



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA
DE MÉXICO**

FACULTAD DE INGENIERÍA

**Estudio de las propiedades
mecánicas del tejido óseo y sus
mecanismos de evaluación**

T E S I S
QUE PARA OBTENER EL GRADO DE:
INGENIERO MECÁNICO

P R E S E N T A:

DAVID MARTÍNEZ HERNÁNDEZ

DIRECTOR DE TESIS
DR. ARMANDO ORTÍZ PRADO



CD. UNIVERSITARIA

JULIO 2006



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 madre

Antonia Hernández

Con eterno agradecimiento por el apoyo que me brindo
durante los años de mi carrera y de toda mi vida

A la memoria de mi padre

Cornelio Martínez

Quien siempre estuvo orgulloso de mi y que
espiritualmente siempre me acompaña

A mis hermanos

Diana, Gabriela, Juan Antonio y Ana Delfina

Agradeciendo su comprensión

A toda mi familia les agradezco infinitamente
cuanto hicieron por mi y que siempre soportaron
mi carácter y mis desvelos, sin el apoyo de ellos
no hubiera sido posible la realización de éste trabajo,
desde luego y sin olvidarme de mis tíos y de ti Gerardo.

Agradecimientos

Quiero agradecer especialmente al Dr. Armando Ortiz Prado por su valiosa comprensión y apoyo desinteresado que me brindo desde mi llegada a la unidad, así como al Dr. Victor H. Jacobo Armendáriz quienes además de ser mis guías y sinodales, han sido parte esencial en mi formación tanto académico, social y personal.

A la M.I. Sara Mercedes Cerrud Sánchez† quien fue parte fundamental en mi decisión de ingresar a la unidad y mi ejemplo a seguir como una persona que siempre luchó por lo que quería. Gracias por inculcarnos el sueño de realizar un posgrado y de realizarnos como personas, mi tarea es hacerlo realidad maestra.

A mis sinodales, Ing. Ubaldo Márquez Amador, Ing. Edgar Isaac Ramírez Díaz e Ing. Moisés Mendoza Linares así como al M. I. Álvaro Ayala Ruiz por sus valiosas aportaciones y comentarios.

A Yuridia Cerrud Sánchez, Ing. Mónica Narváez Clemente, M.I. Efraín Ramos Trejo, Biol. Germán Álvarez Lozano por el apoyo brindado en diferentes etapas del desarrollo de este trabajo.

Al equipo de trabajo de la UDIATEM: M.I. Jorge Luís Romero Hernández por los conocimientos transmitidos, Ing. José Antonio Torres Castillo e Ing. Agustín Bravo Benard por su compañerismo y comentarios, M.I. Roberto Cisneros Hernández, M.I. Ignacio Cueva Güitrón, M.I. Vivaldo Muñoz; a los tesisistas de licenciatura: Julio, Ricardo Pinzón. Marco Tlahuettl y José por las imágenes proporcionadas.

A mis amigos: Mariam Elisa, Jazmín, Aylin, Berenice, Adriana, Armando, Esteban, José Manuel, Adrián, David, Abraham, Rubén, Alejandro, Orlando, Israel, Oscar D., Agustín y Billy por compartir experiencias buenas y malas a lo largo de mi trayectoria estudiantil y que estuvieron al tanto del desarrollo de mi trabajo.

A todas aquellas personas que colaboraron directa o indirectamente en la elaboración de esta tesis y que desafortunadamente no pude nombrarlos por la lista interminable.

Gracias a todas aquellas personas que estuvieron conmigo y que me brindaron su apoyo en el momento más difícil de mi vida

A la Universidad Nacional Autónoma de México, fuente inagotable del saber

A la Facultad de Ingeniería, por darme la oportunidad de forjarme un futuro

ÍNDICE

Prólogo	I
1. Tejido óseo	1
1.1 Introducción	1
1.2 Clasificación de los huesos según su forma	2
1.3 Estructura de un hueso largo	2
1.4 Características histológicas	4
1.4.1 Hueso cortical	5
1.4.2 Hueso esponjoso	6
1.4.3 Mineral del tejido óseo	7
1.4.4 Las células del tejido óseo	7
1.5 Estructura jerárquica del hueso	8
2. Propiedades mecánicas del tejido óseo	10
2.1 Introducción	10
2.2 Propiedades mecánicas	11
2.3 Propiedades mecánicas del hueso cortical	13
2.3.1 Densidad	15
2.3.2 Porosidad	17
2.3.3 Anisotropía y heterogeneidad	18
2.4 Propiedades mecánicas del hueso esponjoso	21
2.4.1 Propiedades estructurales	21
2.4.2 Propiedades del material de las trabéculas	21
2.4.3 Densidad	23
2.4.4 Anisotropía y heterogeneidad	23
2.5 Idealización del comportamiento del hueso	24
2.6 Pruebas mecánicas	26
2.6.1 Ensayo de tracción	27
2.6.2 Ensayo de compresión	28
2.6.3 Ensayo de flexión	30
2.6.4 Ensayo de torsión	31
2.6.5 Ensayo de indentación	32
3. Factores que afectan a las propiedades mecánicas	33
3.1 Introducción	33
3.2 Factores in vivo	34
3.2.1 Edad	34
3.2.2 Sexo	36
3.2.3 Especies	36
3.2.4 Composición	37
A Hueso cortical	37
B Hueso esponjoso	38
3.2.5 Función	38

A Microestructura vs. Función	38
B Niveles de actividades	39
C Gravedad cero	40
3.2.6 Hormonas	40
A Hormonas de sexo	40
B Hormonas de crecimiento	41
C Hormonas paratiroides y calcitonina	41
D Administración de esteroides	41
3.2.7 Artritis	41
3.2.8 Otros factores sistemáticos	42
3.3 Factores in vitro	43
3.3.1 Fuentes del hueso	43
3.3.2 Preservación del hueso	43
3.3.3 Embalsamamiento	45
3.3.4 Secado y deshidratación por congelación	45
3.3.5 Esterilización	45
3.3.6 Muestras y maquinado	46
4. Metodología para la preparación de muestras	47
4.1 Introducción	47
4.2 Elección de la especie donante	48
4.3 Fuentes del hueso	49
4.4 Recolección	49
4.5 Preservación	50
4.6 Preparación	51
4.6.1 Remoción de tejidos suaves	52
4.6.2 Obtención de muestras	52
4.6.3 Fijación de extensómetros eléctricos	55
4.7 Procedimiento para las pruebas	56
5. Discusión	60
6. Conclusiones y recomendaciones	63
Glosario	66
Referencias	69
Anexo	74

PRÓLOGO

Se escriben estas líneas para presentar al lector el contenido de ésta tesis, mencionando en un principio, que este trabajo forma parte de un proyecto general denominado “*Desarrollo de un modelo micromecánico para la predicción de las propiedades mecánicas del hueso humano*” mismo que se lleva a cabo en la Unidad de Investigación y Asistencia Técnica en Materiales (UDIATEM) de la Facultad de Ingeniería UNAM. De acuerdo a los requerimientos del proyecto, la necesidad de contar con información precisa acerca de las propiedades mecánicas del hueso surge conjuntamente con la de diseñar prótesis, desarrollar materiales que lo puedan sustituir, evaluar su deterioro con la edad y los padecimientos, así como añadir procedimientos terapéuticos.

Con el objetivo de mejorar el diseño de prótesis y desarrollar implantes y sustitutos óseos más eficientes, en las últimas décadas se ha incrementado la investigación enfocada a la caracterización del comportamiento biomecánico y metabólico del hueso. Con la finalidad de realizar su análisis estructural, se ha requerido de la utilización de métodos y tecnologías característicos de los materiales de ingeniería y los cuales se han adecuados en función de la demanda del tejido óseo. Por tanto, se ha establecido como objetivo general de este proyecto el determinar en forma experimental y de una manera confiable y precisa las propiedades mecánicas de los diferentes tipos de tejido óseo, lo anterior, con el fin de correlacionar los datos obtenidos con resultados de estudios de laboratorio comúnmente aplicado al tejido óseo. Así mismo, se busca la generación de un modelo micromecánico para el comportamiento del hueso humano, con las características de mantener el equilibrio entre precisión y complejidad.

En virtud de la demanda establecida por el mismo proyecto, se derivan múltiples líneas de investigación a través de las cuales se aborda el tema, donde el presente trabajo es precisamente uno de los que se han realizado para contribuir a la elaboración del modelo micromecánico.

Por otro lado, el comportamiento mecánico del hueso es complejo y ha sido simplificado en diferentes formas con la finalidad de proponer modelos que aproximen su comportamiento de la manera más simple, sacrificando para esto exactitud en los resultados obtenidos.

Sin embargo, al estudiar las propiedades mecánicas que se han reportado en la literatura, se observa una gran dispersión de valores de propiedades, donde los factores potenciales que afectan a éstos, no están definidos completamente debido a que intervienen diferentes situaciones que van desde la elección de la especie donante hasta la aplicación de pruebas mecánicas en muestras de este tejido óseo. Estos y otros factores tales como los fenómenos patológicos, metabólicos y fisiológicos provocan variaciones muy considerables en la morfología y homeostasis del hueso, sin que por ello se tenga bien establecido en qué momento actuarán uno o más de estos factores. Con la finalidad de minimizar en la medida de lo posible dichas variaciones en los valores de propiedades, se ha planteado el desarrollo del presente trabajo con el objetivo de establecer una primera metodología para la preparación de muestras de tejido óseo previo a los procesos de aplicación de las pruebas mecánicas considerando los niveles jerárquicos en que se ha dividido al hueso.

Dado que el proyecto se muestra ambicioso, es necesario contar con una metodología de preparación de muestras que sea adecuada y que conduzca a la realización de pruebas *in Vitro*, de tal manera que en el desarrollo del proyecto mencionado anteriormente y que a través de la instrumentación, se permita correlacionar los datos teóricos con los experimentales para lograr entender el comportamiento mecánico del hueso.

No obstante, el estudio de las propiedades del tejido óseo no puede llevarse a cabo sin tener conocimientos previos de su estructura y composición. Por tanto, la estructuración de este trabajo es de una forma tal, que el lector será conducido primeramente, a la formación básica de la disciplina que figura en la descripción morfológica del hueso, ya que a primera vista se observa que los huesos parecen ser estructuras sólidas de composición homogénea, pero una evaluación de su morfología mediante cortes en diferentes direcciones, muestra en realidad que el hueso es un medio poroso bifásico cuyas fases son una armazón rígida (matriz ósea) y un fluido viscoso (médula ósea).

A su vez, la matriz ósea puede presentarse en dos diferentes arreglos estructurales, a saber: hueso cortical o compacto y hueso trabecular o esponjoso. Estas diferencias estructurales se explican a través de su función mecánica y en virtud de su contenido mineral, el tejido óseo sirve como sitio de depósito de calcio y fosfato. Tales características del hueso se describen en el primer capítulo.

