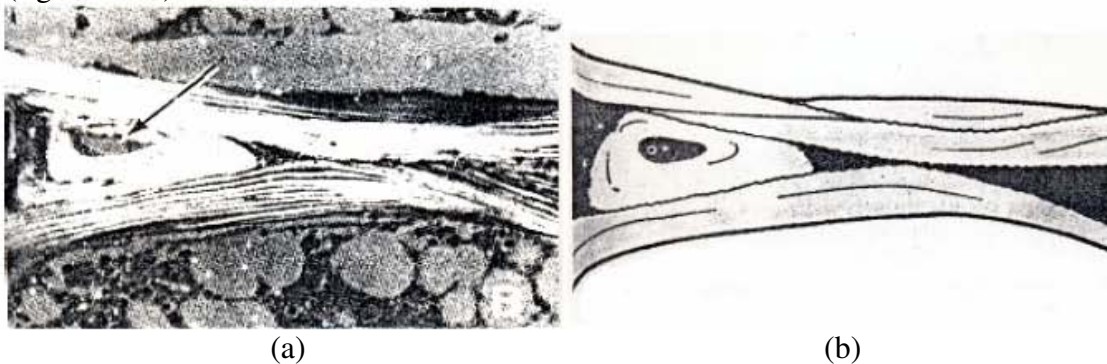


Figura 1.5 (a) Micrografía común de una porción de trabécula a través del microscopio de polarización x 130. Nótese las capas alternantes brillantes y oscuras del hueso laminar en el paquete trabecular. Los paquetes están delineados por líneas cementales onduladas. El paquete señalado con la flecha exhibe láminas concéntricas que forman una estructura semejante al osteón dentro de la trabécula (b) Diagrama de la misma área que esquematiza posibles paquetes trabeculares o fragmentos de paquetes (láminas intersticiales).

La epífisis y la metáfisis contienen en su mayoría hueso esponjoso o poroso con una delgada capa de hueso compacto. El conjunto de paquetes trabeculares o hemiosteones se mantienen unidos por medio de líneas cementales¹ (Weiss, 1982).

El hueso trabecular es la forma original del hueso en el embrión y a medida que se desarrolla el tipo de hueso más adulto, conocido como hueso compacto, las trabéculas de hueso esponjoso persisten en las regiones finales de las extremidades. Las laminaciones en el hueso esponjoso aparecen como pilas de hojas o láminas curvadas dispuestas paralela o concéntricamente. Cada lámina tiene un espesor aproximado de 3 a 7 μm y sus fibras colágenas están orientadas paralelamente. Las sucesivas laminaciones aparecen como capas alternadas brillantes y oscuras, como consecuencia de la diferente organización de fibras colágenas dentro de las láminas adyacentes. En microscopía electrónica de barrido, estas láminas se visualizan como placas fibrosas separadas por bandas de cemento interlaminar.

Hueso compacto. Es una masa sólida densa en la que los espacios no se aprecian a simple vista. La diáfisis está compuesta principalmente por hueso compacto. La mayor parte del hueso cortical en el cuerpo humano está en el eje de los huesos largos. Su unidad estructural es el osteón o sistema Haversiano y ocupan dos terceras partes del volumen del hueso compacto.

El hueso compacto está formado fundamentalmente por sustancia mineralizada, la matriz ósea, depositada en capas o laminillas de 3 a 7 μm de grosor. Espaciadas de un modo bastante regular por la sustancia intersticial del hueso existen cavidades, llamadas lagunas. Las laminillas del hueso compacto se disponen en formas diferentes, la gran mayoría están dispuestas concéntricamente en torno a un canal vascular del interior del hueso, para formar su unidad estructural, el osteón. En el corte transversal, los sistemas Haversianos aparecen como anillos concéntricos en torno a un orificio central. En la superficie externa del hueso cortical, inmediatamente por debajo del perostio, y sobre su superficie interna por debajo del endostio, hay varias laminillas que se extienden de modo interrumpido, son las laminillas circunferenciales internas y externas (figura 1.6). En el hueso compacto, en razón de su orientación y de su relación con la estructura laminar del hueso vecino, se distinguen dos categorías de canales. Los canales longitudinales que ocupan el centro de los sistemas Haversianos se llaman canales Haversianos, dichos canales se comunican unos con otros y con la superficie por medio de los conductos de Volkmann (Fawcett, 1989).

¹ Líneas cementales: sustancia que contiene hidroxapatita pero que carece de fibrillas colágenas.

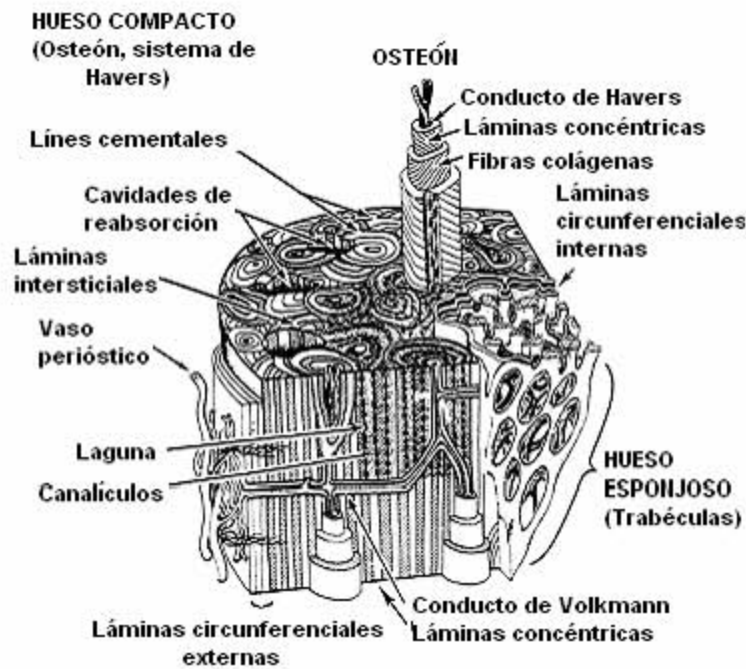


Figura 1.6 Diagrama de las estructuras óseas en el hueso cortical (Weiss, 1982).

A continuación se tratarán de manera más específica las regiones anatómicas constituidas por hueso esponjoso con las que se trabajará: la vértebra y la cabeza femoral.

Columna vertebral.

La columna vertebral se divide en cuatro porciones que son, de arriba a abajo, la porción cervical, la porción dorsal, la porción lumbar y la porción pélvica o sacro coccígeo. Está constituida fundamentalmente por 33 o 34 elementos óseos superpuestos en forma regular llamados vértebras. Su distribución es la siguiente: 7 cervicales, 12 dorsales, 5 lumbares y 9 o 10 pélvicas. Estas últimas están soldadas entre sí, formando dos piezas, el sacro y el cóccix.

Excepto la primera y la segunda vértebras cervicales, que tienen una configuración algo especial, el resto de las vértebras muestra una estructura similar: el cuerpo, el arco vertebral, la apófisis espinosa donde se insertan los músculos, dos pedículos, dos apófisis transversas y dos apófisis articulares

El cuerpo vertebral, que representa la mayor parte de la vértebra y consiste en una masa de hueso sólido que soporta la carga, está situado en la zona anterior de la vértebra y separado de los cuerpos de las vértebras superior e inferior por los discos intervertebrales. A cada lado del cuerpo vertebral hay un pilar de hueso ancho (pedículo) que se dirige hacia atrás. Los pedículos y el dorso del cuerpo vertebral delimitan un espacio circular, el agujero vertebral, ocupado por la médula espinal. Dos hojas de hueso, denominadas láminas, se unen a los pedículos y se conectan entre sí formando un arco en la región

dorsal de las vértebras, denominado arco dorsal o arco neural, que cierra el espacio circular. El canal formado por la yuxtaposición de los agujeros vertebrales de todas las vértebras se denomina conducto neural o conducto vertebral. En cada extremo, en la unión del pedículo con la lámina, existe una prominencia ósea llamada apófisis transversa. En el arco formado por la unión de las dos láminas se encuentra otra prominencia denominada apófisis espinosa. En la base de cada apófisis transversa existe una estructura móvil y lisa que se articula con la vértebra adyacente (apófisis articular). En los animales que mantienen una postura erecta, hay dos apófisis articulares en la parte superior y dos en la parte inferior de cada vértebra (figura 1.7) (Maximow, 1960).

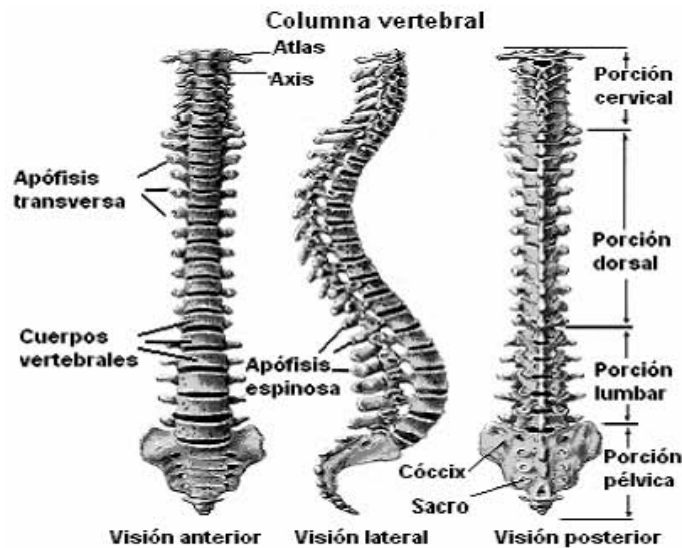


Figura 1.7 Esquema de la columna vertebral (www.fleni.org.ar).

Las vértebras de cada región de la columna vertebral de los mamíferos tienen características propias. En las vértebras cervicales superiores las apófisis transversas presentan un agujero para el paso de la arteria vertebral (figura 1.8). Las apófisis espinosas de estas vértebras son muy cortas. Las dos primeras vértebras cervicales tienen una forma muy diferente a las otras. La primera vértebra cervical, o atlas, no tiene cuerpo vertebral, sino un arco óseo que presenta una depresión. Las apófisis articulares superiores de la segunda vértebra cervical o axis se articulan con los cóndilos (proyecciones circulares de hueso) occipitales del cráneo. El axis tiene una proyección en la cima de su cuerpo que se ajusta como un pivote a una depresión localizada en la vértebra atlas. Las apófisis transversas de las vértebras torácicas tienen superficies articulares para las costillas mientras que las apófisis espinosas son largas, se proyectan hacia abajo, y se superponen entre sí. Las vértebras lumbares tienen cuerpos grandes, y las apófisis transversas y espinosas son más pequeñas. Las vértebras dorsales son doce y están colocadas debajo de las cervicales y corresponden a la zona de la espalda, presentando mayor grosor y menor movilidad que las vértebras cervicales. El sacro comprende las cinco primeras vértebras sacro coccígeas, soldadas entre sí. El conducto sacro recorre el sacro en toda su longitud. De cada lado parten cuatro conductos

transversales por los que salen los nervios sacros. El cóccix está formado por la unión de cuatro o cinco vértebras rudimentarias, presentando una forma triangular aplanada. Dispuesto a continuación del sacro y articulado con él, se forma la extremidad inferior del eje vertebral y equivale al rudimento de la cola de los animales (*Enciclopedia Microsoft® Encarta®, 2002*).

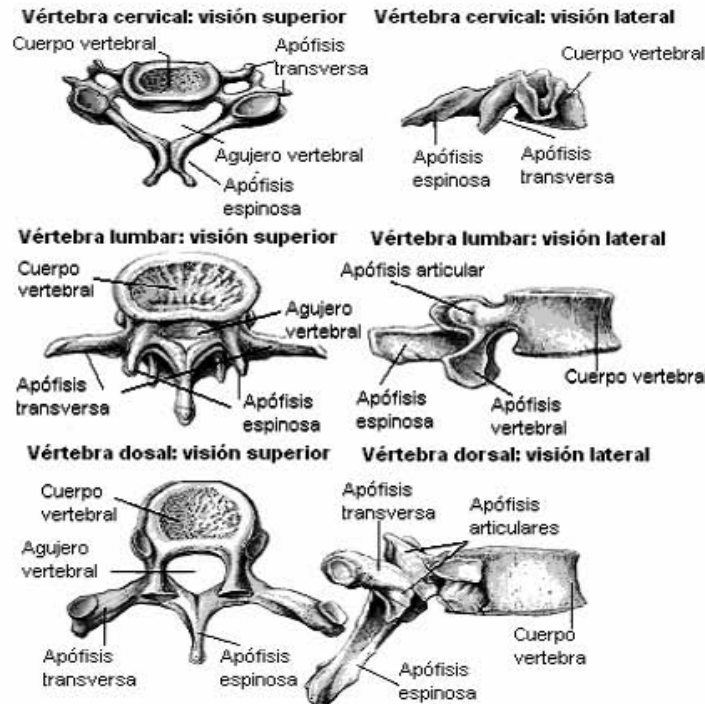


Figura 1.8 Esquema de las vértebras según su localización en la columna vertebral (www.fleni.org.ar).

Fémur.

Es un hueso largo, el de mayor longitud del cuerpo humano. Se articula a nivel de la cadera con el hueso coxal, y a nivel de la rodilla, con la rótula, la tibia y el peroné.

Su epífisis superior presenta la cabeza femoral, de forma esférica, el cuello que es un estrechamiento que une la cabeza con el resto del hueso, y dos protuberancias, los trocánteres, para inserciones musculares. La diáfisis femoral, larga y resistente, está ligeramente encorvada y torcida alrededor de su eje (ver figura 1.3). Constituida por hueso compacto, presenta un canal medular en su interior. De la epífisis inferior hay que destacar las superficies articulares y eminencias que formarán la rodilla: la tróclea femoral, en forma de silla de montar, y, por debajo de ella, los dos cóndilos, interno y externo. La cabeza femoral esta compuesta principalmente por hueso esponjoso.

Capítulo 2. *Propiedades, ensayo y comportamiento mecánico del hueso esponjoso.*

Ensayo de tracción.

Uno de los ensayos mecánicos más comunes es el realizado a tracción. Tal como se expondrá más adelante, el ensayo de tracción puede ser utilizado para determinar varias propiedades de los materiales. Normalmente se deforma una probeta hasta la rotura, con una carga de tracción que aumenta gradualmente y que es aplicada uniaxialmente a lo largo de la probeta. Supóngase que de un bloque de material se corta una pequeña muestra cilíndrica de área de sección transversal A . Después la barra es tensada estáticamente por una carga P aplicada axialmente y el desplazamiento Δl , sobre la longitud axial l es medido. Una típica gráfica de la carga contra el desplazamiento se muestra en la figura 2.1

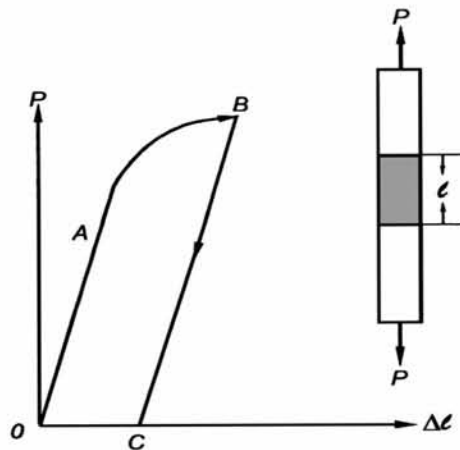


Figura 2.1 Diagrama carga-desplazamiento (Lai, 1996).

Dentro de la porción lineal OA (a veces llamado límite proporcional), si la carga es reducida a cero (eliminación de la carga) entonces la línea OA es regresada a O y la muestra ha manifestado un comportamiento elástico. Aplicando una carga que es más grande que A y después eliminándola, normalmente se llevará a cabo la trayectoria $OABC$ y se encuentra que hay un “desplazamiento permanente” OC . Al volver a aplicar una carga desde C se muestra un comportamiento elástico con la misma pendiente que OA , pero con un incremento del límite proporcional.

El diagrama carga-desplazamiento de la figura 2.1 depende del área de sección transversal de la muestra y de la longitud axial. Para tener una representación del comportamiento del material el cual es independiente del tamaño de la muestra, se puede

graficar el esfuerzo $\sigma = P/A_0$, donde A_0 es el área de sección transversal sin deformar contra la deformación axial $\varepsilon_a = \Delta l / l$ como se muestra en la figura 2.2

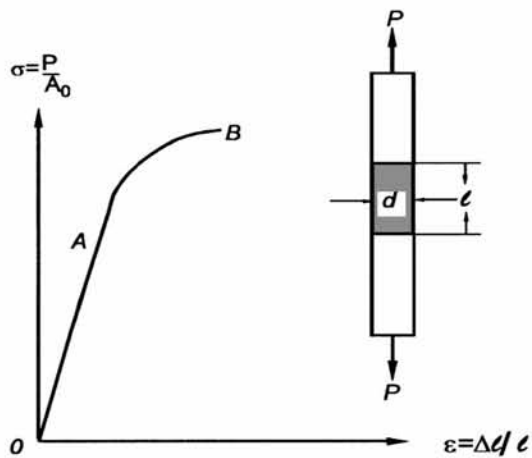


Figura 2.2 Diagrama esfuerzo-deformación (Lai, 1996).

De esta manera, los resultados del ensayo aparecen en una forma que no depende de las dimensiones de la muestra. La pendiente de la línea OA será un coeficiente del material y es llamado *Módulo de Young* (o módulo de elasticidad) y está denotado por E .

En una prueba de tracción, se pueden medir los cambios en las dimensiones laterales. Si la barra es de sección transversal circular con un diámetro inicial d , este permanecerá, bajo ciertas condiciones, en su forma circular, disminuyendo en diámetro como la carga se incrementa. Permitiendo ε_d ser las deformaciones laterales (iguales a $\Delta d/d$) se tiene que el coeficiente $-\varepsilon_d/\varepsilon_a$ es una constante si las deformaciones son pequeñas. Esta constante es llamada *módulo de Poisson* y es denotado por ν .

Hasta ahora se ha considerado que una muestra se ha obtenido a partir de un bloque de material. Es concebible que el módulo de elasticidad, así como el módulo de Poisson puedan depender de la orientación de la muestra relativa al bloque. En este caso el material se dice ser *anisotrópico* y este comportamiento usualmente es exhibido en materiales con una estructura interna definida como la madera. Si varias muestras, cortadas en diferentes orientaciones de una región suficientemente pequeña muestran el mismo diagrama esfuerzo-deformación, se puede concluir que el material es *isotrópico* con respecto a sus propiedades elásticas dentro de esa región (Lai, 1996).

Además de una posible dependencia con la orientación, es factible encontrar que las propiedades elásticas pueden variar de una región a otra. En este caso, el material es llamado *no homogéneo*. Si no hay cambio en los resultados del ensayo para muestras en diferentes regiones, se puede decir que el material es *homogéneo*.

Por lo general es deseable conocer el esfuerzo para el cual empieza la deformación plástica, o sea, cuando ocurre el fenómeno de fluencia. El *punto de fluencia* puede

determinarse como la desviación inicial de la linealidad de la curva esfuerzo-deformación; este punto es el límite proporcional. Generalmente, la posición de este punto no puede ser determinada con precisión. Por este motivo se ha establecido una convención en la cual se traza una línea recta paralela a la línea elástica del diagrama del esfuerzo-deformación desplazada por una determinada deformación, usualmente 0.002. La tensión correspondiente a la intersección de esta línea con el diagrama esfuerzo-deformación cuando éste se curva se denomina límite elástico, σ_y . Esto se muestra en la figura 2.3 (Callister, 2004).

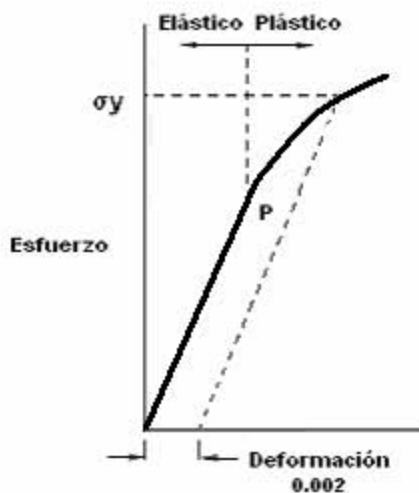


Figura 2.3 Curva de esfuerzo-deformación típica que muestra las deformaciones elástica y plástica, el límite proporcional P y el límite elástico σ_y determinado como la tensión para una deformación plástica de 0.002 (Callister, 2004).

La gráfica esfuerzo-deformación del hueso, como la de otros materiales, puede ser dividida en dos regiones: la región de deformación elástica y la región de deformación plástica (Turner, 1993). Dentro de la región elástica, la deformación en el hueso incrementa con el aumento de la carga, y después que la carga es retirada el hueso regresa a su forma original. Hay efectos viscosos durante su deformación, los cuales son debidos a fluidos en la matriz del hueso que causan algunas de las pérdidas de la energía elástica. Aún así es razonable una aproximación matemática que trate al hueso elásticamente, o de otro modo el análisis de esfuerzos resultaría sumamente complicado.

Por lo antes mencionado, la pendiente de la curva esfuerzo-deformación dentro de la zona elástica para el hueso, define al módulo elástico o de Young, el cual representa la rigidez intrínseca del material. Para el hueso trabecular o esponjoso, la definición de rigidez se vuelve más difícil. El hueso esponjoso está hecho de trabéculas individuales cada una de las cuales tiene su propio módulo y en conjunto forman una estructura que tiene su propia y única rigidez. Por lo tanto el hueso esponjoso tiene un *módulo material* (algunos autores utilizan los términos *módulo efectivo* “*effective modulus*” y *módulo del tejido* “*tissue modulus*”), el cual indica la rigidez para cada trabécula, y un *módulo estructural* (otro término comúnmente usado es *módulo aparente* “*apparent modulus*”),

el cual representa la rigidez de la estructura trabecular o conjunto de trabéculas. La mayoría de los estudios biomecánicos¹ del hueso esponjoso se concentran en las propiedades estructurales debido a que las propiedades materiales de la trabécula son difíciles de medir.

Las propiedades estructurales varían de diferentes regiones anatómicas dependiendo de la densidad del hueso esponjoso y de la orientación de las trabéculas. En hueso, como en otras estructuras biológicas, existe una “dirección preferencial” en las trabéculas, a causa de ello el módulo de Young varía dependiendo de la dirección que se analice. Por lo tanto el hueso esponjoso es un material anisotrópico. El módulo de Young en hueso esponjoso también varía dependiendo de la región en que éste se analice, por lo tanto el hueso es también un material no homogéneo.

En lo que se refiere al punto de fluencia, la región elástica es a menudo reportada como “*preyield region*” y la región plástica como “*postyield region*”. En el hueso los mecanismos que hacen que las deformaciones sean permanentes en la región plástica son el deslizamiento de las líneas cementales, microfacturas en las trabéculas, crecimiento de fallas o por la combinación de todas ellas (Turner, 1997).

Métodos para la obtención de las propiedades mecánicas del hueso esponjoso.

Debido a que la región elástica de la curva esfuerzo-deformación en el hueso esponjoso no es totalmente lineal (siguiendo protocolos convencionales), diferentes autores proponen sus métodos para la obtención de las propiedades mecánicas de dicho material, los cuales se describirán a continuación.

Cabe destacar un método que elimina errores experimentales (llamados “*end artifacts*”) al momento de llevar a cabo los ensayos de tracción o compresión, los cuales están siendo tratados en las más recientes investigaciones, y cuya metodología proporciona una gráfica inicial totalmente lineal dentro de la zona elástica para la curva esfuerzo-deformación del hueso esponjoso, por lo que se tratarán con más detalle en la sección dedicada a la preparación de la interfase hueso-máquina.

Módulo de elasticidad. Según Kopperdahl, el módulo puede ser definido como la pendiente de la línea que mejor se ajuste en la curva esfuerzo-deformación dentro de un rango de 0.02-0.24% de deformación y Keaveny propuso una metodología para la eliminación de los errores experimentales. El método de obtención de Kopperdahl en conjunto con la eliminación de dichos errores, proporciona valores muy confiables de las propiedades mecánicas del hueso trabecular (Kopperdahl, 1998; Keaveny, 1994).

¹ Biomecánica: especialidad de la bioingeniería que estudia el sistema osteoarticular (huesos y articulaciones) y muscular como estructuras mecánicas sometidas a movimientos y fuerzas.

Morgan propone definir el módulo de elasticidad como la pendiente que inicia en la deformación cero de una curva cuadrática, ajustada a la porción de la curva esfuerzo-deformación dentro del rango 0 %- 2 % de deformación. Usar un ajuste cuadrático de la porción inicial de la curva esfuerzo-deformación en lugar de ajustes lineales, produce valores del módulo menos sensibles a la sustancial no linealidad inicial de la curva (Morgan, 2001).

Otro método es el propuesto por Hou, en el cual la rigidez es determinada al usar una técnica de regresión lineal, la cual consiste en que 11 puntos separados por la misma distancia son tomados dentro de la región elástica de la curva esfuerzo-deformación. A las 10 rectas de igual longitud así obtenidas se les obtiene la pendiente. La pendiente mayor resultante es la utilizada como el módulo o rigidez aparente (Ho, 1998).

El método usado más simple consiste en identificar al módulo de elasticidad como la pendiente de la parte que sea más lineal dentro de la región elástica de la curva esfuerzo-deformación (Öhman, 2007; Turner 1993; Bayraktar, 2004). Los autores que utilizan este método también eliminan los errores experimentales, con lo cual se logran curvas de esfuerzo-deformación totalmente lineales en la zona elástica, lo que permite la determinación del módulo aparente.

El método descrito por Callister, consiste en definir un módulo tangente y un módulo secante. El módulo tangente se toma como la pendiente de la curva esfuerzo-deformación a algún determinado nivel del esfuerzo, por ejemplo, el esfuerzo necesario para producir una determinada deformación como puede ser $\epsilon = 0.005$, aunque este valor varía dependiendo de que tan propenso sea el material a la deformación, mientras que el módulo secante representa la pendiente de una secante trazada desde el origen hasta algún punto determinado de la curva esfuerzo-deformación (puede ser al mismo nivel de esfuerzo que en el caso del módulo tangente) La determinación de estos módulos se ilustra en la figura 2.4 (Callister, 2004).

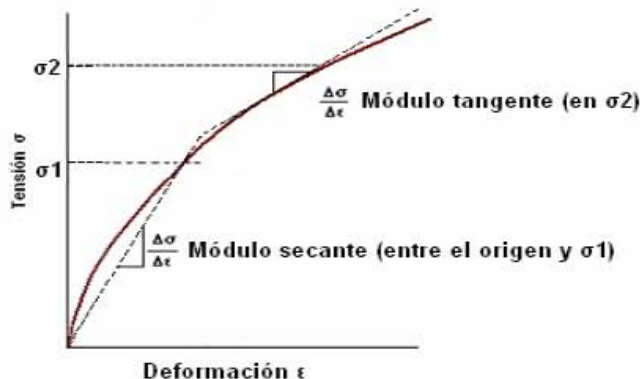


Figura 2.4. Esquema esfuerzo-deformación mostrando comportamiento elástico no lineal, y cómo se determinan los módulos secante y tangente (Callister, 2004).

Punto de fluencia. Una técnica para obtener el punto de fluencia consiste en definirlo como aquel punto donde la curva esfuerzo-deformación empieza a convertirse en no lineal (Turner, 1993). Para este método se debe tener en cuenta que la posición del punto de fluencia no puede ser determinada con precisión, ya que depende de la interpretación del investigador.

El método más utilizado para su determinación es el “offset”, en el cual el punto de fluencia se define como se mostró en la figura 2.3 (con un valor de 0.2 % de deformación). Los autores que eliminan los errores “end artifacts” utilizan esta técnica de obtención del punto de fluencia con la ventaja de que la zona elástica es lineal (Morgan, 2003; Kopperdahl, 1998; Fyhrie, 2000; Bayraktar, 2004). Aunque esta definición es precisa, también tiene sus desventajas, ya que regularmente ocurren cambios estructurales antes de ese punto y debido a la considerable diferencia entre una curva esfuerzo-deformación de un espécimen débil y uno fuerte, se han encontrado (para animales débiles) deformaciones de fluencia cerca o mayores que deformaciones últimas o máximas. Un valor más pequeño del offset elimina este problema, y para pruebas biomecánicas, Draughn propone un valor de 0.1 % (Draughn, 2000).

Esfuerzo y deformación últimos. Los valores del esfuerzo y deformación últimos no corresponden a las magnitudes en la fractura o falla de la muestra, si no que son reportados como el máximo esfuerzo y su correspondiente deformación en la curva σ - ϵ . En artículos que tratan el tema, el esfuerzo último para el hueso esponjoso también es llamado “*resistencia del hueso*” (“*strength of bone*”). El conocimiento de las propiedades de la resistencia del hueso trabecular y su dependencia a un sitio anatómico es necesario para incrementar el éxito de modelos que tratan de predecir las fracturas de hueso completo, además de mejorar la comprensión de la adaptación del hueso y la evaluación de la eficacia de tratamientos médicos para problemas clínicos como la osteoporosis (Hou, 1998; Kopperdahl, 1998; Öhman, 2007; Turner 1993; Morgan, 2001; Fyhrie, 2000; Bayraktar, 2004).

Protocolos para realizar un Ensayo de Tracción sobre Hueso Esponjoso.

Una prueba mecánica del hueso es sencilla pero los resultados pueden verse afectados por la preparación del espécimen. Debido a esto, la carga, la deformación, el tamaño de la muestra, la velocidad de carga pueden influenciar en la respuesta mecánica del hueso, por lo tanto es importante implementar métodos estándar para pruebas de materiales ingenieriles como son los descritos en la Sociedad Americana de Pruebas y Materiales (ASTM) que pueden ser aplicadas en hueso, aunque el tamaño de la muestra y el método de su sujeción pueden variar (Draughn, 2000).

Equipo necesario para un ensayo de tracción. Las herramientas básicas para realizar pruebas biomecánicas sobre hueso incluyen una máquina de pruebas mecánicas, transductores que midan deformaciones y un sistema que guarde información de carga y desplazamiento.

La mayoría de las máquinas de pruebas mecánicas están equipadas con celdas de carga que detectan la carga aplicada sobre una muestra, además de que contienen transductores que muestran el desplazamiento debido a la carga, a partir de la cual la deformación puede ser calculada, pero tales mediciones son a menudo poco exactas debido a desplazamientos no homogéneos dentro de las muestras. Algunos medidores más precisos de deformación son los extensómetros que pueden ser colocados directamente en la superficie de la muestra. La resistencia eléctrica de los extensómetros cambia cuando una carga se les aplica, por lo tanto un puente Wheatstone debe ser usado en conjunto con el extensómetro para dar un voltaje de salida (Turner, 1993).