En el segundo capítulo se hace referencia a las propiedades mecánicas donde se muestra que de acuerdo a las funciones fisiológicas, el rango de propiedades del hueso es muy variable. Dichas propiedades no son valores únicos que se puedan definir de manera precisa, ya que las funciones mecánicas de los diferentes huesos varían, y por consecuencia su micromorfología. Éstas dependen entonces de factores tales como, la distribución mineral, el arreglo estructural del tejido y las variaciones entre individuos, entre otros aspectos.

En la aplicación de pruebas mecánicas en muestras de hueso para evaluar estas propiedades se emplean ensayos de tracción, compresión, flexión en tres o cuatro puntos, torsión, e indentación (dureza). Los parámetros que se obtienen son los típicos de ensayos de tracción (rigidez y módulo elástico) y los datos se presentan en la forma de curvas de carga-desplazamiento o esfuerzo-deformación.

Así mismo, las propiedades mecánicas siempre se ven afectadas por otra gran variedad de factores involucrados. Su efecto en el comportamiento mecánico y la diversidad de métodos de evaluación de las propiedades, se han traducido en una amplia dispersión de los datos reportados, a la vez de diversas idealizaciones en su modelado. En el tercer capítulo se discuten algunos de estos factores que influyen en las propiedades mecánicas incluyendo factores sistemáticos o factores *in vivo* tales como la edad, sexo, especies, función, composición, peso, hormonas, esteroides y enfermedades; y factores *in vitro* tales como el embalsamamiento, refrigeración, congelación, secado y refrigeración en seco, entre otros. Se debe considerar, sin embargo, otros factores externos que puedan pasar desapercibidos por el investigador o que no resalten a simple vista.

En el cuarto capítulo se establece la metodología de preparación de muestras de hueso la cual se ha generado a través del desarrollo del proyecto principal del cual forma parte este trabajo. La necesidad de contar con la metodología es recurrente debido a la falta de metodologías o disposición de las mismas en la literatura, es decir, los reportes referidos a la preparación de muestras por parte de los investigadores que se han dado a la tarea de estudiar el comportamiento del hueso es muy limitada. por tanto, éste factor se también se ha tomado como motivo de variación de los valores de propiedades debido a que cada investigador, a criterio propio, adecua las pruebas mecánicas y la preparación de muestras, sin que se base en alguna norma o protocolo generalizado.

Por tal motivo, se considera fundamental atacar este punto si se sabe que las pruebas *in Vitro* serán llevadas a cabo con cierta frecuencia; así mismo, es posible que se pueda controlar los rangos de valores que se puedan generar al momento de instrumentar las muestras manteniendo un rango menos disperso.

El trabajo se concluye con una discusión enfatizando en lo más relevante de su contenido así como las correspondientes conclusiones y añadiendo algunas recomendaciones que bien podrían tomarse como prioritarias, esperando que el lector pueda asimilar dicho contenido, de una forma práctica y sencilla.

Ciudad Universitaria, D.F. julio del 2006

David Martínez Hernández

CAPÍTULO 1

TEJIDO ÓSEO

1.1 Introducción

El hueso está constituido típicamente por tejido óseo el cual forma un tejido conjuntivo especializado compuesto por células y matriz extracelular. La característica que distingue al tejido óseo de otros tejidos conjuntivos es la mineralización de su matriz que produce un tejido muy duro capaz de proveer sostén para tendones y ligamentos y para la protección de diversos órganos vitales. En virtud de su contenido mineral también sirve como sitio de depósito de calcio y fosfato.

La capacidad que tiene el esqueleto para desempeñar su función se debe al tejido óseo y a otros tipos de tejidos. Sin el esqueleto el ser humano no podría ejercer movimientos como los de caminar o de sujetar con la mano un objeto. Por tanto y desde el punto de vista biomecánico, es importante debido a que los huesos son los principales componentes del sistema esquelético y de diferentes tejidos conectivos para proporcionar rigidez y resistencia; metabólicamente porque los huesos también tienen la capacidad de adaptarse y modificar su estructura y propiedades de acuerdo a las sollicitaciones tanto mecánicas como fisiológicas a las cuales se someten. En conjunto, los diferentes tejidos del esqueleto, tendones, ligamentos y músculos participan en el desempeño de las funciones mecánicas con la finalidad de transmitir fuerzas de una parte del cuerpo a otro.

En el desarrollo del presente capítulo sólo se describen los componentes macroscópicos y microscópicos más importantes del tejido óseo, mismos que interactúan mutuamente para proporcionar una rigidez y resistencia. Interesa conocer los elementos que constituyen al tejido óseo como estructura y los cuales influyen primordialmente en las propiedades mecánicas sin tomar en consideración tendones, ligamentos y músculos.

Por lo tanto, el tejido óseo es el objeto de estudio y se considerará como una estructura a la cual se divide en niveles jerárquicos de acuerdo a la morfología que presenta cada componente. Esto es con la finalidad de determinar sus propiedades mecánicas tanto macroscópicamente como microscópicamente basados en los niveles antes mencionados.

1.2 Clasificación de los huesos según su forma

Los huesos del cuerpo pueden clasificarse en cuatro tipos principales: largos, cortos, planos e irregulares.

- **Huesos largos.** Se caracterizan por tener una longitud mayor que predomina sobre el ancho y el espesor; otras características son la de contar con una diáfisis (forma tubular) y dos extremos ensanchados llamados epífisis. Entre los ejemplos de huesos largos se encuentran la tibia, el fémur y el húmero.
- **Huesos cortos.** Sus tres dimensiones son prácticamente iguales. Entre los ejemplos de huesos cortos se encuentran las vértebras.
- **Huesos planos.** Son delgados y anchos. Los ejemplos incluyen los huesos del cráneo que protegen al encéfalo; el esternón y costillas.
- **Huesos irregulares.** Poseen una forma que no permiten clasificarlos dentro de ninguno de los tres grupos anteriores, la forma puede ser compleja. Entre este tipo de huesos se encuentran el carpo y el tarso.

1.3 Estructura de un hueso largo

Al analizar la estructura macroscópica de los huesos y considerando en primer término la anatomía de un hueso largo como el húmero (figura 1.1), las partes principales que se observan consisten de:

- **Diáfisis.** Es la porción principal y larga del hueso
- **Epífisis.** Son los extremos del hueso.
- **Metáfisis.** La región de un hueso maduro en que se unen la diáfisis y la epífisis.

- **Cartílago articular.** Capa delgada de cartílago hialino que cubre la epífisis en el área en que el hueso forma una articulación con otro.
- **Periostio.** Es un recubrimiento fibroso, denso y blanco de la superficie restante del hueso (no cubierto por cartílago articular), y posee dos capas. La capa fibrosa externa se compone de tejido conectivo que incluye vasos sanguíneos, linfáticos y nervios que penetran en el hueso. La capa osteogénica interna, consiste en fibras elásticas, vasos sanguíneos y células llamadas osteoblastos.
- **Cavidad medular.** Es el espacio dentro de la diáfisis que contiene la médula ósea amarilla de carácter graso en los adultos. La médula amarilla consiste principalmente en adipocitos. La médula mencionada interviene en el almacenamiento de grasa.

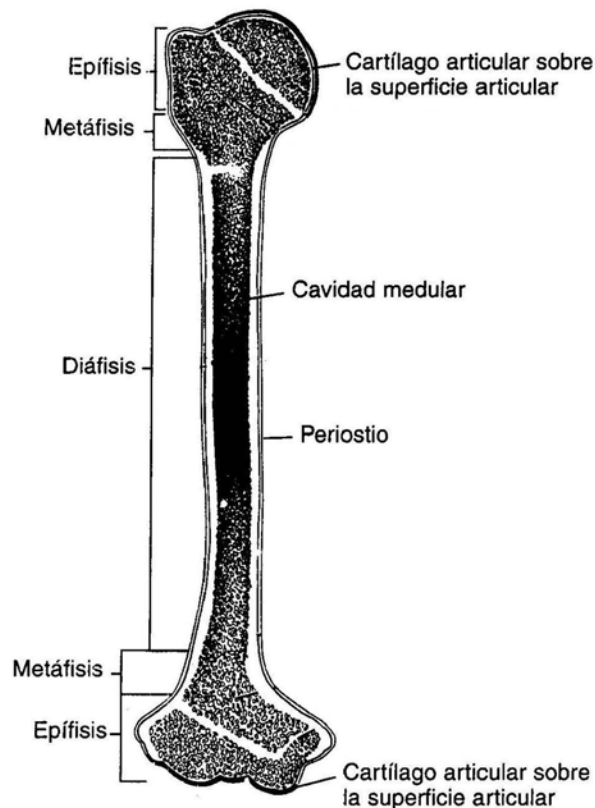


Figura 1.1 Estructura de un hueso largo típico. La diáfisis de un hueso largo posee una amplia cavidad medular limitada por una gruesa pared de hueso compacto. La superficie interna del hueso compacto puede estar revestida por una cantidad pequeña de hueso esponjoso. Los extremos (o epífisis) proximal y distal del hueso largo se componen principalmente de tejido óseo esponjoso revestido por una delgada capa externa de hueso compacto. La metáfisis es la parte ensanchada que sirve de unión entre la diáfisis y la epífisis. Salvo por las superficies articulares, que están cubiertas de cartílago (articular) hialino.²

1.4 Características Histológicas

A simple vista los huesos parecen ser estructuras sólidas y de composición homogénea. Pero una evaluación de su morfología mediante cortes en diferentes direcciones, muestra que el hueso en realidad es un medio poroso bifásico saturado, cuyas fases son un armazón rígido (matriz ósea) y un fluido viscoso (médula ósea). A su vez, la matriz ósea se puede presentar en dos diferentes arreglos estructurales: hueso cortical o compacto y hueso esponjoso o trabecular.

En la figura 1.2 se pueden identificar las dos regiones antes mencionadas. En el caso de huesos largos, por ejemplo el fémur o el húmero, se caracterizan por tener en la diáfisis una capa externa compacta y gruesa con superficie interna lisa que al acercarse a las epífisis disminuye su espesor y se continúa con una fina trama de hueso esponjoso. Tanto el conducto medular de la diáfisis de los huesos largos así como los espacios trabeculares del hueso esponjoso contienen médula ósea.

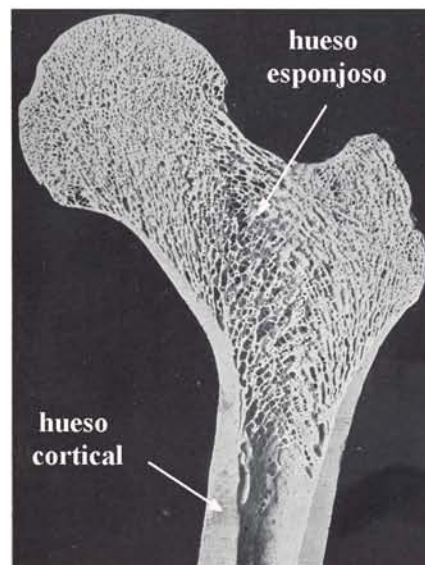


Figura 1.2 Cabeza de fémur humano, en corte vertical, arquitectura del hueso trabecular y del hueso cortical³

Estos dos arreglos no difieren en su composición, pero presentan sensibles diferencias en morfología y comportamiento. Las diferencias estructurales se explican a través de la función mecánica, donde el hueso cortical soporta las cargas de flexión y torsión, mientras que el hueso esponjoso absorbe los efectos de cargas repetitivas. En tanto, algunos huesos planos están formados por una capa densa que forma la superficie ósea externa mientras que una malla de aspecto esponjoso compuesta de trabéculas forma la parte intermedia del hueso.

En general, el tejido óseo contiene sustancia intracelular que rodea a las células que se encuentran dispersas. Dicha sustancia contiene sales minerales como calcio y fósforo de tal manera que al depositarse estas sales en la estructura que forman las fibras colágenas de la sustancia intercelular el hueso se endurece, es decir, se osifica. El principal componente estructural de la matriz ósea es el colágeno que constituye alrededor del 90% de la matriz ósea; el 10% restante lo componen sustancias fundamentales las cuales desempeñan un papel importante en la fijación del calcio durante el proceso de mineralización. Tanto el colágeno como la sustancia fundamental se mineralizan para formar el tejido óseo.

1.4.1 Hueso cortical

Está compuesto principalmente por unidades cilíndricas llamadas osteonas o sistemas de *Havers* los cuales consisten de lamelas concéntricas de matriz ósea alrededor de un conducto central (conductos *Haversianos*) que contiene nervios y vasos sanguíneos de finas paredes que se encuentran en su interior.³ Las fibras colágenas que a su vez componen a cada una de las lamelas concéntricas, son paralelas entre si pero están orientadas en una dirección diferente a la que adoptan las fibras en las lamelas contiguas. El eje longitudinal de una osteona suele ser paralelo al eje longitudinal del hueso.

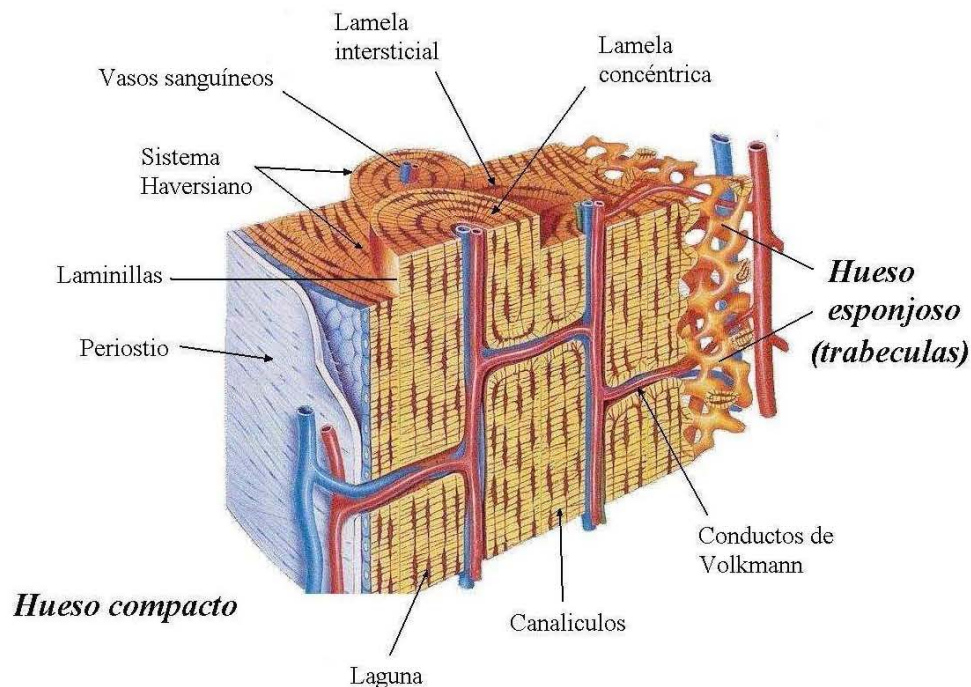


Figura 1.3 Esquema donde se muestra la microestructura del hueso compacto

A través de las lamelas se encuentran localizadas pequeñas lagunas que se conectan por medio de canalículos o conductillos que contienen las prolongaciones de los osteocitos y que se disponen siguiendo un modelo radial con respecto al conducto de *Havers*. El sistema de canalículos que se abre en éste conducto sirve para el intercambio de sustancias entre los osteocitos y los vasos sanguíneos. Los osteocitos destacan con especial claridad por su participación en la preparación de hueso macerado obtenido por desgaste (figura 1.4).

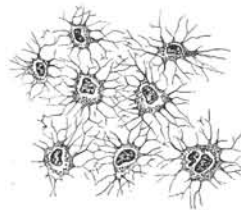


Figura 1.4 Osteocitos con sus prolongaciones³

Entre las osteonas se encuentran restos de lamelas que se encuentran distribuidos irregularmente y que antes fueron sistemas especiales o de *Havers*; a esto se le conoce como lamelas intermedias, intercalares, o intersticiales. También en ellas hay una alternancia en la dirección de las fibras colágenas de una lamela a otra. En contraposición a lo que sucede con los sistemas de *Havers*, este sistema de lamelas intersticiales no permite reconocer alguna relación característica con los vasos sanguíneos ya que en su mayor parte radican lejos del torrente circulatorio. De hecho, en la desaparición de células de estas lamelas intersticiales, se ponen de manifiesto trastornos del aparato vascular conocido clínicamente como arteriosclerosis.

Así mismo, los conductos *Haversianos* se comunican con el periostio y la medula ósea a través de canales oblicuos llamados conductos de *Volkman*, los cuales no se encuentran rodeados por laminillas concéntricas, una característica fundamental para su identificación histológica.

1.4.2 Hueso esponjoso

A diferencia del hueso cortical, el esponjoso consiste de una red irregular de placas delgadas llamadas trabéculas (figura 1.5) con un alto grado de porosidad. Los espacios que hay entre las trabéculas están llenos de médula ósea en algunos huesos la cual contiene las células medulares que son las encargadas de producir elementos de la sangre (eritrocitos, leucocitos y las plaquetas).

En el interior de las trabéculas también se encuentran lagunas que contienen osteocitos. Los vasos sanguíneos que provienen del periostio penetran en el hueso esponjoso y los osteocitos de las trabéculas se nutren directamente de la sangre que circula por las cavidades medulares.



Figura 1.5 Hueso esponjoso del cuello femoral³

1.4.3 Mineral del tejido óseo

El mineral del tejido óseo se encuentra en las fibras de colágeno, es decir, la porción de fibras de la matriz extracelular. Tiene una forma similar a la hidroxiapatita aunque la presencia en cristales es menor. En tanto, la superficie del tejido óseo proporciona una gran variedad de sitios para la fijación del mineral como el calcio y fósforo. Bundy⁴ planteó la hipótesis de que la vinculación entre el mineral y las fases orgánicas puede tener influencia en el comportamiento mecánico del tejido óseo, ya que los altos contenidos de materiales inorgánicos, en la forma de sales minerales, se combinan con la matriz orgánica donde los componentes inorgánicos hacen que el tejido óseo sea duro y rígido, mientras que los componentes orgánicos proporcionan la flexibilidad.

1.4.4 Las células del tejido óseo

Tras el estudio de la estructura del tejido óseo, es necesario considerar las células y la sustancia fundamental presentes en el tejido.

Los **osteocitos** son células derivadas de los osteoblastos y son elementos dotados con mayor actividad. No parecen constituir un tipo de células estables debido a que pueden modificar su actividad para facilitar la resorción del hueso, es decir, son elementos que se adaptan para formar, mantener o desintegrar las lamelas de los sistemas *Haversianos*.

Los **cristales de hidroxapatita** son estructuras delgadas con una forma de prisma hexagonal y que se disponen ordenada y continuamente sobre la superficie de las fibrillas de colágeno, de modo que se orientan según sus ejes principales. De esta forma, las fibrillas que forman a cada fibra de colágeno ayudan a proporcionar resistencia a la tracción, torsión y flexión del hueso.

Los **osteoblastos** son células capaces de elaborar enzimas que transforman a la sustancia fundamental amorfa, en una fina red de fibrillas que se continúan en el colágeno. Los osteoblastos evolucionan en dos sentidos: en uno, se multiplican dando lugar a nuevos osteoblastos y en otro, inician su transformación a osteocitos.⁵

1.5 Estructura jerárquica del hueso

El tejido óseo es un arreglo variado de estructuras a diferentes escalas las cuales trabajan conjuntamente para un desempeño mecánico, biológico y químico. La escala de observación es entonces de importancia en la discusión de la arquitectura del hueso debido a que la estructura es jerárquica y compleja. Cada técnica de evaluación de la arquitectura del hueso o de las propiedades de una estructura dada tiene su propia solución y por tanto se requiere para revelar el material del cual está compuesto las estructuras a diferentes longitudes de escala. Por ejemplo, a través de la microscopia electrónica se puede examinar su nanoestructura a nivel de nanómetros; la microscopia óptica permite la observación a nivel microestructural y, a niveles de milímetros y mediante pruebas mecánicas convencionales pueden medirse propiedades mecánicas del hueso llevadas a cabo en pequeñas muestras.^{6,7}

Es por ello que para entender las propiedades mecánicas del tejido óseo es importante contar con conocimientos básicos de las fases que lo componen, su estructura y la relación entre los diferentes niveles de organización estructural. Katz⁶ sugiere que estos niveles estructurales sean estudiados y considerados en cinco niveles como se indica en la tabla 1.1. La figura 1.6 muestra esquemáticamente los diferentes niveles del tejido óseo.