Métodos para la conservación del hueso. Se puede observar que las propiedades mecánicas del hueso varían dependiendo del grado de hidratación, por lo que se sugiere que se mantenga conservado con cierta cantidad de su tejido suave (carne, sangre etc). También es conveniente que dicho hueso se mantenga refrigerado. Por ejemplo se ha demostrado que muestras de hueso mantenidas a temperatura ambiente por 24 horas sin las anteriores recomendaciones disminuyen su módulo de Young en un 3%. (Cowan, 2001).

La descomposición del tejido suave empieza a las pocas horas de la separación del espécimen del resto del cuerpo. Uno debe tener en cuenta que la información obtenida de la prueba mecánica es siempre relativa en lugar de absoluta, a menos que el material sea ensayado inmediatamente después de ser recolectado (Turner, 1993).

Para la conservación de las muestras, la preservación en etanol antes de realizar las pruebas mecánicas causa cambios mínimos en las propiedades mecánicas del hueso. Ashman encontró que mantener las muestras en 50% etanol y 50% solución salina por más de 90 días causaba menos del 2 % de disminución en el módulo de Young. Incuestionablemente el mejor método para la preservación del hueso es el congelar las muestras a -20°C por un máximo de 20 días, ya que después de ese tiempo las propiedades empiezan a disminuir, por ejemplo en 30 días se aprecia una disminución del 2 % en el módulo de Young (Turner, 1993; Öhman, 2007; Linde, 1993). Con este método hay que tener en cuenta que la dilatación del agua al solidificarse puede romper las trabéculas, pero como se mencionó, no parece afectar demasiado las propiedades mecánicas del hueso (Narváez, 2004).

Geometría propuesta para las muestras de hueso esponjoso. Una geometría muy comúnmente usada para ensayos a tracción y compresión es la cilíndrica cuya relación longitud diámetro "L/D" es 2:1, con un diámetro de magnitud entre 8 y 10 mm (figura 2.5) (Turner; 1993; Kopperdahl, 1998; Morgan, 2001; Bayraktar, 2004; Öhman, 2007; Fyhrie, 2000).

Las consideraciones tomadas en la geometría de la muestra son importantes, ya que se ha observado que el ejemplar es muy susceptible a los aparatos experimentales de la prueba. En la literatura se ha reportado que el módulo de Young varía según la

geometría de la muestra y que la relación 2:1 era menos sensible a los efectos de fricción y al daño de los aparatos experimentales (Draughn, 2000).

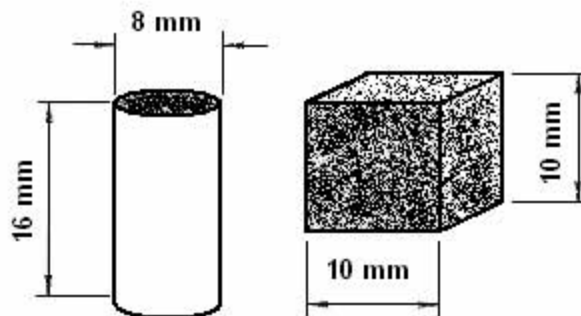


Figura 2.5 Propiedades geométricas de muestras comúnmente usadas en pruebas biomecánicas (Draughn, 2000).

Las muestras de hueso esponjoso maquinadas en forma cilíndrica, deben ser suficientemente largas para permitir que la estructura trabecular sea tratada como un medio continuo. Así las muestras deben tener un diámetro mayor que 4-5 mm, pero no deben exceder un diámetro de 10 mm debido a la no homogeneidad, y orientación trabecular del hueso (Draughn, 2000; Ün, 2006; Harrigan, 1988). Así, las muestras de hueso esponjoso son obtenidas generalmente utilizando sierras rotativas para probetas cilíndricas y discos de diamante para muestras rectangulares.

Recomendaciones para la dirección de maquinado del hueso esponjoso. Esta etapa presenta algunas de las dificultades existentes en el tema debido principalmente a que cada investigador utiliza su propio protocolo para la obtención de muestras de hueso esponjoso.

Por ejemplo, anteriormente no se tenía en cuenta la importancia de la dependencia de las propiedades mecánicas (como el módulo aparente), con el sitio anatómico. Así, el hueso esponjoso es un material que presenta varias anisotropías estructurales dependiendo del sitio específico anatómico. Este tipo de hueso ha mostrado rangos de anisotropía que van desde transversal isotrópico (vértebra humana) hasta ortotrópico (cabeza femoral) (Morgan, 2003; Öhman, 2007).

La dependencia del grado de anisotropía en cada sitio anatómico impide comparaciones de propiedades mecánicas dentro de una región a menos que todas las muestras utilizadas sean ensayadas por ejemplo en el principal sistema coordenado del material o *dirección trabecular principal* (“on-axis”). Tales protocolos eran raramente usados para hueso trabecular con la excepción de las vértebras donde los ejes anatómicos coinciden con la dirección trabecular principal (Morgan, 2001; Keaveny, 1994).

En un reciente estudio donde 10 muestras extraídas con un ángulo de inclinación de 20° respecto a la dirección trabecular principal fueron comparadas con 10 muestras alineadas en dicha dirección. Se encontró una disminución del módulo de Young del 40% para las muestras desalineadas 20° con respecto a las alineadas (Öhman, 2007).

Hace aproximadamente un siglo, Wolff publicó su “*Ley de transformación del hueso*”. Él postuló que las trabéculas se alinean aproximadamente con la dirección de los esfuerzos durante el desarrollo del hueso. El tema general de la ley de Wolff es altamente aceptado y es confirmado por varios estudios experimentales que han mostrado que las direcciones principales de los esfuerzos causados por cargas dinámicas, de verdad se alinean con las trabéculas en algunos sitios anatómicos compuestos por hueso esponjoso (Turner, 1997).

Las trabéculas a menudo se alinean no ortogonalmente con ángulos agudos y obtusos en lugar de arreglos a 90° . Por ejemplo, las trabéculas parecen estar alineadas no ortogonalmente a través de la región central del cuello del fémur (figura 2.6). Hert en 1992 observó que esta orientación particular de las trabéculas es debida a la influencia de cargas multidireccionales, en lugar de las cargas unidireccionales asumidas por Wolff (figura 2.7). El modelo de Hert predice orientación no ortogonal en el cuello femoral y en otros huesos que sirven de unión. Esta característica del hueso de “*adaptarse*” a las diferentes cargas probablemente tenga su explicación en que perturbaciones mecánicas son detectadas por las células del hueso en la superficie trabecular y por osteocitos dentro del tejido del hueso. Los osteocitos reconocen los estímulos mecánicos y detectan deformaciones y/o velocidades de deformaciones dentro del tejido mineralizado y responden produciendo factores que estimulan la formación del hueso (Pidaparti, 1997; Fyhrie, 2000; Turner, 1997).

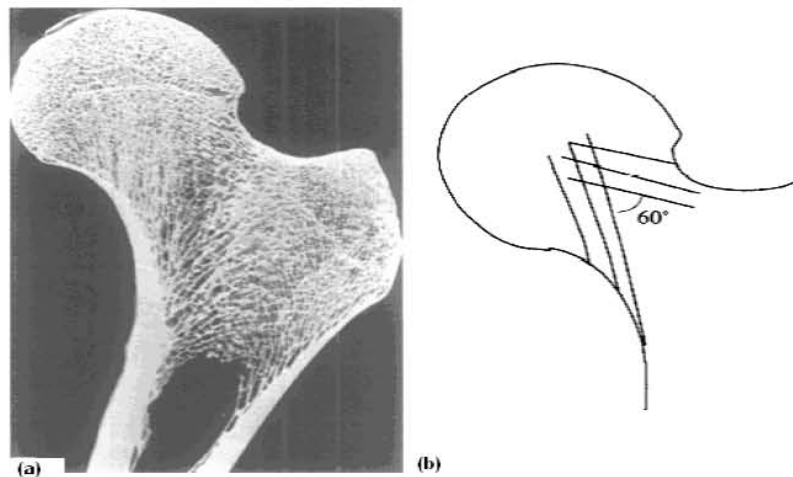


Figura 2.6. (a) Foto de hueso esponjoso de fémur. (b) La región central del cuello femoral tiene trayectorias trabeculares que se cruzan aproximadamente en un ángulo de 60° (Pidaparti, 1997).

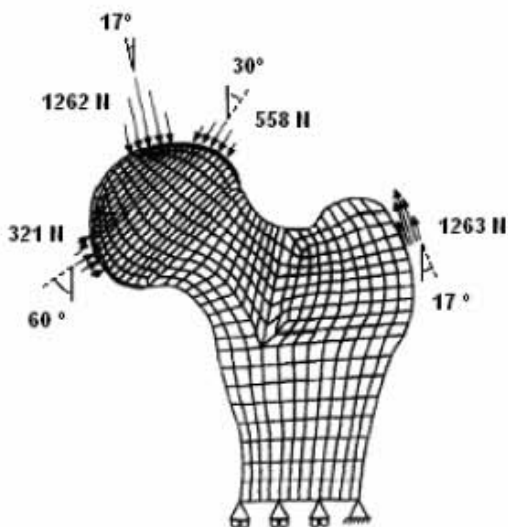


Figura 2.7. Modelo de elemento finito de la cabeza femoral que muestra la influencia de cargas multiaxiales (Turner, 1997).

Debido a la teoría anterior, distintos investigadores han ideado formas para determinar la dirección trabecular principal en distintos sitios anatómicos, así técnicas basadas en radiografías y escaneos con tomografía computarizada cuantitativa (“*quantitative computed tomography*” *QCT*) (Morgan, 2001; Öhman, 2000) pudieron determinar la orientación preferencial de las trabéculas en varios sitios anatómicos, los cuales se pueden apreciar en la figura 2.8

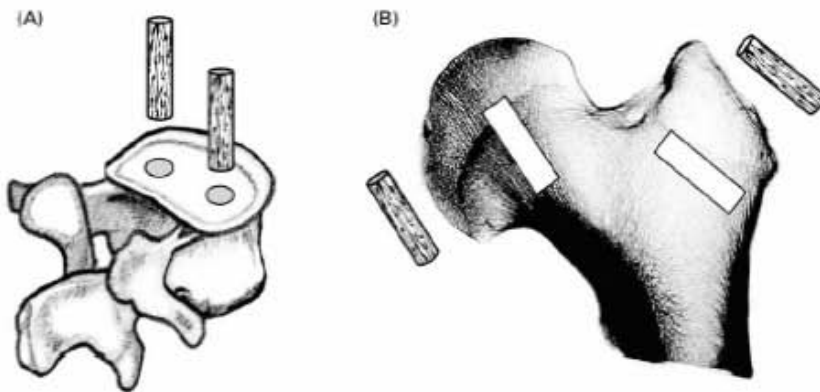


Figura 2.8 Muestras maquinadas en la dirección trabecular principal. (A) Dos muestras de vértebra fueron obtenidas en la dirección superior- inferior de cada vértebra. (B) Una muestra de cada una de las más grandes regiones de un trozo frontal de fémur (Morgan, 2001).

Metodologías para la preparación de la interfase hueso-máquina. Cuando un ensayo de tensión es llevado a cabo, el efecto de la interfase hueso-máquina debe ser tomado en cuenta. Cualquier pérdida o baja rigidez en la interfase conducirá a un valor erróneo de los valores requeridos. Para tener un confiable control con los aparatos experimentales y para evitar daños en las trabéculas de la muestra, ésta es envuelta en un molde de polímero (polimetilmetacrilato PMMA). El volumen del molde de PMMA no debe

exceder tres veces el volumen de la muestra, ya que usando esta recomendación se minimizará el calentamiento de la probeta durante el curado de la interfase, además de que también se minimizará su encogimiento (*Draughn, 2000*) (figura 2.9).

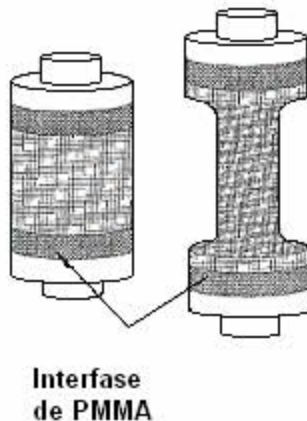


Figura 2.9. Esquema donde se aprecia la colocación de la interfase elaborada con PMMA en una muestra de hueso esponjoso.

Una metodología que está siendo aceptada en más recientes investigaciones consiste en la eliminación de los errores llamados “*end artifacts*”. Esos errores son debidos a daños en los extremos finales de las muestras (debido a la interrupción de la red trabecular durante el maquinado). Keaveny predijo errores del módulo aparente por arriba del 75% dependiendo del tamaño de la muestra, geometría, coeficiente de Poisson y de diversas condiciones de la interfase muestra-máquina. Si esas predicciones son correctas, entonces muchos de los datos de la literatura que tratan sobre hueso trabecular pueden ser poco representativos. Consecuentemente, intentos por predecir fallas en el hueso trabecular usando técnicas analíticas como el método de elemento finito pueden ser erróneos a causa de las inexactitudes en los valores de las propiedades mecánicas del hueso trabecular. Estos errores también proveen la más razonable explicación para algunas discrepancias entre valores obtenidos por diferentes autores (*Keaveny, 1994*).

A causa de su arquitectura porosa celular, el comportamiento mecánico del hueso esponjoso es cualitativamente similar al de los sólidos celulares porosos de ingeniería (*Gibson, 1985*). La no linealidad inicial en la curva esfuerzo-deformación para sólidos celulares (llamada en inglés “*toe*”) es un reconocido error experimental debido a la interrupción de los cilindros (“*struts*”) en las superficies maquinadas de la muestra. Por lo tanto, si la analogía del sólido celular y el hueso esponjoso se mantiene, la común zona inicial no lineal de la curva esfuerzo-deformación para hueso trabecular es un error experimental.

La metodología que Keaveny propone para la eliminación de estos errores experimentales consiste básicamente en que los extremos de las muestras de hueso esponjoso después de ser limpiados (para la eliminación de la médula residual), sean ajustados a presión dentro de moldes de latón, los cuales han sido previamente

revestidos con cianocrilato (figura 2.10). Después de realizar este procedimiento, la misma muestra puede ser usada para tracción o para compresión.