Tabla 1.1 Niveles jerárquicos del hueso^{6,7}

Nivel	Elementos	Factores principales que determinan la resistencia del hueso
Macroestructura (hueso completo, hueso cortical y hueso esponjoso)	Fémur, húmero, vértebras, hueso frontal	Macroestructura tales como la forma tubular, el área de sección transversal y la porosidad del hueso largo, el hueso cortical que cubre a las vértebras o el hueso pelviano. Densidad, porosidad, osteonas.
Microestructura (nivel osteonas o trabéculas)	Osteonas, trabéculas	Orientación de las lamelas, fibras de colágeno, trabéculas
Sub-Microestructura (nivel lamelas)	Lamelas, fibras de colágeno	La dirección de la carga presentando una resistencia máxima a lo largo de su eje longitudinal
Nanoestructura (nivel fibras de colágeno)	Fibras de colágeno, fibrillas de colágeno	Las fibrillas de colágeno se forman dentro de las fibras de colágeno con direcciones preferenciales. La orientación de estas fibrillas definen las direcciones de máxima o mínima Carga
Sub-nanoestructura (nivel fibrillas de colágenol)	Moléculas de colágeno, componentes minerales	Los cristales de hidroxiapatita son incluidos dentro de los extremos de las moléculas colágenas; la composición de los cristales de hidroxiapatita que son rígidos y la flexibilidad del colágeno proporciona un material que es superior en propiedades mecánicas a cualquiera de ellos en forma individual

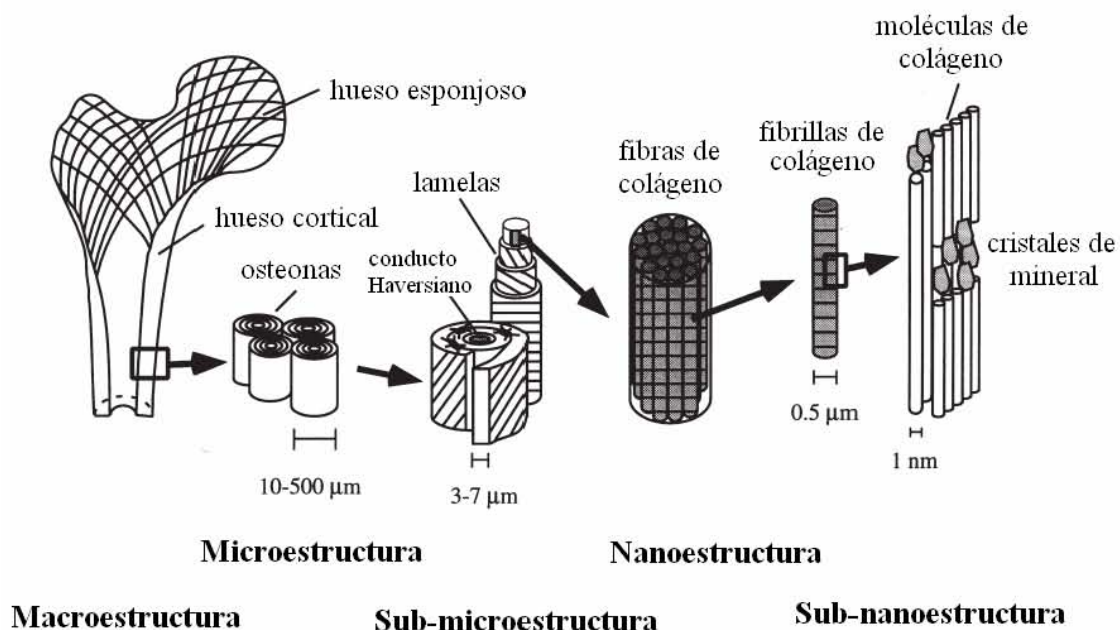


Figura 1.6 El tejido óseo se ha dividido en diferentes niveles para su estudio, estos consisten de: 1) nivel macroestructural, 2) microestructural, 3) sub-microestructural, 4) nanoestructural y 5) sub-nanoestructural.⁶

CAPÍTULO 2

PROPIEDADES MECÁNICAS DEL TEJIDO ÓSEO

2.1 Introducción

El modelado del comportamiento mecánico del hueso humano ha requerido de la utilización de métodos y tecnología característicos de los materiales de ingeniería los cuales han tenido que ser adecuados en función de las demandas de este tejido vivo que presenta una elevada complejidad por su estructura y cuyo comportamiento puede ser estudiado desde diversas perspectivas.

Por tanto, las propiedades mecánicas se ven influenciadas por la arquitectura que presenta el hueso y es necesario llevar a cabo su estudio a través de los niveles jerárquicos en que se ha dividido. Una de las razones para separar al hueso en niveles jerárquicos es que las propiedades para cada nivel son diferentes. Por ejemplo, las propiedades mecánicas de un hueso largo como el fémur el cual es sometido a flexión, serán función de su forma tubular y la densidad; mientras que una muestra obtenida del corte de un hueso cortical sometida también a flexión, las propiedades mecánicas estarán determinadas por la densidad del hueso y la dirección de las osteonas. Por tanto, el modelado del hueso se basa en las evaluaciones estructurales y mediciones mecánicas a diferentes niveles. Así mismo las propiedades varían con el sitio anatómico que ocupan los huesos y se ven afectados por la edad del individuo y/o la salud del donador.

En general, algunas de las propiedades mecánicas más importantes para el tejido óseo son la resistencia y la rigidez. Estas propiedades y otras características se pueden entender más fácilmente al estudiar su comportamiento bajo cargas debido a que éstas pueden llegar a causar una deformación al grado de presentarse una fractura en la estructura del hueso. Dichas propiedades se pueden obtener o determinar a través de ensayos de laboratorio (pruebas *in Vitro*) en muestras de hueso, en los cuales se intenta reproducir las condiciones de esfuerzo o de cargas fisiológicas *in vivo* hasta donde sea posible.

Los factores que deben considerarse son la naturaleza de la carga aplicada, su duración así como las condiciones del medio circundante. La carga puede ser de tracción, compresión, flexión o de torsión y su magnitud puede ser constante con el tiempo o bien fluctuar continuamente. El tiempo de aplicación puede ser de unas fracciones de segundo o durar un cierto periodo de horas. Esto implica necesariamente un conocimiento de los tipos de pruebas mecánicas que se puedan realizar sobre muestras de hueso y que se citan con la finalidad de comprender cómo se han determinado sus propiedades mecánicas.

2.2 Propiedades mecánicas

Biomecánicamente, el tejido óseo se puede considerar como un material compuesto de dos fases: por un lado, la mineralización de su matriz y por el otro, el colágeno y la sustancia fundamental. En tales materiales la combinación de las sustancias genera una rigidez diferente a la obtenida en forma individual por dichas sustancias.⁸

Las propiedades mecánicas del hueso dependerán entonces de la composición y estructura que presente cada componente. Sin embargo, la composición en muchos tejidos vivos es muy variable, de hecho, durante el desempeño funcional del hueso, se presentan cambios permanentes que estarán en función de su ambiente mecánico, edad, enfermedades, nutrición y otros factores, por ahora sólo serán estudiadas las propiedades en función de la estructura del hueso.

A nivel macroestructural, el hueso se distingue en hueso cortical y hueso esponjoso.⁶ Esta distinción de ambos tipos de hueso se hace a través del grado de porosidad que presentan. La microestructura del hueso esponjoso, sin embargo, se produce por la compactación del mismo y el cual tiene una composición irregular y una sinuosidad de las lamelas. En general, el hueso esponjoso es un material mucho más activo metabólicamente debido a que se remodela más frecuentemente que el hueso cortical y es por tanto, más *nuevo*. Aún cuando el hueso esponjoso y el hueso cortical son del mismo material, la maduración *retrasada* del hueso cortical puede, en cierto grado, alterar las propiedades mecánicas a nivel microestructural.

Por tanto, las propiedades difieren en los dos tipos de hueso. El hueso cortical es más rígido que el hueso esponjoso, manteniendo una resistencia mayor pero con menor deformación antes de que ocurra la falla (fractura). El hueso esponjoso *in Vitro* no se fractura hasta que excede una deformación de

aproximadamente 75%, se ha reportado que el hueso cortical se fractura bajo carga cuando presenta una deformación de alrededor del 2%. Una posible respuesta a este comportamiento puede deberse a la naturaleza porosa de la estructura de cada tipo de hueso ya que el hueso esponjoso con una porosidad muy marcada, tienen una gran capacidad de almacenar energía.⁸

Debido a la diferencia en la estructura del hueso tanto en su dirección transversal así como longitudinal, éste exhibe propiedades mecánicas diferentes cuando se le aplica una carga a lo largo de sus diferentes ejes, una característica conocida como anisotropía.

El comportamiento mecánico del hueso bajo cargas, es por tanto, influenciada por sus propiedades mecánicas, su característica geométrica, los modos de las cargas aplicadas, la relación de carga así como la frecuencia de carga. Estos parámetros se pueden utilizar para caracterizar la integridad del hueso, la clave fundamental se encuentra en la relación que existe entre la carga aplicada a la estructura y el desplazamiento en respuesta a la carga (figura 2.1). De esta relación se puede generar una curva carga-desplazamiento cuya inclinación de la región elástica a la curva representa la rigidez extrínseca o rigidez de la estructura.

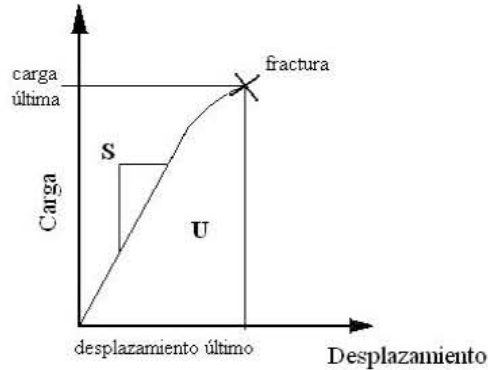


Figura 2.1 La curva carga-desplazamiento ilustra los cuatro parámetros importantes para la muestra ósea: carga última, rigidez extrínseca o rigidez (S), trabajo a la falla (U) y desplazamiento último.⁹

Cada uno de estos parámetros se interpreta como una propiedad diferente del hueso:⁹

- La carga máxima refleja la integridad total de la estructura del hueso.
- La rigidez esta relacionada a la mineralización del hueso.
- El trabajo a la fractura es la cantidad de energía necesaria para fracturar al hueso y,
- El desplazamiento máximo esta inversamente relacionado a la fragilidad del hueso

Por tanto y de acuerdo a la relación entre la carga y el desplazamiento, el grado en que la estructura del hueso se deforma dependerá de la magnitud de la carga impuesta. Tanto la carga así como el desplazamiento se pueden manipular matemáticamente para obtener valores de esfuerzo y deformación para de esta forma facilitar el análisis del comportamiento mecánico del hueso a través de la generación de una curva esfuerzo-deformación como se muestra en la figura 2.2.



Figura 2.2 Curva típica de esfuerzo-deformación donde las regiones tanto elástica como plástica son divididas por el punto de cedencia (nivel de esfuerzo en el cual se origina el daño permanente en la matriz ósea).⁹

La pendiente del segmento lineal en la curva σ - ϵ corresponde al módulo de elasticidad E . Este módulo puede interpretarse como la rigidez del hueso, es decir, la resistencia del mismo a la deformación elástica. Además, como puede observarse en la misma curva, la región elástica y la región plástica están separadas por un punto donde ocurre una transición gradual sobre las cuales los esfuerzos empiezan a causar un daño permanente a la estructura del hueso, a tal punto se le conoce como punto de cedencia.

Por tanto, las deformaciones permanentes se hacen presentes después de que se ha sobrepasado el punto de cedencia y esto se traduce a microfracturas trabeculares en el hueso esponjoso, crecimiento de grietas en el compacto o combinación de estas.

2.3 Propiedades mecánicas del hueso cortical

Al realizar pruebas mecánicas, el hueso cortical es frecuentemente analizado como una viga o barra, es decir, la diáfisis de los huesos largos puede ser ensayada en pruebas de flexión y de torsión, aunque su sección transversal también se puede ver como vigas de sección variable. La naturaleza densa del hueso cortical es la que determina su resistencia y rigidez en comparación con el hueso esponjoso.

Tabla 2.1 Propiedades mecánicas de hueso cortical humano y bovino ensayados a compresión, tracción y torsión¹⁰

Especie	Hueso	Dimensiones de la muestra [mm]	Resistencia [MPa]	Módulo Elástico [GPa]
Ensayo de compresión				
Humano	Fémur	Barra 2 × 2 × 6	167 – 215 ^a	14.7 – 19.7 ^a
		Barra 2 × 2 × 6	179 – 209 ^a	15.4 – 18.6 ^a
		Cilindro diam:3 × 6	205 – 206 ^a	-
Tibia	Barra 2 × 2 × 6	183 – 213 ^a	24.5 – 34.3 ^a	
	Cilindro diam:3 × 6	192 – 213 ^a	-	
Bovino	Fémur	Barra 3.8 × 2.3 × 76	133	24.1 – 27.6 ^a
		Barra 2 × 2 × 6	240 – 295 ^a	21.9 – 31.4 ^a
	Tibia	4 × 5 rectangular	165	23.8 ± 2.2
		Barra 2 × 2 × 6	228 ± 31	20.9 ± 3.26
		Cilindro diam:3 × 6	217 ± 27	-
Media			200 ± 36	23.0 ± 4.8
Ensayo de tracción				
Humano	Fémur	Barra 3.8 × 2.3 × 76	66.7 – 107 ^a	10.9 – 20.6 ^a
		Barra 2 × 2 × 6	107 – 140 ^a	11.4 – 19.7 ^a
		Barra 2 × 2 × 6	120 – 140 ^a	15.6 – 17.7 ^a
	Tibia	Cilindro diam:3 × 6	133 – 136 ^a	-
		Barra 2 × 2 × 6	145 – 170 ^a	19.8 – 29.2 ^a
		1.7 × 1.8 × 25 viga	162 ± 15	19.7 ± 2.4
Bovino	Fémur	Cilindro diam:3 × 6	154 – 158 ^a	-
		Barra 3.8 × 2.3 × 76	92	20.5
		Barra 2 × 2 × 6	129 – 182 ^a	23.1 – 30.4 ^a
	Tibia	Cilindro diam:3 × 6	162 ± 14 ^a	-
		Barra 4 × 5 × 30	136	7.1 ± 1.1
		Barra 2 × 2 × 6	152 ± 17	21.6 ± 5.3
		Barra 2 × 2 × 6	188 ± 9	28.2 ± 6.4
Media			141 ± 28	19.6 ± 6.2
Ensayo de torsión				
Humano	Fémur	-	53	-
		-	54 ± 0.6	3.2
		Barra 2 × 2 × 6	-	3.1 – 3.7 ^a
	Tibia	Barra 3 × 3 × 6	65 – 71 ^a	-
		Diam. 3 cilindro	68 – 71 ^a	-
		Diam. 3 cilindro	66 – 71 ^a	-
Bovino	Fémur	Barra 3 × 3 × 6	62 – 67 ^a	-
		Diam. 3 cilindro	76 ± 6	-
Media			65 ± 9	3.3 ± 0.1

^a Promedio de valores de diferentes sujetos

Las propiedades mecánicas que se pueden determinar del hueso cortical dependerán del tipo de pruebas mecánicas que se realicen. Por ejemplo, la resistencia a la flexión y el módulo elástico del hueso cortical reportados en la literatura varían en un amplio rango que va de 35 a 283 MPa y de 5 a 23 GPa, respectivamente.¹⁰

Las propiedades que se obtienen en ensayos de flexión de un hueso largo (completo) son función de su forma tubular y su densidad, mientras que las propiedades de una muestra obtenida del corte de un hueso cortical con geometría definida (en forma de una viga), también sometida a flexión, son función de la densidad y dirección de las osteonas.

En los datos registrados que se muestran en la tabla 2.1 el rango de resistencia y el módulo elástico en ensayos de compresión varían de 133 a 295 MPa (con un promedio de 200 ± 36 MPa) y de 14.7 a 34.3 GPa (con un promedio de 23 ± 4.8 GPa), respectivamente.¹⁰ El rango de resistencia y el módulo elástico en ensayos de tracción varían de 92 a 188 MPa (con un promedio de 141 ± 28 MPa) y de 7.1 a 28.2 GPa (con un promedio de 19.6 ± 6.2 GPa), respectivamente. La resistencia y el módulo elástico en un ensayos de torsión varían de 53 a 76 MPa (con un promedio de 65 ± 9 MPa) y de 3.1 a 3.7 GPa, respectivamente.¹⁰

La resistencia y el módulo elástico del hueso completo representan el 60% de los valores que se obtienen de muestras maquinadas de hueso cortical con una geometría en forma de viga. Se debe considerar el hecho de que además de la diferencia entre los dos niveles de estructuras, existen otros factores que juegan un papel importante en la determinación del comportamiento como son el tamaño y características de las muestras ensayados.

La diferencia de valores entre los niveles estructurales se muestra, a manera de ejemplo, en las tablas 2.2 y 2.3 donde se observa claramente que la resistencia y el módulo elástico de los dos niveles del tejido óseo son diferentes, es decir, se denota una gran diferencia de valores al realizar pruebas mecánicas tanto en muestras así como en huesos completos.

2.3.1 Densidad

La densidad del hueso cortical se obtiene dividiendo el peso (en estado húmedo) por el volumen de la muestra, donde se deduce fácilmente que la densidad será una función de la porosidad y la cantidad de mineral presente en la muestra. La densidad promedio se ha reportado en algunos estudios es de aproximadamente $[1.9 \text{ g/cm}^3]$.¹⁰

Tabla 2.2 Propiedades del hueso cortical sometido a flexión (nivel tejido)¹⁰

Especie	Hueso	Dimensiones de la muestra [mm]	Resistencia [MPa]	Módulo Elástico [GPa]
Humano	Fémur	Barra 2 × 5 × 50	181	14.7 – 19.7 ^a
		Barra 3 × 3 × 30	103 – 238 ^a	15.4 – 18.6 ^a
		Barra 0.4 × 5 × 7	225 ± 28	-
		Barra 2 × 3.4 × 40	142 – 170 ^a	24.5 – 34.3 ^a
Bovino	Fémur	Barra 2 × 3.5 × 30	-	-
		Barra 2 × 4 × 35	228 ± 5	24.1 – 27.6 ^a
		Barra 2 × 4 × 30	209 ± 13	21.9 – 31.4 ^a
	Tibia	Barra 4 × 4 × 35	-	23.8 ± 2.2
Equino	Fémur	Barra 4 × 10 × 80	230 ± 18	20.9 ± 3.26
		Barra 2 × 2 × 40	204 – 247 ^a	-
		Barra 2 × 3.5 × 30	-	21.2 ± 1.9

a Promedio de valores

Tabla 2.3 Propiedades de hueso cortical sometido a flexión (nivel de hueso completo)¹⁰

Especie	Hueso	Dimensiones de la muestra [mm]	Resistencia [MPa]	Módulo Elástico [GPa]
Ensayo de compresión				
Mono	Tibia	Hueso completo	-	9.0 ± 1.3
Perro	Húmero	Hueso completo	193 ± 35	2.7 ± 0.6 ^c
Cerdo	Fémur	Hueso completo	39.9	0.37 ^c
	Costilla	Hueso completo	35.6	2.24 ^c
Gato	Fémur	Hueso completo	36 ± 9.47	7.1 ± 0.9
	Tibia	Hueso completo	240 – 295 ^a	11.4 ± 3.2
Conejo	Fémur	Hueso completo	60.5 ± 12	13.6 ± 0.4
		Hueso completo	130 ± 5	10.7 ± 2.5
	Tibia	Hueso completo	88 ± 20	21.3 ± 0.7
		Hueso completo	195 ± 6	23.3 ± 7.0
Rata	Húmero	Hueso completo	192 ± 47	13.3 ± 0.6
	Fémur	Hueso completo	167 ± 5	6.9 ± 0.3
		Hueso completo	180 ± 6	8.0 ± 0.4
Ratón	Fémur	Hueso completo	134 ± 4	4.9 ± 4
		Hueso completo	153 ± 45	8.8 – 11.4 ^a
		Hueso completo	104 – 173 ^a	5.3 ± 1.8
	Tibia	Hueso completo	40 ± 13	8.9 ± 0.2

a Promedio de valores

Burstein et al.¹⁰ realizaron ensayos de tracción sobre muestras de hueso cortical bovino (en estado húmedo) demostrando el papel que juega el mineral sobre la resistencia mecánica. Esto se llevo a cabo mediante la descalcificación de la superficie de los huesos a través de la aplicación de ácido clorhídrico (HCl). Los resultados mostraron un notable decrecimiento en el esfuerzo de cedencia y en el esfuerzo máximo pero sin observarse cambios significativos en el valor de deformación a la cedencia y

deformación máxima. Los resultados que obtuvieron mostraron que son consistentes con un modelo elasto-plástico para la fase mineral del tejido óseo, donde el mineral contribuye significativamente en el esfuerzo de cedencia. Tanto la densidad mineral así como la cantidad de mineral presentes en el hueso pueden medirse mediante técnicas modernas de absorsiometría.

Tales métodos incluyen absorsiometría radiográfica (RA), absorsiometría de fotón individual (SPA), absorsiometría de energía dual (DEA) o absorsiometría de rayos X de energía dual (DEXA), tomografía computacional cuantitativa (QCT), imagen de resonancia magnética (MRI) y métodos de ultrasonido. Estos métodos son comúnmente utilizados para predecir el riesgo de fractura y para el diagnóstico de la osteoporosis.^{11, 12, 13}

2.3.2 Porosidad

En la actualidad existen diversos métodos para determinar el grado de porosidad en el tejido óseo. Una forma básica de obtener la porosidad del hueso medido en una muestra, es tomando una fracción del volumen real de material que lo compone (generalmente medido por inmersión en agua aplicando el principio de Arquímedes) sobre el volumen total aparente de dicha muestra, el cual puede ser medido de una manera tal que la muestra tenga una forma fácilmente definida como puede ser un cilindro o un cubo. También se ha determinado que la porosidad p se define como la relación de volumen vacío con el volumen total, la cual se mide generalmente en dos partes dimensionales histológicas (tradicionalmente contando puntos),^{11, 14, 15} o por rayos X. Es importante saber que a medida que el hueso se vuelve más poroso, la resistencia mecánica decrece.