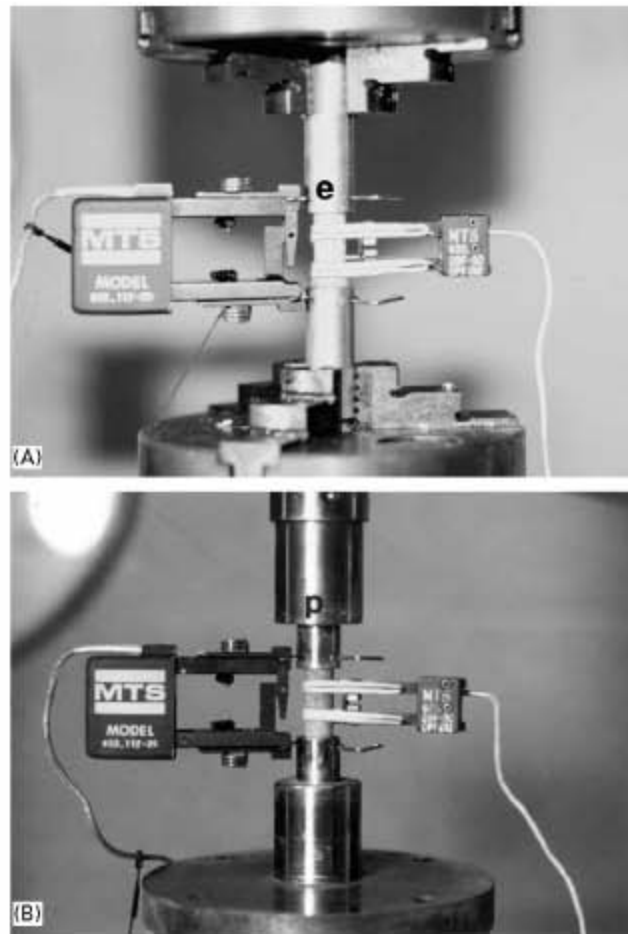


Figura 2.10. Configuraciones de pruebas para (A) tracción (B) compresión. En las fotos “e” indica endcap (tapa en extremo final de la probeta que la jala al momento del ensayo de tracción) y “p” platen. (disco o plato que aplasta la probeta en el ensayo de compresión)

En artículos más recientes del mismo autor y otros investigadores, se proponen otros métodos como la colocación de cuatro extensómetros separados por un ángulo de aproximadamente 90° entre ellos, alrededor de la superficie de la muestra. Con los datos de deformación de los cuatro dispositivos, se obtiene el módulo aparente para cada una de las mediciones y después se hace un promedio. Esta técnica basada en promediar los módulos de Young, además de minimizar los errores experimentales también mejora la precisión de los datos (*Morgan, 2001; Kopperdahl, 1998; Bayraktar, 2004; Öhman, 2007; Ün, 2006; Keaveny, 1994*).

Variables que afectan el comportamiento mecánico de las muestras. Después de que el hueso está seco los valores del módulo de Young y del esfuerzo último generalmente se incrementan, pero su tenacidad disminuye. La disminución de la tenacidad es debida al hecho de que el hueso seco es más quebradizo que el hueso húmedo, así mientras el

2. Propiedades, ensayo y comportamiento mecánico del hueso esponjoso.

esfuerzo debe ser más elevado para causar la fractura, la muestra absorbe menos energía antes de la falla. Para ensayos exactos es mejor hidratar la muestra mientras se le está realizando el ensayo mecánico. Para lograr esto se puede mantener las muestras envueltas en un paño a gasa mojada con solución salina durante la prueba (Cowan, 2001).

La temperatura a la cual se realiza el ensayo mecánico de las muestras es importante. Para mediciones exactas de las propiedades mecánicas, las muestras deben ser ensayadas a 37°C. Ensayos a 23 °C incrementa el módulo de Young del hueso alrededor de 2-4%, comparado con una prueba a 37 °C. La variabilidad en las mediciones mecánicas puede ser reducida al controlar cuidadosamente la temperatura (por ejemplo por hidratar las muestras de hueso con un baño de solución salina que tenga una temperatura de 37 °C) (Turner, 1993).

La velocidad del ensayo mecánico también es importante. El agua en la muestra de hueso fluye a través de la estructura después de que al hueso le es aplicada una carga y este flujo es viscoso, lo que significa que pequeñas cantidades de energía son perdidas. La energía perdida en el hueso ocurre por que hay fricción interna en los componentes viscosos del hueso, los cuales incluyen fluidos y posiblemente líneas cementales.

Cuando el hueso está seco, los componentes viscosos desaparecen y su comportamiento es como el de un resorte (elástico), pero si el hueso está húmedo, su comportamiento es viscoelástico, es decir, su comportamiento depende de la velocidad de deformación (dependiente del tiempo). Si la velocidad a la que se aplica la carga aumenta en un orden de magnitud, el esfuerzo último del hueso se incrementará 15 %. Si se está tratando de simular condiciones fisiológicas, la velocidad de deformación debe estar entre 0.01 /s y 0.08 /s, el cual es el rango de velocidades de deformación que ocurren *in vivo* (Cowan, 2001).

Capítulo 3. *Ensayo de tracción en hueso esponjoso.*

Recolección de hueso femoral y vertebral.

La recolección de fémur y vértebra bovinos se hizo en carnicerías comunes, por lo que podría especularse que los especímenes eran jóvenes y que sus huesos estaban en buen estado, lo anterior suponiendo que estos establecimientos vendan un producto de buena calidad. Como se puede apreciar, no se pudo realizar adecuadamente la recolección de especímenes ya que para ejecutarla en forma apropiada se tendría que llevar un registro, tanto de la edad en que se sacrificaron dichos animales y las condiciones en que vivían, como es reportado en los artículos que tratan sobre el tema.

En estos locales se pedía al dependiente que cortara la diáfisis del fémur y sólo dejará la epífisis (cabeza femoral), esto para facilitar el maquinado de los muestras (figura 3.1a). En el caso de las vértebras se debe mencionar que la columna es cortada (desde el lugar donde abastecen la carnicería) en cuatro partes, a lo largo y a lo ancho, lo que reduce su tamaño considerablemente (Figura 3.1b), pero después de realizar el maquinado se aprecia que las muestras obtenidas de las vértebras más anchas (cervicales) conservan el tamaño estandarizado: $L/D = 2$.

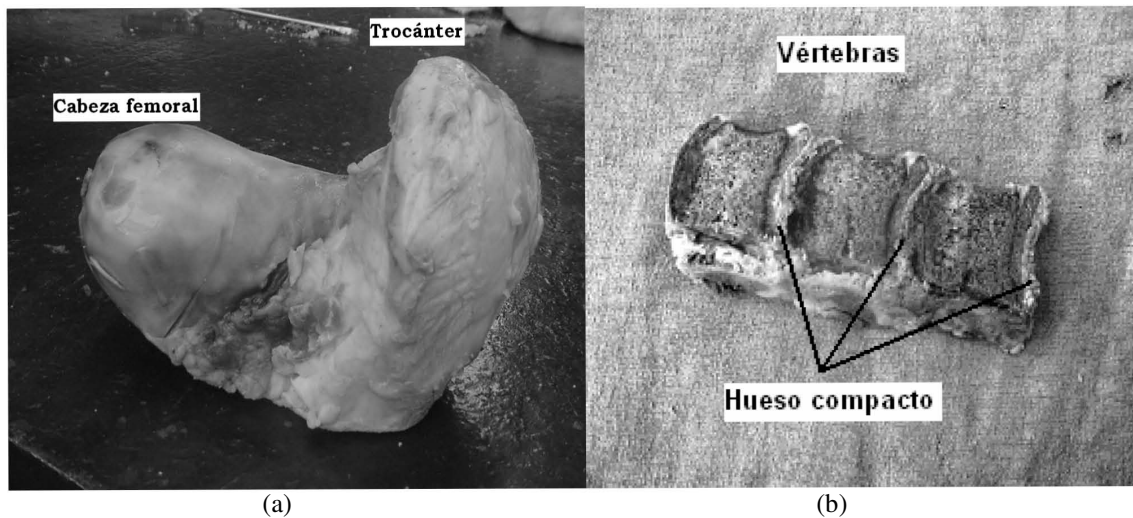


Figura 3.1 (a) Muestra obtenida de cabeza femoral. (b) Muestra obtenida de columna vertebral.

Conservación del hueso.

La conservación de las muestras de hueso obtenidas se realizó en un congelador a una temperatura de $-20\text{ }^{\circ}\text{C}$ siguiendo lo reportado por Turner, Öhman, y Linde. Se debe

indicar que a los huesos no se les realizó alguna limpieza (se mantuvieron con carne y sangre para ayudar a su conservación) y fueron guardados en bolsas de plástico. Para la conservación de las muestras cilíndricas se utilizó recipientes de plástico que fueron llenados con solución salina y donde se sumergieron dichas muestras. Una vez cerrados los recipientes, se refrigeraron a una temperatura de $-20\text{ }^{\circ}\text{C}$. La duración de la conservación de la muestra se debe minimizar lo más posible ya que un tiempo prolongado afecta las propiedades del hueso esponjoso.

Maquinado del hueso.

El maquinado de las muestras de hueso fue el paso que más tiempo consumió. Debido a la dificultad para encontrar unas normas en la Sociedad Americana de Pruebas y Materiales (ASTM) para la obtención de muestras de hueso, se optó por seguir las mencionadas en varios artículos y publicaciones relacionados al tema en especial las de Turner y Keaveny.

En estos artículos se menciona una geometría cilíndrica, con una relación longitud-diámetro de 2:1 y una orientación según el sitio anatómico para obtener muestras en la dirección trabecular principal. Para el corte del hueso se utilizó una sierra rotativa con un diámetro interior y longitud de 10 mm y 50 mm respectivamente.

Debido al tamaño de los huesos obtenidos de fémur; era imposible su colocación en el taladro ya que sobrepasaban las dimensiones permitidas por la prensa. Por lo anterior se realizaron ajustes para todos los especímenes, los cuales consistieron en separar la cabeza femoral del trocánter. Para evitar el movimiento del hueso al momento de realizar el corte, éste se fijó en una prensa y ésta a su vez al taladro (figura 3.2).



Figura 3.2 Corte de hueso femoral trocánter.

Se debe mencionar que en un principio se obtuvieron muestras de la cabeza femoral, las cuales mostraron una línea característica de la región anatómica, llamada línea epifisiaria, (que es debida al crecimiento y desarrollo del hueso) aproximadamente a la mitad de su longitud. Esta línea, fue la causante de que las muestras presentarán una ruptura prematura al momento de realizar las pruebas de tracción correspondientes.

Debido a que los datos arrojados por la prueba no eran representativos del sitio anatómico, se prefirió cambiar el lugar del corte, pero siempre trabajando sobre el fémur. Había dos opciones: una era cambiar la dirección de entrada de la sierra para evitar la mencionada línea, con lo cual también cambiaría la dirección preferencial de las trabéculas, y la otra opción, la cual fue elegida para desarrollar en este trabajo, fue cortar sobre el trocánter (figura 3.3) cuya dirección preferencial de las trabéculas se muestran en la figura 2.7. Debido a que no se contaba con los medios para determinar la dirección trabecular preferencial exacta (como las técnicas de radiografía detalladas en artículos dedicados a la determinación de dicha orientación), se tuvo que seguir la orientación descrita en la figura 2.7 para así tratar de obtener las propiedades mecánicas de la región en la dirección preferencial trabecular.

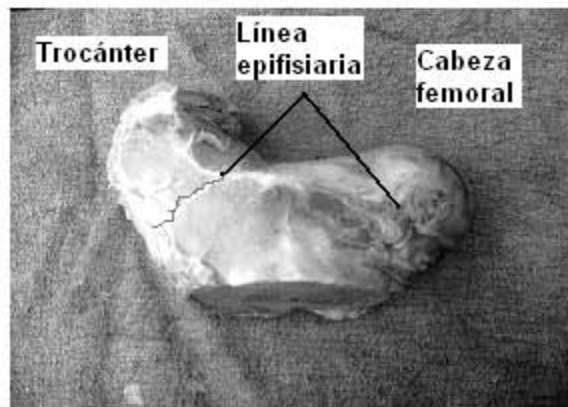


Figura 3.3. Foto que muestra un corte longitudinal para mostrar la localización de la línea epifisaria, tanto en trocánter como en la cabeza femoral.

Para el caso de las vértebras no surgió ningún problema, éstas sólo se separaron del resto de la columna y se removió el hueso cortical que las envuelve para obtener un elemento de hueso esponjoso como muestra la figura 3.4. En la figura 2.7 se aprecia que la dirección principal trabecular coincide con los ejes anatómicos para las vértebras.



Figura 3.4 Foto que muestra el hueso esponjoso de vértebra obtenido mediante el procedimiento descrito.

El siguiente paso fue realizar el corte con el taladro a una baja velocidad de penetración. Este paso no fue muy preciso, ya que la velocidad de la carga la tiene que proporcionar el operador manualmente. (Figura 3.5). Durante esta etapa se mantuvo hidratada la muestra con solución salina para evitar su excesivo calentamiento y eventual deshidratación. En ambos casos (fémur y vértebra) se realizó el mismo procedimiento.



Figura 3.5 Foto que describe el procedimiento para realizar el corte de hueso esponjoso.

Una vez realizado el corte, para el hueso femoral se separó la muestra cilíndrica del resto del hueso, para ello se efectuó un corte transversal a la dirección de entrada del taladro, con lo que se liberó la muestra cilíndrica requerida (figura 3.6). Para este paso se tuvo mucho cuidado pues se corría el riesgo de cortar demasiado la muestra, con lo que su longitud se podría reducir más de lo debido y no cumplir con la norma $L/D=2$. Para el caso de la vértebra no es necesario realizar dicho corte, ya que la muestra cilíndrica se liberaba con cierta facilidad.



Figura 3.6 Foto que muestra el corte transversal para la liberación de la muestra cilíndrica de fémur.

A simple vista, una muestra de fémur se ve más clara, con más grasa y menos rígida, en comparación a una muestra de vértebra que se observa más oscura, seca y rígida (figura 3.7). La longitud de las muestras en este paso fue de aproximadamente 4 cm con un diámetro de 1cm



Figura 3.7 Foto que describe las probetas cilíndricas en fémur y en vértebra.

Como se puede observar en las figuras anteriores, las muestras cilíndricas presentan irregularidades en sus extremos lo cual dificulta la colocación de la interfase de PMMA, además de que no cumplen con la norma reportada de longitud-diámetro. Para mejorar el acabado de las muestras se utilizó una cortadora con disco de diamante (Buehler Isomet 1000) a una velocidad y palanca bajas como lo recomienda el fabricante para unos cortes más precisos (aproximadamente 300 rpm y 300g), condición no muy necesaria para el fin de este trabajo (figura 3.8). La longitud de las muestras en ambos casos (fémur y vértebra) después de realizar el corte fue de 3 cm.

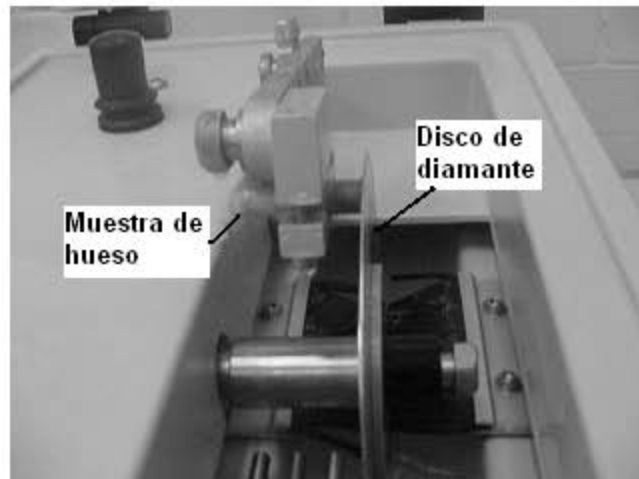


Figura 3.8. Foto que muestra la cortadora de disco de diamante, herramienta necesaria para mejorar el acabado de las muestras de hueso esponjoso.

Colocación del PMMA.