En el hueso cortical, las propiedades mecánicas se ven afectadas por los canales Haversianos, y están relacionadas con las cavidades de resorción y canales vasculares. Existen reportes de la correlación entre la porosidad y las propiedades mecánicas, dicha correlación se muestra con la ecuación propuesta por Schaffler y Burr¹³ sobre hueso cortical bovino aplicando ensayos de tracción.

$$E = 33.9(1 - p)^{10.9}$$

donde E es el módulo de elasticidad y $(1-p)$ es la fracción del volumen del hueso. La ecuación de Currey¹⁰ para hueso cortical y para una gran variedad de especies en ensayos de tracción es

$$E = 23.4(1 - p)^{5.74}$$

La figura 2.3 proporciona un ejemplo que muestra el efecto significativo de la variación de porosidad de un hueso cortical femoral de conejo. Este fenómeno se conoce como osteopenia localizada debido a un proceso experimental de artritis inflamatoria en la rodilla. La pérdida de hueso cortical conduce a una cavitación subendosteal y la conversión de la porción interior de la corteza de la diáfisis a una estructura semejante a la trabecular. Estos cambios reducen la resistencia a la flexión del fémur de 97 ± 21 [MPa] a 80 ± 16 [MPa] y el módulo elástico de 8.3 ± 1.5 a 7.1 ± 1.4 [GPa].¹⁰

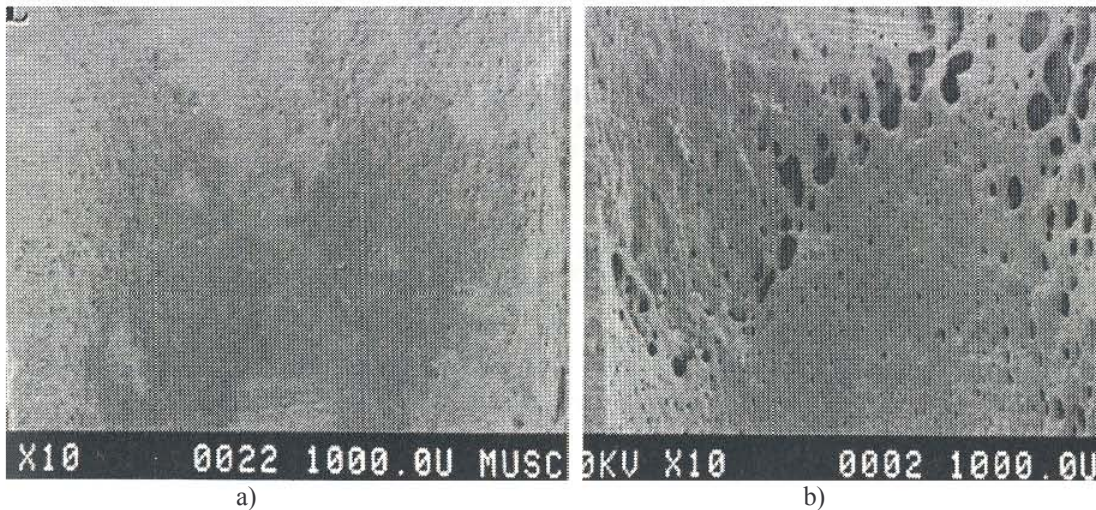


Figura 2.3 La figura 2.4.a muestra el hueso cortical femoral en estado *normal*; en la figura 2.4.b se observa la porosidad significativa de hueso cortical femoral de conejo debido a la artritis inflamatoria¹⁰

2.3.3 Anisotropía y Heterogeneidad

Cuando las propiedades de una sustancia son independientes de la dirección, se dice que el material es isotrópico, es decir, tiene las mismas propiedades en todas las direcciones.¹⁶ Por el contrario, la anisotropía representa una distribución no uniforme de las propiedades del cuerpo en estudio, es decir, solamente puede llegar a presentarse las mismas propiedades en una sola dirección, pero al cambiar de dirección se encuentran propiedades diferentes. Por tanto, las propiedades mecánicas del hueso dependerán de la dirección de la carga que se aplique durante las pruebas mecánicas. Se ha reportado en la literatura que el módulo elástico longitudinal es mayor que el módulo elástico transversal y los módulos elásticos medidos en diferentes ángulos (ángulos de entre 0° y 90° , figura 2.4) tienen variación en sus magnitudes.^{6,17}

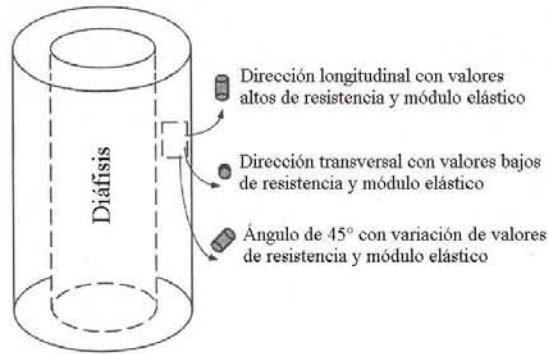


Figura 2.4 Muestras cilíndricas de hueso cortical tomadas de una diáfisis y en diferentes direcciones en las cuales se pueden observar las características anisotrópicas.¹⁰

La razón de este fenómeno anisotrópico es debido a la orientación longitudinal de las fibras colágenas y las osteonas. Sasaki et al.¹⁸ estudiaron la orientación de los cristales de hidroxapatita en el mineral de un fémur de bovino mediante un análisis de rayos X encontrando que el eje principal de la hidroxapatita, en general, se orienta paralelamente al eje longitudinal del hueso y una cantidad significativa en otras direcciones, particularmente perpendiculares al eje del hueso. Concluyeron que la anisotropía en las propiedades mecánicas del hueso puede explicarse tomando en cuenta la distribución axial no longitudinal de la orientación del mineral del hueso, por lo que muestra que el hueso cortical es mecánicamente heterogéneo.

En otro rubro, Rho¹⁹ utilizó técnicas de ultrasonido para medir las propiedades elásticas en diferentes muestras de hueso cortical obtenidas de la tibia humana y determinó que las propiedades son más homogéneas a lo largo del eje longitud del hueso que alrededor de la circunferencia por lo que concluyó que el hueso cortical es ortotrópico.

Tabla 2.4 Propiedades mecánicas de micromuestras compuestas de osteonas¹⁰

Muestra	Prueba mecánica	Módulo elástico [GPa]
Tibia humano	Flexión en tres puntos (viga de $100 \times 170 \times 1500 \mu\text{m}$)	3.07 – 7.63
Fémur humano		
Osteona L	Flexión en tres puntos	2.32 ± 1.20
Osteona A	Flexión en tres puntos	2.69 ± 0.93
Osteona L	Tracción	11.7 ± 5.8
Osteona A	Tracción	5.5 ± 2.6
Osteona L	Compresión	6.3 ± 1.8
Osteona A	Compresión	7.4 ± 1.6
Osteona T	Compresión	9.3 ± 1.6
Ganso	Compresión (cilindro de $0.8 \times 2.5 \text{ mm}$)	13.2 ± 3.4

Por otro lado, basándose en los ángulos de las direcciones de las fibras de colágeno de dos lamelas sucesivas, Ascenzi et al.²⁰ clasificaron tres tipos de osteonas como sigue: 1) la osteona transversal (T) presenta una configuración o trayectoria espiral transversal de los paquetes de fibras de colágeno de las lamelas sucesivas; 2) las osteonas alternadas (A) tienen sus paquetes de fibras presentando una orientación de aproximadamente 90° con el siguiente paquete de fibras de cada lamela; 3) las osteonas longitudinales (L) tienen los paquetes de fibras en una trayectoria espiral longitudinal muy marcada en cada lamela sucesiva. Así mismo determinaron que las de tipo (A) son más resistentes a esfuerzos de flexión, las tipo (L) son más rígidas a tracción en comparación a las de tipo (A). Bajo cargas de compresión las de tipo (T) son más resistentes que las de tipo (A) y (L). Al observar los datos incluidos en la tabla 2.4 la mayoría de las micromuestras compuestas de osteonas presentan módulos elásticos dentro de un rango de 2 a 16 [GPa]. La figura 2.5 presenta un esquema sobre las diferentes configuraciones para cada tipo mencionado.¹⁰

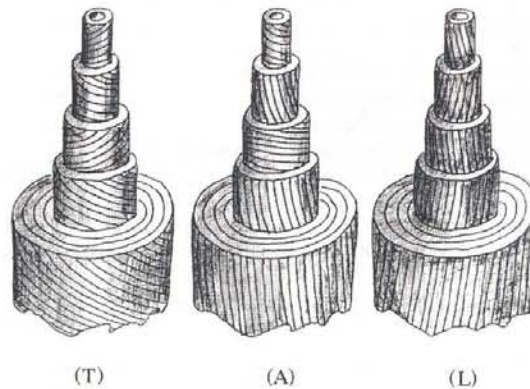


Figura 2.5 Esquema de los tres tipos de osteonas –osteona transversal (T), osteona alterna (A) y osteona longitudinal (L)¹⁰

Las variaciones en las propiedades mecánicas de las osteonas con diferentes direcciones de fibras de colágeno, sugieren que éstas se han adaptado individualmente para reforzar localmente la habilidad del hueso para soportar un tipo particular de esfuerzo.

Empleando microscopía acústica de alta presión, Turner et al.¹⁰ reportó mediciones de anisotropía mediante la obtención de las propiedades elásticas de hueso femoral canino, incrementando el ángulo de inclinación con respecto al eje longitudinal del hueso en rangos de 10°. Posteriormente la mitad del total de las muestras empleadas se desmineralizaron en una solución ácida compuesta de $C_{10}H_{16}N_2O_8$ (EDTA). Posterior a un almacenamiento por congelación, la otra mitad de las muestras se descongeló en solución de hipoclorito de sodio y nuevamente se repitieron las mediciones acústicas. Turner

encontró que la simetría elástica longitudinal del hueso osteonal se desvía significativamente de la teoría ortotrópica propuesta por Rho, apoyando una hipótesis de que la estructura lamelar forma un material estructural rotacional que consiste de fibrillas adheridas a capas adyacentes del hueso colocados en ángulos rectos o ángulos horizontales.²¹

La orientación principal del mineral presente en el hueso fue a lo largo de su eje longitudinal, mientras que el colágeno parece estar alineado a un ángulo de 30° a lo largo del eje longitudinal del hueso. La desalineación entre el mineral y el colágeno sugieren que: 1) un porcentaje sustancial del mineral es extrafibrilar y 2) que el alineamiento extrafibrilar mineral está regido por influencias externas, por ejemplo, esfuerzos mecánicos.

2.4 Propiedades mecánicas del hueso esponjoso

La naturaleza porosa del hueso esponjoso que se presenta en columnas trabeculares óseas y poros o cavidades llenos de médula (una estructura de dos fases) se presta así mismo como una descripción mecánica por sus propiedades tanto estructurales así como el material del cual está compuesto las trabéculas. Estas propiedades están determinadas por muchos factores que incluyen la densidad aparente y la conectividad trabecular.²²

2.4.1 Propiedades estructurales

Las propiedades estructurales del hueso esponjoso básicamente se determinan a través de ensayos de flexión, tracción o compresión aplicados a muestras cilíndricas de hueso esponjoso. Se sabe que el módulo elástico y la resistencia obtenidos a través de ensayos de tracción son menores que los medidos a través de ensayos de compresión. Por ejemplo, Kaplan et al.²³ realizaron ensayos de tracción y reportaron que la resistencia es aproximadamente el 60% del valor obtenido mediante ensayo de compresión. Por otro lado, Keaveny et al.^{24,25} reportaron que a través de ensayos de tracción, el módulo elástico obtenido es aproximadamente el 70% del valor que se obtiene cuando se llevan a cabo pruebas de compresión. Los valores de resistencia y módulo elástico reportados en la literatura se muestran en la tabla 2.5 cuyo rango varían de 1.5 a 38 [MPa] y de 10 a 1570 [MPa], respectivamente.