Como se mencionó en el capítulo 2, es necesaria la colocación de un material sobre los extremos de las muestras cilíndricas para evitar su daño al ser instaladas en las mordazas de la máquina universal de pruebas mecánicas. A pesar del método reportado para la eliminación de los errores experimentales, en este trabajo se prefirió utilizar cubiertas de PMMA (Polimetilmetacrilato), por la facilidad de trabajar con este material.

El polímero, se consiguió simplemente en una tienda dedicada a artículos dentales. Consta de dos productos a reaccionar: un líquido (monómero autocurable) y unos polvos (Catalizador). Para su preparación se utilizó un recipiente de plástico que sirvió para mezclar los productos los cuales se revolvieron hasta que formaron una mezcla homogénea. La relación de líquido polvo fue $L/P=0.666$; se escogió esta relación debido a que una mayor aceleraba el proceso de solidificación y dificultaba su fijación en el hueso. Una vez realizada la mezcla del polímero, las muestras cilíndricas se colocaron en unos moldes de plástico de aproximadamente 1.5 cm de diámetro los cuales eran rociados con un poco de desmoldante para facilitar la separación del acrílico-molde (figura 3.9). Cabe mencionar que utilizar un diámetro menor de los moldes imposibilita su colocación en las mordazas de la máquina de pruebas mecánicas debido a que estas no ajustan para cubiertas pequeñas.



Figura 3.9 Foto que describe la colocación de PMMA en las muestras de hueso.

Para evitar que el hueso se secase debido al contacto del aire, se cubrió las muestras con un recipiente de plástico como se muestra en la figura 3.10.

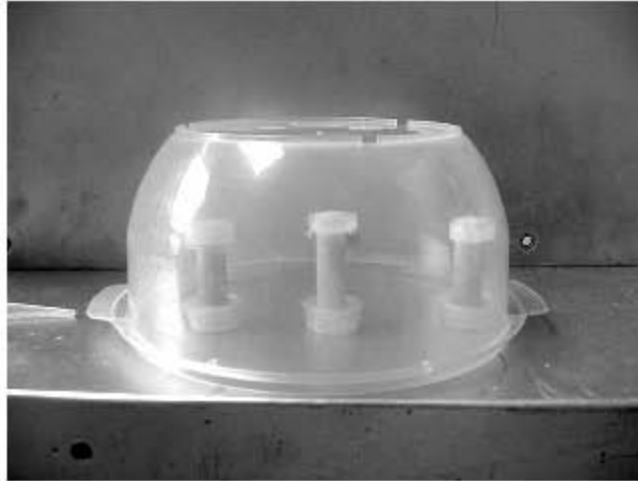


Figura 3.10. Foto que muestra la reducción del contacto del aire y las muestras para evitar su secado.

Aproximadamente después de 15 minutos, la mezcla de PMMA se calentaba, lo que indicaba que estaba a punto de endurecerse. Una vez solidificado el PMMA se separó éste de los moldes de plástico y se repitió el proceso para el extremo restante (figura 3.11).



Figura 3.11. Colocación del PMMA.

En el paso anterior se debe tener cuidado de que los extremos de PMMA queden centrados y paralelos uno respecto del otro y perpendiculares con respecto a la base, con el fin de evitar deformaciones debidas a esfuerzos aplicados fuera del eje de simetría (momento flexionante) al realizar el ensayo de tracción. También hay que tomar en cuenta que se debe cumplir la relación estándar $L/D=2$ por lo que la longitud libre (sin tomar en cuenta el acrílico) debe ser $L= 2\text{cm}$ y la altura del PMMA fue de aproximadamente de 0.5 cm (figura 3.12).

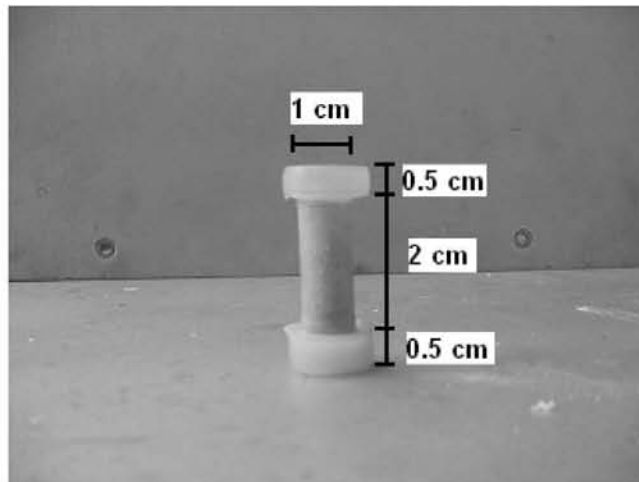


Figura 3.12 Foto que muestra las dimensiones de la muestra y el PMMA.

Ensayo de tracción.

Una vez colocado el PMMA en los extremos de las muestras de hueso esponjoso, se realizaron las pruebas de tracción en la Máquina Universal de Pruebas Mecánicas (INSTRON modelo 4206 con una celda de carga de 15000 kg.). Las constantes que se proporcionaron a la máquina de pruebas fueron la velocidad de la carga = 0.05 mm/s, el número de puntos ha registrar = 10 pts/s y dimensiones de la muestra = 2cm de largo y 1 cm de diámetro. Después de proporcionar la información a la INSTRON se colocaron las muestras cilíndricas en las mordazas de la máquina y se realizó la prueba (figura 3.13a). La fractura en ambas muestras (fémur y vértebra) se presentó normalmente pegada a uno de los extremos de ellas, cerca del acrílico como se observa en la figura 3.13b.

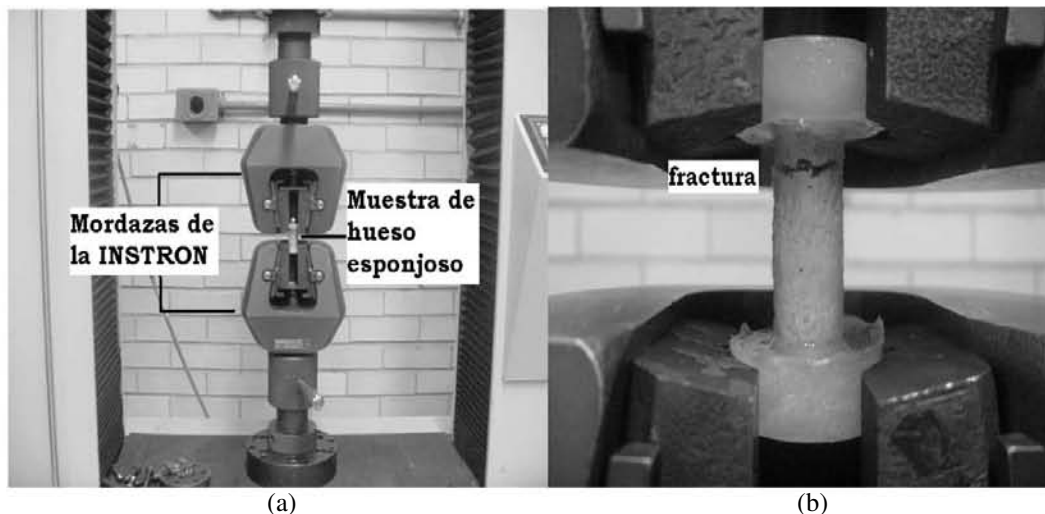


Figura 3.13 (a) Realización de la prueba de tracción sobre hueso esponjoso (b) Foto que muestra la región de fractura para muestras de hueso esponjoso.

Capítulo 4. *Propiedades mecánicas de hueso esponjoso para trocánter y vértebra.*

Para la obtención de las propiedades mecánicas del hueso esponjoso, ya fuera para el trocánter o para la vértebra, se sigue la siguiente metodología.

1. Los datos obtenidos en la máquina universal de pruebas mecánicas de carga-desplazamiento se transformaron a esfuerzo-deformación mediante las siguientes ecuaciones:
 - a) $Deformación = desplazamiento / longitud\ inicial$,
donde longitud inicial = 0.02 m
 - b) $Esfuerzo = carga / área$, donde $área = \pi * r^2$ con $r = 0.005$ (m)
2. Cabe señalar que al no utilizar la metodología propuesta por Keaveny para la eliminación de los errores experimentales, la zona inicial de la gráfica esfuerzo-deformación no fue totalmente lineal, razón por la cual se utilizó la técnica descrita por Öhman, Turner y Bayraktar para determinar el *módulo aparente*, el cual consiste en identificar al módulo de elasticidad como la pendiente de la parte que sea más lineal dentro de la región elástica de la curva esfuerzo deformación. De esta forma se obtuvieron las gráficas esfuerzo-deformación en *Excel®* y con ayuda de una regresión lineal se obtuvo la ecuación de una recta idealizada en la zona inicial de la curva. Finalmente con esta ecuación se obtuvo la pendiente, la cual indica el módulo de elasticidad.
3. El esfuerzo de fluencia se obtuvo al recorrer la recta obtenida en el paso anterior, con 0.002 (mm/mm) en el eje de deformación, tal como lo describe la norma ASTM, y el punto donde intersecó con la gráfica de esfuerzo-deformación se conoce como *punto de fluencia*. A los correspondientes valores del punto de fluencia en los ejes de esfuerzo y deformación se les llamó *esfuerzo de fluencia* y *deformación de fluencia* respectivamente.
4. El esfuerzo máximo a la tracción o último (*strength of bone*) se obtuvo del esfuerzo máximo conseguido en la hoja de cálculo de *Excel®* y se nombró *esfuerzo último*. A su correspondiente deformación se le llamó *deformación última*.

Un total de 14 gráficas de esfuerzo-deformación fueron obtenidas exitosamente (6 para trocánter y 8 para vértebra). La cantidad de muestras perdidas fueron 5, todas ellas para el trocánter debido a la poca experiencia con los protocolos experimentales. Se debe señalar que la elaboración de esta investigación inicialmente se enfocó a realizar las pruebas mecánicas en trocánter para posteriormente efectuarlas en vértebra, razón por la

4. Propiedades mecánicas de hueso esponjoso para trocánter y vértebra.

que toda la inexperiencia fue notada en la primera región anatómica. Los problemas específicos fueron:

- 1) Deslizamiento de las cubiertas de PMMA en los extremos de las muestras durante el ensayo.
- 2) Las muestras se fracturaban rápidamente, probablemente debido a defectos dentro de las muestras de hueso por un maquinado defectuoso.
- 3) Las muestras se fracturaban por la excesiva sujeción de las mordazas de la máquina de pruebas mecánicas y la interfase de PMMA.
- 4) La información proporcionada por la máquina se perdía debido a la poca experiencia con su manejo.

Las seis gráficas obtenidas de trocánter se muestran desde la figura 4.1 a la 4.6.

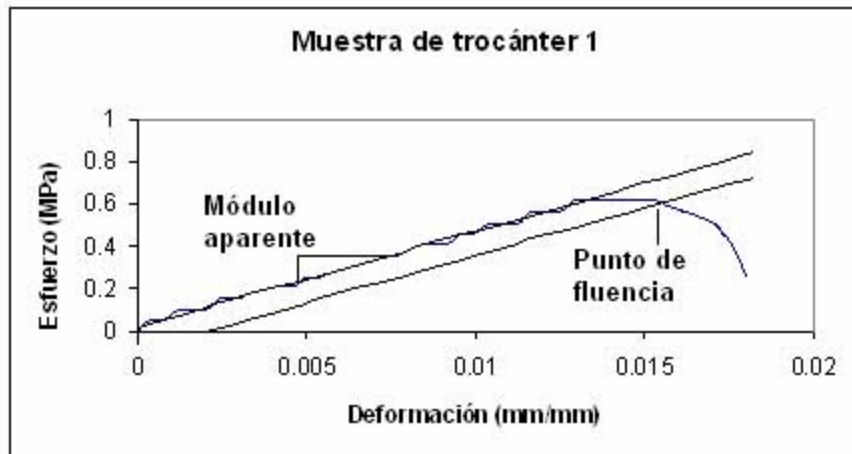


Figura 4.1 Gráfica esfuerzo-deformación para la muestra 1 de trocánter, indicando los parámetros mecánicos obtenidos.

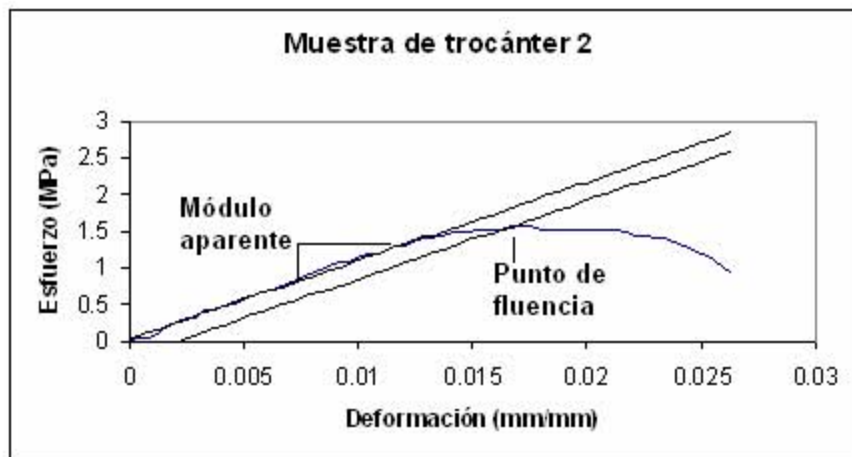


Figura 4.2 Gráfica esfuerzo-deformación para la muestra 2 de trocánter, indicando los parámetros mecánicos obtenidos.

4. Propiedades mecánicas de hueso esponjoso para trocánter y vértebra.

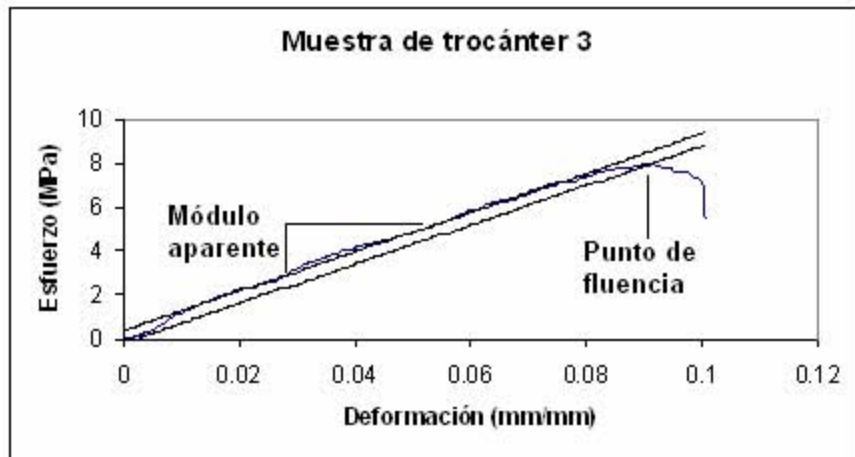


Figura 4.3 Gráfica esfuerzo-deformación para la muestra 3 de trocánter, indicando los parámetros mecánicos obtenidos.

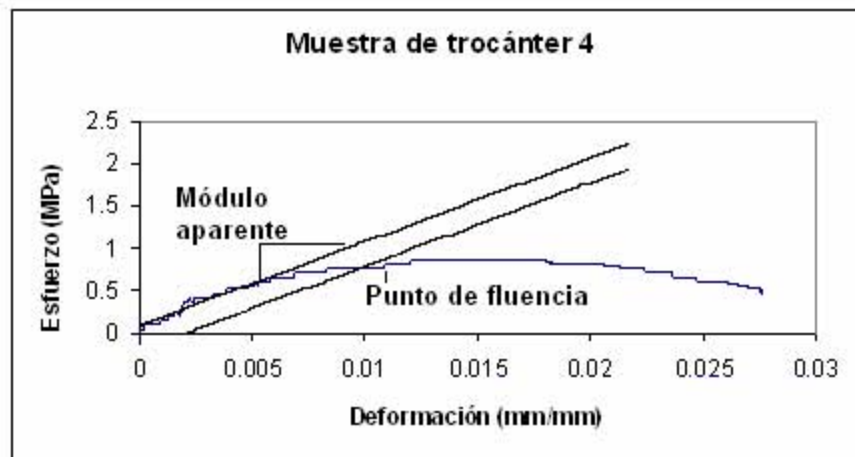


Figura 4.4 Gráfica esfuerzo-deformación para la muestra 4 de trocánter, indicando los parámetros mecánicos obtenidos.

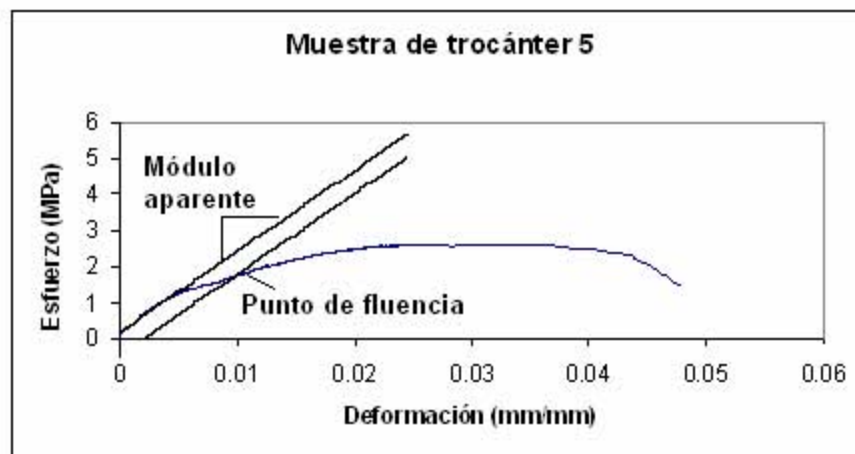


Figura 4.5 Gráfica esfuerzo-deformación para la muestra 5 de trocánter, indicando los parámetros mecánicos obtenidos.

4. Propiedades mecánicas de hueso esponjoso para trocánter y vértebra.

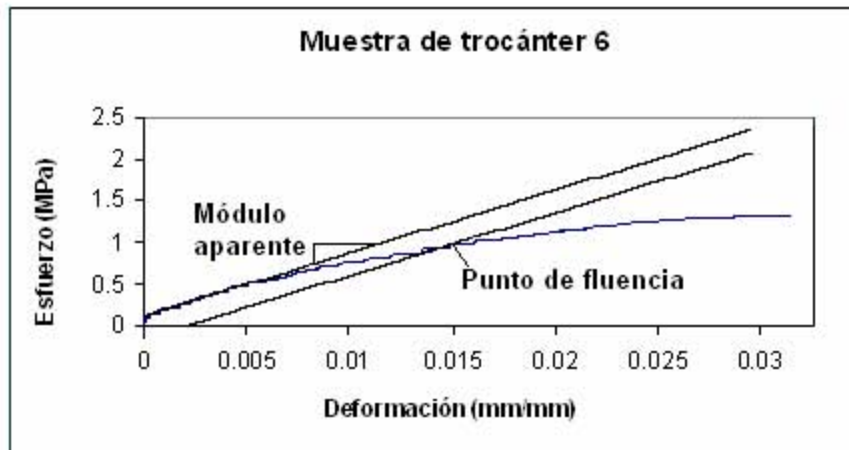


Figura 4.6 Gráfica esfuerzo-deformación para la muestra 6 de trocánter, indicando los parámetros mecánicos obtenidos.

Las ocho gráficas obtenidas de vértebra se muestran a partir de la figura 4.7 hasta la 4.14.

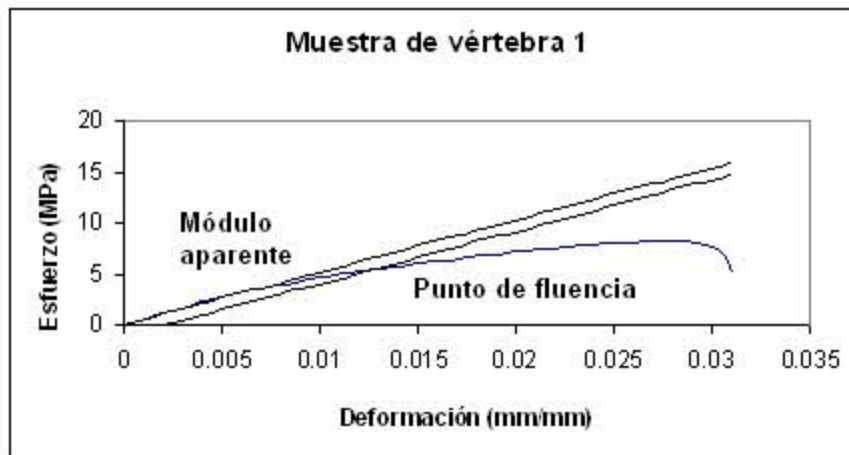


Figura 4.7 Gráfica esfuerzo-deformación para la muestra 1 de vértebra, indicando los parámetros mecánicos obtenidos.

4. Propiedades mecánicas de hueso esponjoso para trocánter y vértebra.

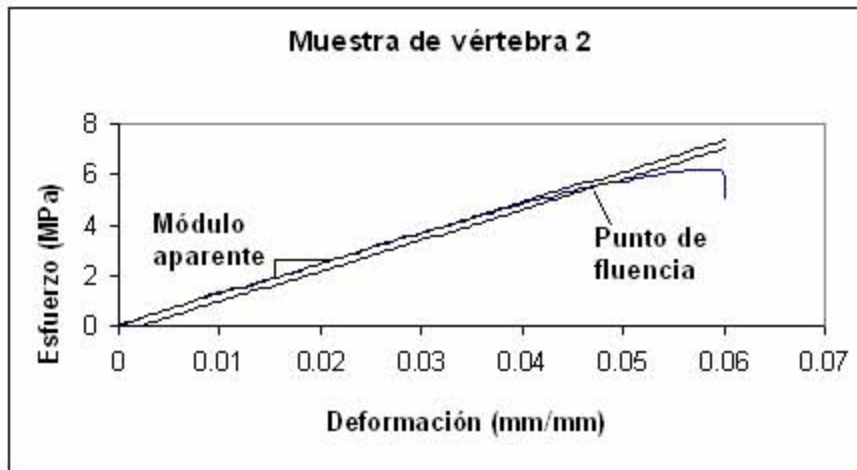


Figura 4.8 Gráfica esfuerzo-deformación para la muestra 2 de vértebra, indicando los parámetros mecánicos obtenidos.

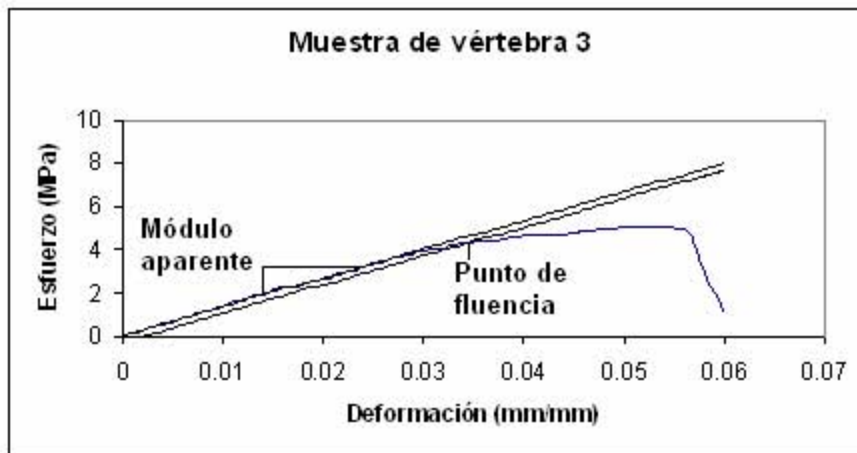


Figura 4.9 Gráfica esfuerzo-deformación para la muestra 3 de vértebra, indicando los parámetros mecánicos obtenidos.



Figura 4.10 Gráfica esfuerzo-deformación para la muestra 4 de vértebra, indicando los parámetros mecánicos obtenidos.

4. Propiedades mecánicas de hueso esponjoso para trocánter y vértebra.

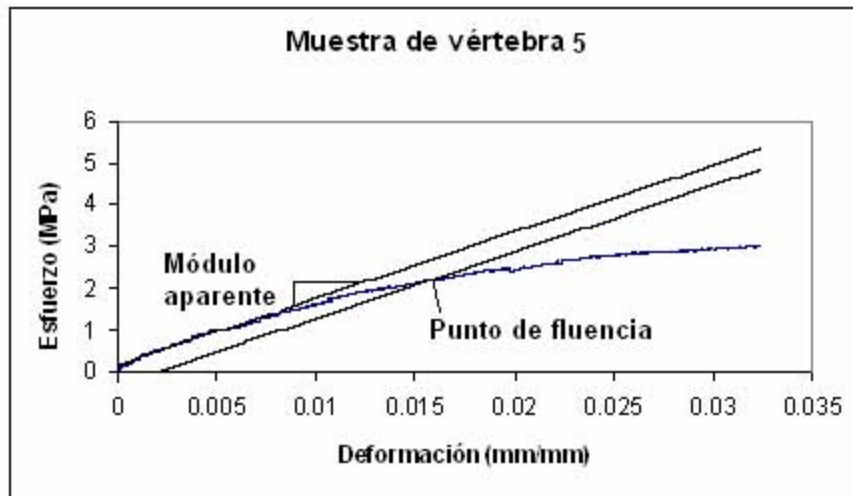


Figura 4.11 Gráfica esfuerzo-deformación para la muestra 5 de vértebra, indicando los parámetros mecánicos obtenidos.

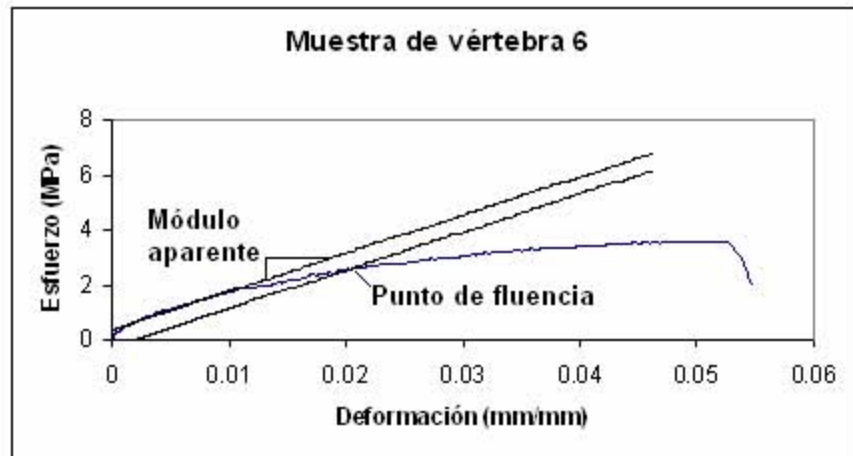


Figura 4.12 Gráfica esfuerzo-deformación para la muestra 6 de vértebra, indicando los parámetros mecánicos obtenidos.

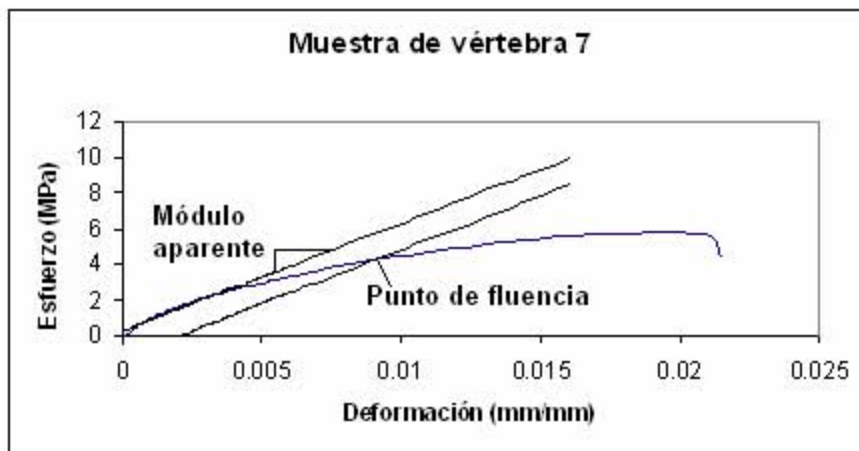


Figura 4.13 Gráfica esfuerzo-deformación para la muestra 7 de vértebra, indicando los parámetros mecánicos obtenidos.

4. Propiedades mecánicas de hueso esponjoso para trocánter y vértebra.

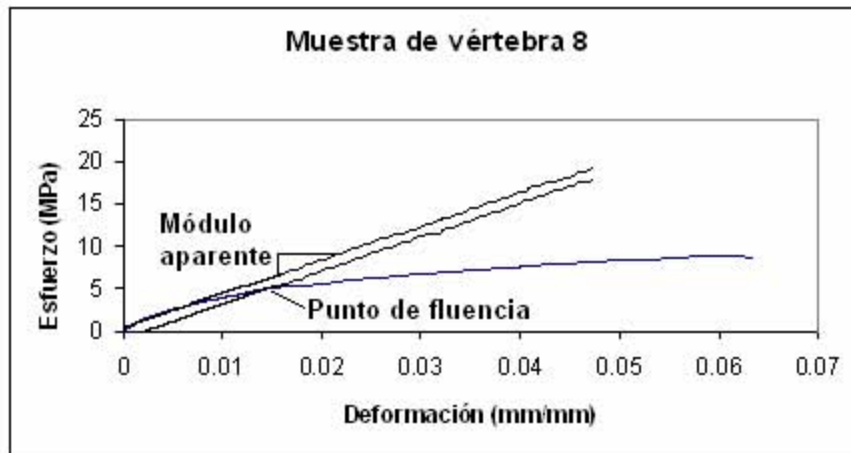


Figura 4.14 Gráfica esfuerzo-deformación para la muestra 8 de vértebra, indicando los parámetros mecánicos obtenidos.

Para una posterior comparación y análisis se muestra en la figura 4.15 una curva típica de esfuerzo deformación obtenida por Keaveny.

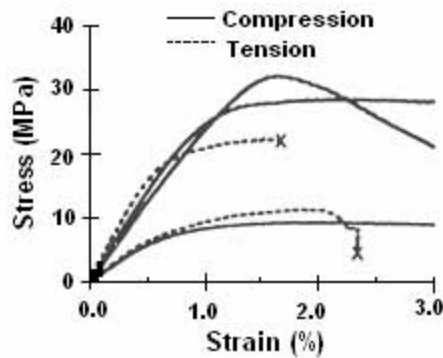


Figura 4.15 Curvas esfuerzo-deformación comunes para esfuerzos de tracción y compresión. La (x) indica el instante de fractura (Keaveny, 1994).