2.4.2 Propiedades del material de las trabéculas

Las propiedades del hueso esponjoso también están definidas a través de las propiedades intrínsecas de las trabéculas individuales, las cuales se pueden obtener mediante pruebas mecánicas en una sola trabécula simple.

Los ensayos más comunes son de compresión, tracción, flexión en cantiliver y simulación por elemento finito. El módulo elástico a compresión para una trabécula es de 14.8 [GPa]. Para el caso de ensayos de tracción en trabéculas individuales se reportan valores de módulo elástico de 10.4 [GPa].^{19,26,27} Estos valores también se pueden determinar a través de técnicas de ultrasonido.

Tabla 2.5 Propiedades mecánicas y densidad del hueso esponjoso.¹⁰

Hueso	Muestra [mm]	Resistencia máxima [MPa]	Módulo Elástico [MPa]	Densidad aparente [g/cm ³]
Humano				
Cabeza femoral	Cilindro diam: 8	9.3 ± 4.5	900 ± 710	-
Fémur proximal	Cilindro diam: 8	6.6 ± 6.3	616 ± 707	-
Fémur distal	Cubo de 8	5.6 ± 3.8	298 ± 224	0.43 ± 0.15
	Cilindro diam: 10.3 × 5	1.5 – 4.5	10 – 500	0.24 ± 0.09
	Cilindro diam: 5 × 7.5	5.96	103 – 1058	.046
Tibia proximal	Cilindro diam: 7.5 × 7.5	5.3 ± 2.9	445 ± 257	-
Vértebra	-	-	165 ± 110	0.14 ± 0.06
Mono				
Cabeza femoral	Cilindro diam: 5 × 6	23.1 ± 5.4	372 ± 54	-
Bovino				
Fémur distal	Cilindro diam: 5.5 × 8	8.5 ± 4.2	117 ± 61	-
Tibia proximal	Cubo de 15	-	648 ± 430	0.41 ± 0.16
Húmero proximal	-	-	1570 ± 628	0.71 ± 0.22
Vértebra	Cilindro diam: 6 × 7.5	7.1 ± 3.0	173 ± 97	0.45 ± 0.09
Perro				
Cabeza femoral	Cubo de 5	12 ± 5.8	435	-
Fémur distal	Cubo de 8	7.1 ± 4.6	209 ± 140	0.44 ± 0.16
	Cilindro diam: 4 × 5	13 – 28	210 – 394	0.69 – 0.98
Tibia proximal	Cilindro diam: 4 × 5	5 – 24	106 – 426	0.41 – 0.83
	Cilindro diam: 12.5 × 10	-	301 – 850	-
	Cubo de 5	-	344 – 1278	-
Cabeza humeral	Cilindro diam: 4 × 5	18 ± 6	350 ± 171	0.84 ± 0.17
Húmero distal	Cilindro diam: 6 × 15	13 ± 3	1490 ± 300	-
Vértebra	Cilindro diam: 5 × 8	10.1 ± 2.6	530 ± 40	-
Cabra				
Cabeza femoral	Cilindro diam: 4 × 5	19.2 ± 6.9	502 ± 268	0.91 ± 0.04
Fémur distal	Cilindro diam: 4 × 5	14.1 – 23.5	399 – 429	0.54 – 0.66
Tibia proximal	Cilindro diam: 4 × 5	24.7 – 26.1	532 – 566	0.93 – 1.1
Cabeza humeral	Cilindro diam: 4 × 5	10.0 ± 1.0	247 ± 20	0.75 ± 0.03
Oveja				
Cuello femoral	Cilindro diam: 8 × 10	3.2 ± 0.3	2.0 ± 0.2	-
Vértebra	Cilindro diam: 7 × 9	23.6 ± 4.4	-	-
	Cilindro diam: 5 × 9	22.3 ± 7.1	1510 ± 784	0.60 ± 0.16
Porcino				
Vértebra	Cilindro diam: 7 × 5	27.5 ± 3.4	1080 ± 470	-

2.4.3 Densidad

La expectativa teórica sugiere que la densidad aparente debe influenciar la rigidez como una función de potencia de grado 2 y la resistencia como una función de potencia de grado 3. Sin embargo, estudios más recientes muestran que estas propiedades cambian aproximadamente como una potencia cuadrática de la densidad aparente. Una forma de medir la densidad del hueso esponjoso es mediante el peso del material del hueso (únicamente las trabéculas) dividido por el volumen que ocupan dichas trabéculas, las cuales están dentro del rango de 1.6 a 1.9 [g cm⁻³] cuyos valores son menores a los comparados con el hueso cortical. La densidad aparente del hueso esponjoso está dentro de un rango de 0.14 a 1.10 [g/cm³] con un promedio de 0.62 g/cm³ (tabla 2.6).^{10,28}

2.4.4 Anisotropía y heterogeneidad

En varias investigaciones orientadas a determinar las propiedades mecánicas o anisotrópicas del hueso esponjoso en diferentes especies, reportan que la resistencia y el módulo elástico dependen de la dirección de la carga aplicada, es decir, el hueso esponjoso es anisotrópico y éste se basa en su morfología trabecular.²⁹

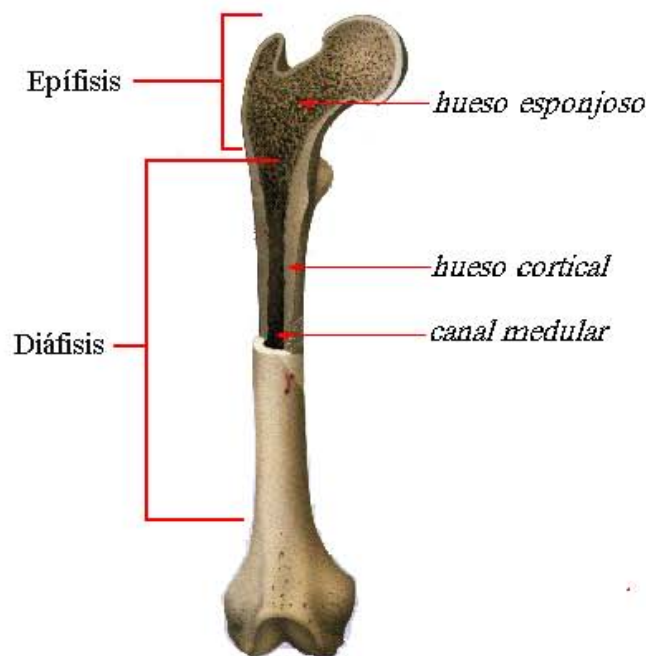


Figura 2.6 El hueso trabecular deja de ser menos concentrado a medida que se aproxima a la diáfisis

Goldstein³⁰ realizó ensayos de compresión en muestras de hueso esponjoso obtenidas de diferentes regiones donde obtuvo valores de resistencia y módulo elástico que oscilan de 6.6 a 36.2 [MPa] y de 130 a 1080 [MPa], respectivamente. Gracias a éstas y a otros tipos de pruebas en hueso esponjoso se ha comprobado que los miembros inferiores son más fuertes y rígidos que los miembros superiores. De forma similar, en animales, el hueso esponjoso de miembros posteriores es más fuerte y rígido que los miembros superiores (o miembros delanteros). Esta característica mecánica del hueso esponjoso está determinada por su adaptación funcional.³¹ Además, como ya se ha mencionado el hueso esponjoso se hace presente de acuerdo a la localización en el esqueleto, por ejemplo, en huesos largos se localiza en las diáfisis y gradualmente llega a ser menos concentrado hacia la diáfisis (figura 2.6).

Este patrón estructural provoca una disminución de la resistencia mecánica de la epífisis hacia el canal medular. En el caso de las vértebras, éstas se componen de dos capas de hueso cortical separadas de una capa de hueso esponjoso en la cual se encuentra alojada la médula ósea. Otro ejemplo de anisotropía se encuentra al realizar un corte bajo la superficie de la articulación de una tibia, las propiedades características que presenta son de no homogeneidad, ya que las áreas que presentan mayor resistencia y las cuales se ensayaron mediante pruebas de indentación, se localizan donde ocurre el contacto de la articulación. En el área periférica, el hueso es más fuerte que en el área adyacente, lo cual es causado por el efecto de fortalecimiento de la capa de hueso cortical.

En otros estudios que se llevaron a cabo a través de ensayos de compresión en muestras cilíndricas (4 mm de diámetro por 5 mm de longitud) de hueso esponjoso extraídos del cóndilo femoral canino para determinar la resistencia y módulo elástico, los resultados mostraron que a nivel distal (cerca de la articulación) se tiene una mayor resistencia y módulo elástico de 28 ± 7 y 19 ± 5 MPa, respectivamente.²⁹

2.5 Idealización del comportamiento del hueso

Mediante la observación de la estructura del hueso se puede asumir que es posible considerar al hueso cortical como un material continuo, por el contrario si se hace lo mismo con el hueso esponjoso este supuesto es por demás discutible debido al alto grado de porosidad que presenta y al arreglo de las trabéculas.

Para el estudio de sus propiedades mecánicas, el hueso puede ser considerado idealmente como un sólido elástico, homogéneo e isotrópico mediante la aplicación de la mecánica de medio continuo. Esta descripción está bastante alejada del comportamiento real pero es una primera aproximación.

A través de pruebas experimentales se ha podido demostrar que el comportamiento del hueso puede ser descrito como el de un sólido poroso, viscoelástico y anisotrópico.³² Ésta descripción es muy compleja y los problemas relativos a su análisis son numerosos, lo que lleva a la investigación en esta área a través de aproximaciones sucesivas desde el comportamiento homogéneo, elástico e isotrópico hasta el poroso, viscoelástico y anisotrópico. Si se considera al hueso como un sólido elástico, su comportamiento se puede representar como:

$$\sigma_{ij} = C_{ijkl} \epsilon_{kl} \quad \text{ó} \quad \sigma = C \epsilon$$

donde C_{ijkl} es el tensor de constantes elásticas (rango cuatro) y consta de 81 elementos ($n = 3^4$).

Dado que los tensores de esfuerzos y deformación son simétricos y que “C” presenta una simetría de la forma $C_{ijkl} = C_{klij}$ se concluye que en el peor de los casos se pueden tener hasta 21 constantes elásticas linealmente independientes. Sin embargo, los resultados experimentales y el análisis morfológico del hueso indican que bajo cargas normales solo se presentan deformaciones normales y que en sollicitaciones de corte solo existen deformaciones de esta índole. Por tal condición la descripción del comportamiento se ha realizado con base en los siguientes modelos:³²

a. *Sólido, elástico, homogéneo, lineal e isotrópico (SEHLI)*. Por lo tanto solo existen dos constantes elásticas linealmente independientes.

b. *Sólido, elástico, homogéneo, lineal y transversalmente isotrópico (SEHLTI)*, como consecuencia se tendrán 5 constantes elásticas linealmente independientes.

c. *Sólido, elástico, homogéneo, lineal y ortotrópico (SEHLO)*, condición para la cual (existen dos planos de simetría), se presentan 9 constantes elásticas linealmente independientes.