En la tabla 4.1 y 4.2 se exponen los valores obtenidos para las propiedades mecánicas del trocánter y vértebra respectivamente y sus respectivos promedios y desviaciones estándar elaboradas en la presente investigación.

Tabla 4.1. Propiedades mecánicas obtenidas para el trocánter.

Muestra	Módulo aparente (MPa)	Esf. de fluencia (MPa)	Def. de fluencia (mm/mm)	Esf. último (MPa)	Def. última (mm/mm)
1	45.084	0.6011	0.015	0.6152	0.0129
2	106.98	1.6045	0.0171	1.5894	0.01666
3	89.501	8.0169	0.09169	8.1669	0.0933
4	98.977	0.7907	0.01007	0.9228	0.01407
5	223.71	1.9007	0.0158	2.563	0.02232
6	75.109	0.9472	0.01462	1.3329	0.03072
Promedio	92.64±13.7	1.098±0.82	0.014±0.002	1.60±0.70	0.02±0.007

4. Propiedades mecánicas de hueso esponjoso para trocánter y vértebra.

Tabla 4.2. Propiedades mecánicas obtenidas para vértebra.

Muestra	Módulo aparente (MPa)	Esf. de fluencia (MPa)	Def. de fluencia (mm/mm)	Esf. último (MPa)	Def. última (mm/mm)
1	509.37	5.52	0.129	8.151	0.2874
2	120.77	5.86	0.048	6.203	0.057
3	132.78	4.3709	0.035	5.1268	0.05084
4	224.49	1.9187	0.01055	3.2299	0.03095
5	159.46	2.2519	0.011613	3.0249	0.03172
6	138.94	2.6292	0.0209	3.5377	0.047193
7	599.28	4.193	0.009	5.8448	0.018999
8	396.38	5.2505	0.01529	8.9209	0.060757
Promedio	260.24±156.8	4.04±1.34	0.024±0.01	5.35±1.82	0.046±0.013

Tabla 4.3. Promedios del módulo aparente y esfuerzo último de hueso esponjoso (Cowan S. C. en 2001).

Especie	Sitio anatómico	Geometría de muestra	Módulo aparente (MPa)	Esfuerzo último (MPa)
GANADO VACUNO	Fémur	cilindro de 8 mm	117 ± 61	8.5 ± 4.2
	Vértebra	cilindros de 7.5 mm	173 ± 97	7.1 ± 3.0

Las figuras 4.16 y 4.17, muestran las relaciones de varias propiedades mecánicas con respecto al módulo aparente. Dicha relación se realizó mediante una simple regresión lineal. La razón de efectuar esta regresión y su estudio se discutirán en el capítulo dedicado al análisis de resultados.

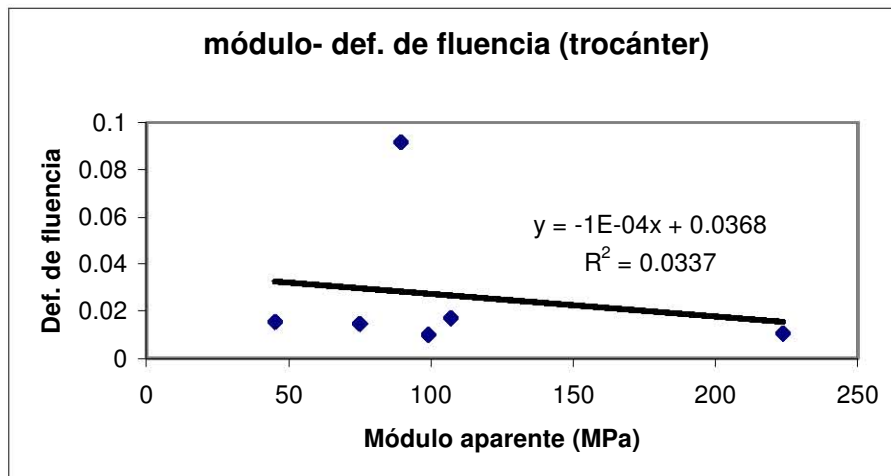


Figura 4.16 Relación deformación de fluencia-módulo aparente para el trocánter, obtenida en el presente trabajo mediante una regresión lineal.

4. Propiedades mecánicas de hueso esponjoso para trocánter y vértebra.

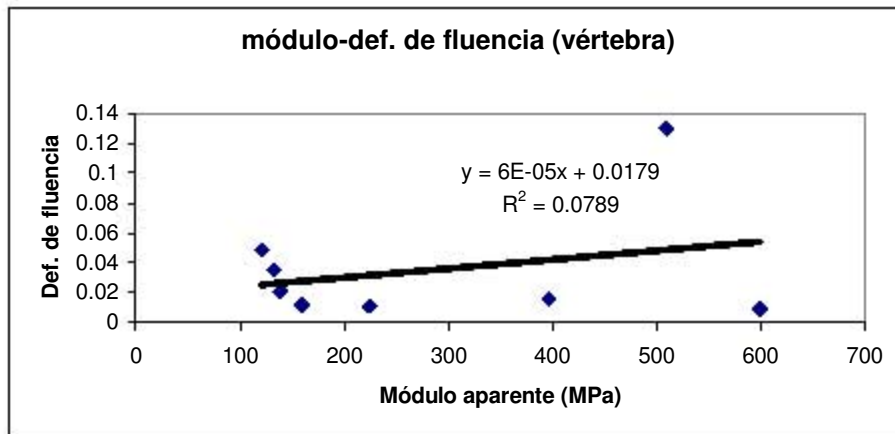


Figura 4.17 Relación deformación de fluencia-módulo aparente para vértebra, obtenida en el presente trabajo mediante una regresión lineal.

Para una posterior comparación y explicación en el capítulo dedicado al análisis de resultados, se muestra en las figuras 4.18, 4.19 y 4.20 distintas relaciones “módulo-propiedades mecánicas” obtenidas por Keaveny, Kopperdahl y Fyhrie.

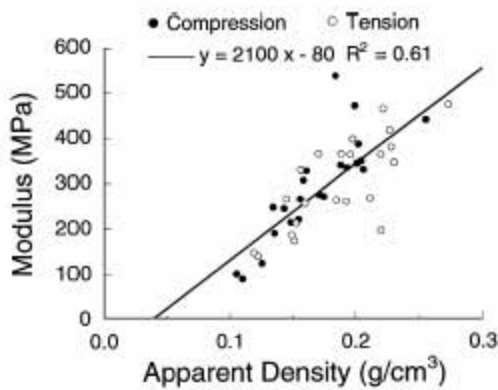


Figura 4.18 Relación densidad aparente- modulo (Kopperdahl, 1998)

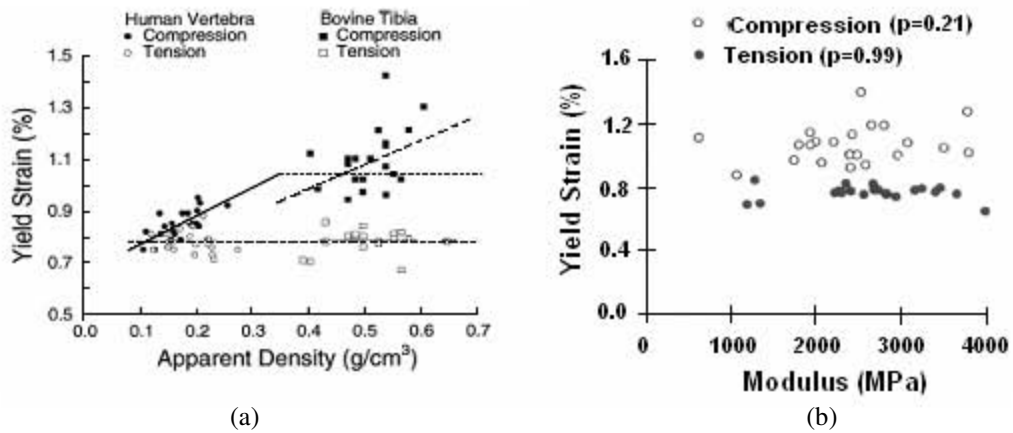


Figura 4.19. (a) Relación deformación de fluencia-densidad aparente para distintos sitios anatómicos (b) relación deformación de fluencia- modulo aparente para tibia bovina (Keaveny, 1994).

Capítulo 5. *Análisis de resultados.*

El objetivo del presente trabajo fue el de presentar diversas metodologías propuestas por varios autores para la obtención de las propiedades mecánicas de hueso trabecular a un nivel *estructural o aparente*. La elección de algunos de estos protocolos llevó a la elaboración de un ensayo de tracción en dos diferentes sitios anatómicos (trocánter y vértebra). Se intentó seguir las recomendaciones hechas por dichos autores tales como la geometría de la muestra, su tamaño, las técnicas de su conservación, y la que probablemente sea la más importante, el maquinado a lo largo de la dirección trabecular principal. Como se mencionó en el capítulo 2, el hueso es un material anisotrópico y no homogéneo, por lo que cortar una muestra en una dirección diferente a la principal, conduciría a valores distintos a los aquí presentados. Una muestra obtenida de una dirección distinta a la principal no conduciría a valores erróneos, sino a valores no representativos de dicha dirección, razón por la cual, si se diera este caso, se tendría que reportar el ángulo de desviación del maquinado, para poder así hacer las debidas comparaciones con las investigaciones hechas por otros autores.

También hay que resaltar la técnica propuesta por Keaveny para la eliminación de los errores experimentales al momento de realizar un ensayo, ya sea de tracción o de compresión, siendo en este último donde se reportan mayores logros debido a la reducción de la fricción de los extremos finales de las muestras de hueso con las placas de la máquina de pruebas. Si bien en un ensayo de tracción como el desarrollado aquí, no afecta tanto las propiedades mecánicas, sería un buen tema de investigación el probar los aparentes beneficios que trae el seguir este protocolo, como lo son el obtener una gráfica esfuerzo-deformación con una zona inicial totalmente lineal. La razón de no seguir esta metodología fue precisamente que parece no afectar tanto las propiedades mecánicas del hueso esponjoso en un ensayo de tracción y por la relativa facilidad de conseguir el PMMA en comparación con el maquinado necesario para la elaboración de las tapas de latón. La técnica aquí desarrollada es descrita por Cowin (*Cowin, 2001*), aunque como se menciona, el utilizar una interfase de PMMA trae consigo la dificultad de la alineación del eje de simetría de la muestra de hueso con la dirección de la carga al momento del ensayo de tracción, error muy común que producirá deformaciones debidas por momentos flexionantes en lugar de cargas uniaxiales.

La curva de tracción para las muestras de hueso de trocánter y vértebra presentan dos regiones como la de otros materiales, una zona elástica y una plástica. Como se puede apreciar en las figuras 4.1 a 4.14, existe una tendencia de la zona inicial o elástica de la gráfica esfuerzo-deformación a ser lineal y no presenta el característico comportamiento de los sólidos celulares (“*toe*”). Una vez alcanzado el límite elástico, el esfuerzo necesario para continuar la deformación en el hueso aumenta hasta un máximo y después disminuye hasta que finalmente se produce la fractura. Antes de llegar a este

punto, toda la deformación es uniforme a lo largo de la muestra de hueso, pero después de llegar al esfuerzo máximo se empieza a formar una pequeña disminución localizada en el área de sección transversal en algún punto de la probeta, debida a la continua fractura de las trabéculas, la cual puede ser de dos tipos: por deformación plástica y/o por fractura frágil.

Lo que sucede a nivel “*trabecular o material*” (“*trabecular tissue*”, es decir las propiedades de las trabéculas tratadas en forma individual) se puede explicar con ayuda de la teoría de sólidos celulares. El comportamiento mecánico del hueso esponjoso es típico de un material celular. El comportamiento es elástico debido a que las trabéculas sólo sufren momentos flexionantes o esfuerzos uniaxiales, en este caso a tracción. Hildebrand encontró que el hueso trabecular de la vértebra y cabeza femoral representan dos extremos del modelado de la arquitectura del hueso esponjoso (Gibson, 1985), el primero tiene una estructura de barras (“*rod-like*”) y el segundo, una estructura de placas (“*plate-like*”) (Morgan, 2001). La teoría de sólidos celulares predice diferentes deformaciones dominantes y mecanismos de falla para diferentes arquitecturas. Por ejemplo, estructuras de barras son más susceptibles a largas deformaciones tales como momentos flexionantes y rotación de trabéculas. Así, eventualmente a cargas relativamente altas, las celdas formadas por las trabéculas empiezan a colapsarse por falla plástica (“*plastic hinges*”), fractura frágil, o una combinación de ambas (ver Apéndice) (Gibson, 1985; Keaveny 1994; Ford, 1998).

Para el caso de que las trabéculas colapsen por falla plástica (“*plastic hinges*”) se obtienen gráficas como la mostrada en la figura 4.15 donde se aprecia una curva obtenida por tracción la cual revela una zona de deformación plástica después de haber alcanzado el esfuerzo de fluencia. La mayoría de las curvas obtenidas en el presente trabajo muestran dicha particularidad, lo cual corresponde a los resultados obtenidos y teoría desarrollada por otros investigadores (Keaveny, 1994; Ford, 1998), indicando así que el colapso de las trabéculas es generalmente debida a falla plástica. Gibson explica este mecanismo utilizando un modelo de celda hexagonal cuyos lados están formados por trabéculas, unidas entre si por elementos llamados “*plastic hinges*” los cuales permiten que las paredes de la celda roten debido a un momento flexionante al instante de la aplicación de un esfuerzo de tracción en toda la probeta, lo que ocasiona que la celda hexagonal se estire. Así la explicación del comportamiento de las gráficas obtenidas sugiere que una vez alcanzado el esfuerzo de fluencia, las celdas se siguen estirando casi sin aumento de esfuerzo como es el caso de las figuras 4.2, 4.4, 4.5, 4.6, 4.7, 4.9, 4.10, 4.11, 4.12, 4.13 y 4.14 hasta que ocurre la fractura cuando el momento flexionante en las trabéculas es superior al que puede soportar el material.

Para el caso de que las trabéculas colapsen por fractura frágil se obtienen gráficas como la mostrada en la figura 4.15 donde se aprecia una curva obtenida por compresión, la cual indica una deformación plástica casi nula después de haber alcanzado el esfuerzo de fluencia. Utilizando de nuevo el modelo de celda hexagonal, a la cual le es aplicado un esfuerzo de tracción; si la celda contiene una grieta, inicialmente las paredes trabeculares inclinadas se flexionan elásticamente y después la carga es transmitida a través de la

celda como un grupo de fuerzas y momentos actuando en cada una de las paredes celulares. Cuando la combinación de fuerzas es suficiente para fracturar la pared arriba de la falla, esta avanzará. El comportamiento mostrado en las figuras 4.1, 4.3 y 4.8 es el de un material frágil, exhibiendo una caída precipitada de la curva esfuerzo-deformación.

Los valores promedio para el módulo aparente de trocánter y vértebra fueron 92.64 ± 13.7 MPa y 260.24 ± 156.8 MPa respectivamente. Comparando los valores anteriores con los valores reportados por Cowin para bovino (117 ± 61 MPa para fémur y 173 ± 97 MPa para vértebra) se observa un porcentaje de error de 21.23 % para la primera región anatómica y 50.43 % para la segunda. Para el esfuerzo último los promedios fueron 2.94 ± 0.18 MPa para trocánter y 4.94 ± 2.25 para vértebra, comparándolos con 8.5 ± 4.2 MPa y 7.1 ± 3.0 MPa (valores reportados por Cowin) los porcentajes de error son 65.41 % y 30.42 % respectivamente. Como se puede observar, existe una disminución en los valores del esfuerzo máximo obtenidos en la presente investigación, tal vez debido a la conservación de las muestras o a un mal centrado en la interfase de PMMA. Se debe mencionar que las muestras de trocánter estuvieron más tiempo en refrigeración que las muestras de vértebra (alrededor de un mes). El método para la preparación de las muestras de trocánter consistió en el maquinado y en la colocación de la interfase de PMMA, una vez hecho esto se refrigeraron dentro de solución salina como lo indican los protocolos. El tiempo para llevar a cabo esta metodología fue alrededor de dos semanas. Después se llevó el mismo procedimiento para las vértebras lo cual llevó otras dos semanas. Una vez preparados los dos tipos de muestra se realizó el ensayo de tracción, por lo que podría esperarse que las propiedades mecánicas de las muestras de trocánter disminuyeran. La más probable explicación sugiere la existencia de un momento flexionante al momento de llevar a cabo el ensayo de tracción, producto de un mal centrado de las muestras de hueso esponjoso dentro de la interfase de PMMA. Este momento flexionante sería el responsable de la disminución del esfuerzo último. Si esto fuera cierto, se explicaría la razón del aumento de los valores en las curvas de las figuras 4.3 y 4.8, pues sería señal de que dichas muestras fueron las únicas bien centradas en el PMMA, por lo que una posterior investigación tendría que realizarse cambiando los moldes de dicho polímero por las cubiertas de latón. Para el caso del esfuerzo y deformación de fluencia no existen muchos reportes que trabajen sobre bovino, pero sus valores promedio fueron 2.83 ± 0.46 MPa y 3.43 ± 1.35 MPa para el esfuerzo de fluencia en trocánter y vértebra respectivamente. Los valores promedio fueron 3.34 ± 0.175 % y 1.7 ± 0.98 % para la deformación de fluencia de trocánter y vértebra.

El hueso crece en respuesta de las cargas aplicadas durante su desarrollo. La densidad del hueso en una zona en particular depende de las cargas aplicadas. Si la densidad del hueso trabecular aumenta, las paredes de la celda que forman las trabéculas se vuelven más gruesas y el módulo de Young y la resistencia del hueso aumentan. La relación “*densidad-módulo aparente*” (figura 4.18) es una de las más importantes relaciones estructura-función para hueso trabecular y tienen muchas aplicaciones en las investigaciones de tal material, por lo que es continuamente reportada. Los debidos cambios a esas relaciones pueden ser indicativos de los cambios en la calidad del hueso

que pueden ocurrir por el envejecimiento, o por tratamientos médicos. Esas relaciones son componentes clave en modelados de elemento finito de hueso completo (*Morgan, 2001; Kopperdahl, 1998; Keaveny, 1994; Bayraktar, 2004*). Debido a que el módulo aparente se relaciona directamente con la densidad, algunos autores utilizan las relaciones “propiedades mecánicas- módulo aparente” (*Keaveny, 1994; Fyhrie, 2000*). Entre los más importantes resultados de estas relaciones están la fuerte evidencia para la correlación entre el esfuerzo de fluencia y el módulo (*Keaveny, 1994*) y entre esfuerzo último y el módulo (*Hou, 1998*). En contraste, la deformación de fluencia parece ser independiente del módulo y por lo tanto uniforme basándose en los resultados obtenidos por diversos autores que utilizan las relaciones “propiedades mecánicas- modulo aparente” como las mostradas en las figuras 4.18 (b) y 4.19 (b) donde se muestran valores constantes para la deformación de fluencia, pero esto sólo para el caso de tracción (*Kopperdahl, 1998; Keaveny, 1994*), consecuentemente la deformación de fluencia del hueso trabecular es única en el sentido de que es un parámetro que esencialmente permanece constante dentro de un sitio anatómico, así mientras la resistencia del hueso es comúnmente expresada en términos de esfuerzos de fluencia o últimos, este resultado indica que descripciones basadas en deformación pueden ser matemáticamente más simples y tales resultados eliminarían la necesidad de las relaciones resistencia-densidad comúnmente usadas para determinar las regiones de falla en análisis por elemento finito del hueso completo. Como se mencionó, ha sido demostrado que la deformación de fluencia del hueso esponjoso bajo compresión es no uniforme. Para explicar este fenómeno Kopperdahl utiliza la teoría de sólidos celulares, ya que el explica que para una carga en la dirección principal trabecular, la deformación de fluencia por compresión debe estar positivamente relacionada con la densidad aparente debido a un mecanismo de pandeo y debido a que un mecanismo de pandeo no puede ocurrir en tensión, se hizo la hipótesis de que la deformación de fluencia bajo tensión debe permanecer constante a pesar del sitio anatómico. La curva obtenida por Keaveny (figura 4.17) indica que efectivamente la deformación de fluencia permanece constante respecto al módulo y por lo tanto también respecto a la densidad aparente, lo cual es confirmado por Kopperdahl (figura 4.18) quien obtuvo valores aproximadamente constantes de $0.78 \% \pm 0.04$ de deformación de fluencia para vértebra humana y $0.71 \% \pm 0.88$ para tibia bovina.

Conclusiones.

- El hueso es un tejido conectivo especializado que está formado por minerales como la hidroxiapatita y principalmente de matriz orgánica, constituida en un 90% de colágeno.
- A simple vista se pueden diferenciar dos tipos de hueso, el esponjoso y el compacto; el primero está formado por paquetes trabeculares y el segundo por osteones.
- El conjunto de paquetes trabeculares forman las trabéculas, las cuales se alinean en una dirección preferencial en respuesta a esfuerzos aplicados durante el desarrollo del hueso, lo que explica la anisotropía de dicho material.
- Las muestras de hueso esponjoso o trabecular se obtuvieron en la dirección preferencial, según lo reportado por algunos autores y siguiendo sus recomendaciones para la elaboración de un ensayo de tracción y obtención de las propiedades mecánicas.
- La interfase hueso-máquina elaborada de PMMA, debe centrarse cuidadosamente respecto a la probeta de hueso para evitar deformaciones producidas por momentos de flexión en lugar de las originadas por esfuerzos axiales a tracción.
- La disminución de los valores del esfuerzo máximo o resistencia del hueso obtenidos en el presente trabajo en relación a los obtenidos en otras investigaciones, probablemente se deba a la presencia de un momento flexionante originado por la excentricidad de la interfase de PMMA.
- Las gráficas esfuerzo-deformación obtenidas en esta investigación, presentan una zona elástica no lineal y una zona plástica; la primera se debe a la distribución del esfuerzo a través de toda la probeta y la segunda se explica por la reducción del área transversal de la muestra, originada por la ruptura sucesiva de las trabéculas y por la falla plástica de las paredes de las celdas (constituidas por trabéculas), como lo explica la teoría de sólidos celulares.

Apéndice. *Mecánica de fractura del hueso esponjoso.*

Falla plástica.

Metales, polímeros y hueso esponjoso son sólidos cuyo comportamiento comprende la deformación elástica y la deformación plástica. Analizando la respuesta de una celda hexagonal regular, con espesor constante (figura 1) a la cual le es aplicado un esfuerzo de tracción en la dirección X_1 .

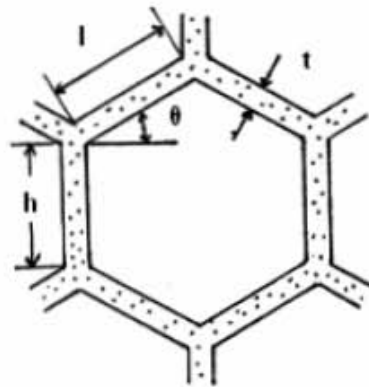


Figura 1 Celda hexagonal regular (Gibson, 1997).

Grupos de celdas hexagonales (“honeycomb”) colapsan plásticamente cuando el momento de flexión en las paredes de la celda alcanzan el momento plástico, esto da una curva esfuerzo-deformación para tracción como la mostrada en la figura 4.15, debido a la rotación plástica ϕ de los cuatro puntos de unión (“plastic hinges”) en la figura 2.

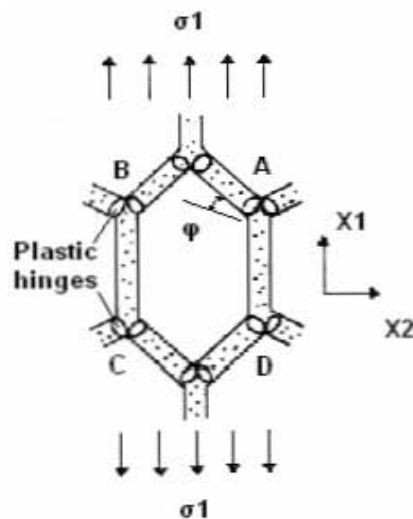


Figura 2 Celda deformada plásticamente por la rotación de sus paredes unidas por “plastic hinges” (Gibson, 1997).

Fractura frágil.

Celdas hechas de materiales frágiles fallan por propagación rápida de grietas. Si una celda frágil le es aplicada una carga de tracción, inicialmente las paredes celulares son deformadas elásticamente por momento de flexión. La carga es transmitida a través del grupo de celdas como un grupo de fuerzas y momentos actuando en cada una de las paredes celulares. La grieta provoca un concentrador de esfuerzos que induce la propagación de ésta a través de la sección cuando se excede el esfuerzo que puede soportar dicho defecto, así posteriormente el grupo de celdas también fallará por fractura frágil (figura 3).

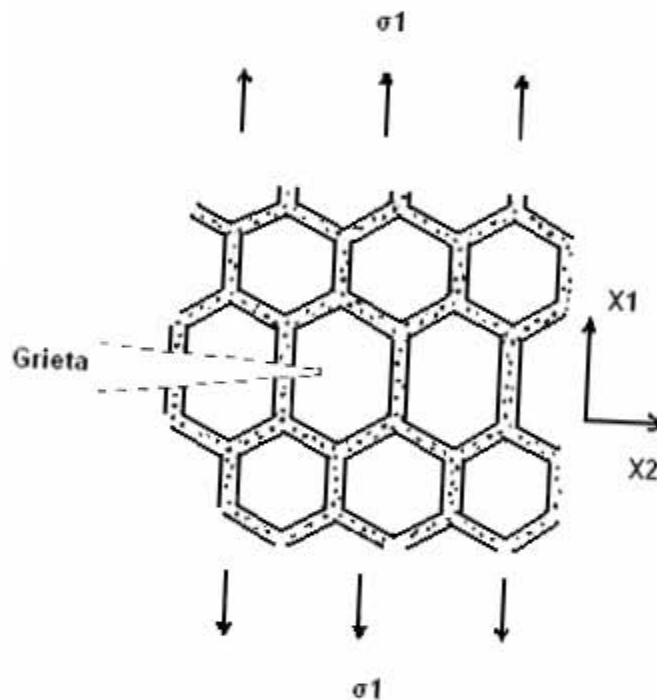


Figura 3 Grupo de celdas que muestran la propagación de una grieta (Gibson, 1997).

Referencias.

1. Bayraktar H. H y Keaveny T. M, “**Mechanisms of uniformity of yield strains for trabecular bone**”, Journal of Biomechanics, USA, 2004.
2. Bayraktar H. H y Morgan E. F, “**Comparison of the elastic and yield properties of human femoral trabecular and cortical bone tissue**”, Journal of Biomechanics, USA, 2004.
3. Callister W. D, **Introducción a la Ciencia e Ingeniería de los Materiales**, Editorial Reverté, España, 2004.
4. Cowin, S. C, “**Bone Mechanics Handbook**”, CRC, USA, 2001.
5. Draughn A, “**Mechanical Testing of Bone and the Bone Implant Interface**”, CRC, USA, 2000.
6. Enciclopedia Microsoft® Encarta® 2002 © 1993-2001 Microsoft Corporation.
7. Fawcett B. “**Tratado de Histología**”, Interamericana, USA, 1989.
8. Ford C. M y Gibson L. J, “**Uniaxial strength asymmetry in cellular materials: an analytical model**”, Journal of Mechanics, USA, 1997.
9. Fyhrie D. P y Vashishth D, “**Bone stiffness predicts strength similarly for human vertebral cancellous bone in compression and for cortical bone in tension**”, Bone, USA, 2000.
10. Gibson L. J, “**The mechanical behaviour of cancellous bone**”, Journal of Biomechanics, USA, 1985.
11. Gibson L. J, **Cellular Solids: structure and properties**, Cambridge University Press, USA, 1997.
12. Harrigan T. P, Jasty M, “**Limitations of the continuum assumption in cancellous bone**”, Journal of Biomechanics, USA, 1988.
13. Hou F. J y Lang S. M., 1998, “**Human vertebral body apparent and hard tissue stiffness**”, Journal of Biomechanics, Vol 31, p.p 1009- 1015
14. Keaveny T. M y Guo X. E, “**Trabecular bone exhibits fully linear elastic behavior and yields at low strains**”, Journal of Biomechanics, USA, 1994.

15. Keaveny T. M y Watchtel E. F, **“Differences between the tensile and compressive strenghts of bovine tibial trabecular bone depend on modulus”**, Journal of Biomechanics, USA, 1994.
16. Kopperdahl D. L y Keaveny T. M, **“Yield strain behavior of trabecular bone”**, Journal of Biomechanics, USA, 1998.
17. Lai W. M y Rubin R, **“Introduction to Continuum Mechanics”**, Butterworth Heinemann, USA, 1996.
18. Linde F, Sorensen H. C, **“The effect of different storage methods on the mechanical properties of trabecular bone”**, Journal of Biomechanics, USA, 1993
19. Maximow A, **“Tratado de Histología”**, Labor, USA, 1960.
20. Morgan E. F y Keaveny T. M, **“Dependence of yield strain of human trabecular bone on anatomic site”**, Journal of Biomechanics, USA, 2001
21. Morgan E. F y Bayraktar H. H, **“Trabecular bone modulus–density relationships depend on anatomic site”**, Jornal of Biomechanics, USA, 2003.
22. Narváez M. Y, **“Métodos para el análisis de la microestructura y propiedades mecánicas del hueso esponjoso”**, Tesis UNAM, México, 2004.
23. Öhman C y Balean M, **“Mechanical testing of cancellous bone from the femoral head: experimental errors due to off-axis measurements”**, Journal of Biomechanics, Italia, 2007.
24. Pidaparti R. M y Turner C. H, **“Cancellous bone architecture: advantages of nonorthogonal trabecular alignment under multidirectional joint loading”**, Journal of Biomechanics, USA, 1997.
25. Turner C. H y Burr D. B, **“Basic biomechanical measurements of bone: a tutorial”**, Bone, USA, 1993.
26. Turner C. H y Annet V, **“A uniform strain criterion for trabecular bone adaptation: do continuum-level strain gradients drive adaptation?”** Journal of Biomechanics, USA, 1997.
27. Ün K y Bevill G, **“The effects of side-artifacts on the elastic modulus of trabecular bone”**, Journal of Biomechanics, USA, 2006.
28. Weiss L, **“Histología Biología Celular y Tisular”**, Ateneo, España, 1982.