El caso de SEHLI ha sido aplicado en el modelado del hueso por diversos autores³², sin embargo dado el comportamiento y la morfología éste es el menos congruente con los resultados experimentales. En el comportamiento isotrópico se asume que la anisotropía del tejido tiene un efecto despreciable en las propiedades elásticas aparentes del hueso esponjoso y que es razonable suponer que existe un módulo elástico isotrópico efectivo, el cual algunos autores³² han obtenido a partir de la densidad y grado de mineralización, mientras que en otros casos³² se propone su obtención a través de la determinación de la velocidad del sonido, situación totalmente discutible dada la morfología del tejido.³²

En el caso de huesos largos (fémur, tibia, peroné, etc.) se puede aplicar un modelo SEHLTI en donde el eje de isotropía corresponde con el del propio hueso. La idealización del hueso como un material ortotrópico es muy útil en el caso del hueso cortical, que tiene arreglos regulares de capas cilíndricas, por el contrario, esta simplificación en el hueso esponjoso resulta discutible debido al arreglo irregular del tejido de las trabeculas.³²

Por último es conveniente considerar que de acuerdo a su morfología, es discutible el análisis del hueso bajo la consideración de medio continuo, esto a pesar del uso que los modelos enunciados tienen en la representación de su comportamiento. Al definir al hueso como un medio continuo, para modelarlo hay que tener en cuenta de que se trata de un medio poroso, razón por la cual es recomendable hacer las consideraciones definidas para este tipo de medios.

La obtención de las constantes elásticas dependerá del modelo elegido y su grado de complejidad está definido por el número de constantes linealmente independientes. Por otra parte la aparente heterogeneidad del hueso requiere del análisis estadístico de los datos obtenidos.

2.6 Pruebas mecánicas

Las herramientas básicas para las pruebas mecánicas del hueso incluyen máquinas de pruebas mecánicas, transductores de medición de deformación y sistemas de adquisición de datos que se obtienen durante las pruebas. Las máquinas más versátiles pueden aplicar cargas de distintas magnitudes o desplazamientos a diferentes velocidades sobre las muestras a ensayar.

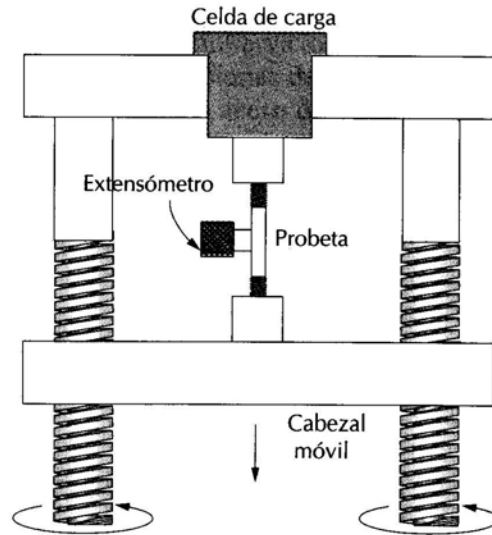


Figura 2.7 Esquema del aparato utilizado para realizar ensayos de tracción, compresión y flexión.

En la actualidad se cuenta con máquinas de pruebas mecánicas que incluyen transductores que aportan los desplazamientos de la celda de carga o plataforma de carga, los cuales proporcionan datos para calcular la deformación en la muestra. La versatilidad de contar con una máquina como la mostrada en la figura 2.7, es que se cuenta con las opciones de realizar ensayos de tracción, compresión y flexión en tres y cuatro puntos. Aunque no se hará una descripción de las características de la maquinaria para llevar a cabo las pruebas mecánicas, si se hará para los tipos de pruebas mecánicas que a la fecha se han aplicado a huesos completos y muestras preparadas previamente.

2.6.1 Ensayo de Tracción

Uno de los ensayos mecánicos esfuerzo-deformación más comúnmente utilizado es el ensayo de tracción. En este ensayo, se deforma una probeta hasta la fractura o únicamente para lograr un cierto rango de deformación aplicando una carga de tracción que aumenta gradualmente y que es uniaxial a lo largo del eje longitudinal de la probeta (figura 2.8).

Para tales casos, se pretende que la probeta (o muestra de hueso) se aproxime a cumplir con ciertos requerimientos como los que se dictan en las normas de estandarización en cuanto a la aplicación de ensayos mecánicos en probetas metálicas, en éstas, se establecen principalmente qué configuración y/o geometría deben tener las muestras. En la figura 2.8 se muestra un esquema de la forma aproximada tanto para muestras de hueso cortical (figura 2.8a) así como el esponjoso (figura 2.8b).

Esto no aplica para ensayos sobre huesos completos debido a la naturaleza del mismo, es decir, a su geometría. La relación d/D debe ser alrededor de $\frac{1}{2}$; la longitud A debe ser por lo menos tres veces la longitud d .

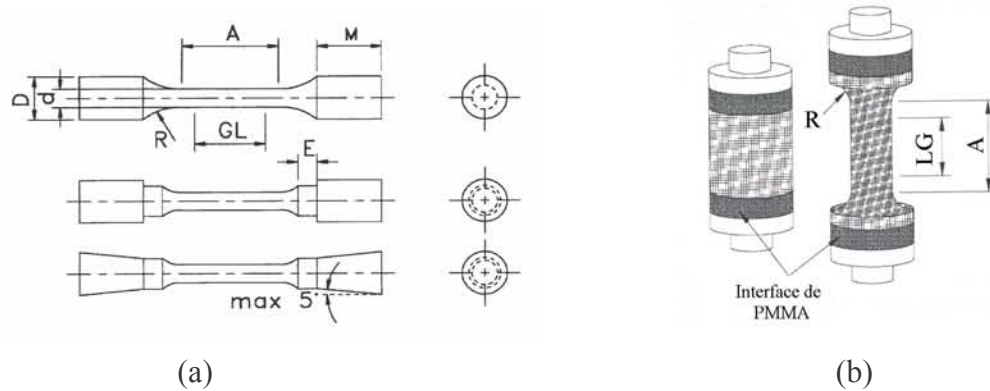


Figura 2.8 Geometría para muestras de hueso cortical aplicadas a ensayos de tracción (a) y hueso esponjoso (b). A=longitud, LG=longitud del medidor, M=longitud de empuñadura, E=longitud de cuello, R=radio de curvatura, D=diámetro del espécimen¹⁰

El radio de curvatura R debe ser lo suficientemente grande con la finalidad de evitar concentradores de esfuerzos; por tanto, se recomienda que el radio tenga la misma dimensión que la longitud A . La longitud de empuñadura es una cuarta parte de la longitud total de la muestra. Este tipo de probetas son diseñadas de tal manera que la mayoría de las deformaciones ocurran en la porción central del mismo. Estas deformaciones se pueden medir colocando extensómetros eléctricos en la parte central de la muestra como se observa en la figura 2.7.

Existe una diferencia entre la rigidez intrínseca del material del tejido óseo y la rigidez extrínseca y que se ve influenciada por el tamaño y la forma de la muestra. Para ensayos de tracción, la rigidez intrínseca del hueso es igual al módulo de Young E .

2.6.2 Ensayo de compresión

Un ensayo de compresión se realiza de forma similar al ensayo de tracción, excepto que la fuerza es compresiva y la probeta se contrae a lo largo de la dirección de la fuerza. Las pruebas de compresión en muestras de hueso permiten que la probeta sea relativamente pequeña. Sin embargo, los resultados son menos precisos que los obtenidos en ensayos de tracción. Esto se debe principalmente a que en las muestras de hueso esponjoso, al realizar el ensayo de compresión, las caras laterales de la muestra

cilíndrica se apoyan ligeramente inclinadas sobre el plato mediante el cual se aplica una carga (figura 2.9 y 2.10a). De no ser así, durante estas pruebas se pueden presentar concentradores de esfuerzo causando una baja estimación en el módulo de Young y en la resistencia. Sin embargo, si se acopla un plato semirotatorio como se muestra en la figura 2.10b puede reducirse la variación de los resultados finales.

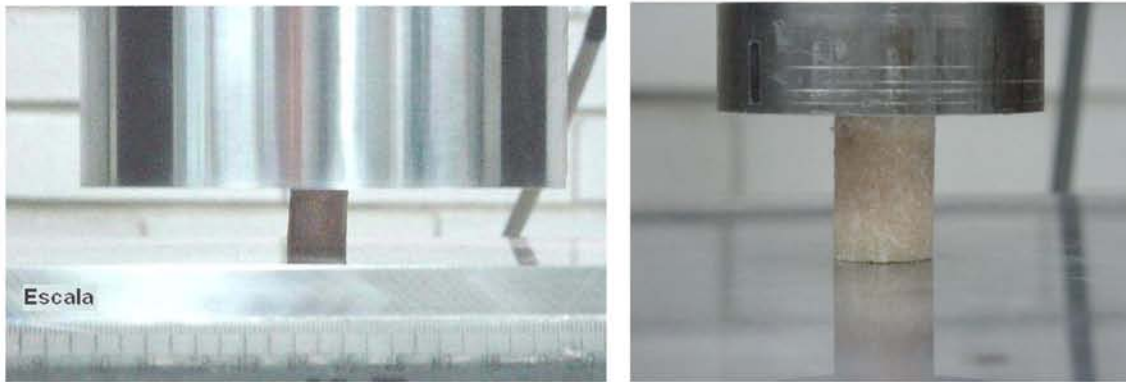


Figura 2.9 Muestras de hueso esponjoso sometidas a ensayo de compresión donde se observa una ligera inclinación de las caras laterales (principalmente en la figura de la izquierda)³³

De hecho la fricción que se presenta entre la muestra y el plato puede provocar errores, esto se puede reducir si se aplica algún lubricante (como solución salina) sobre la base de la superficie del plato a través de la cual se aplicará la carga.

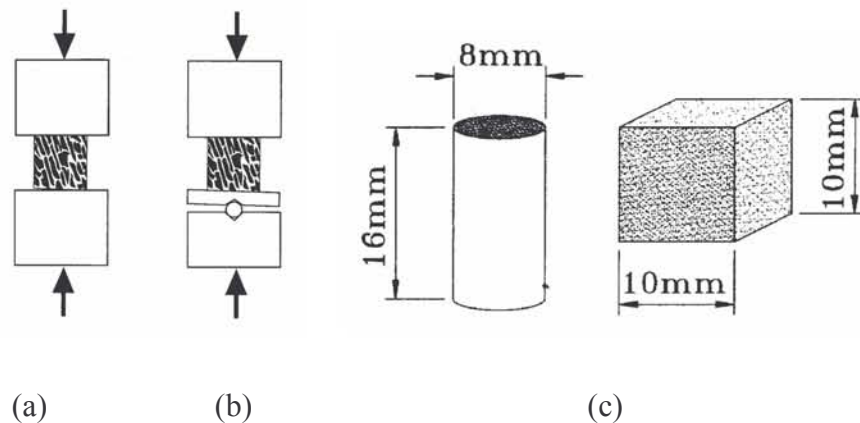


Figura 2.10 Ensayo de compresión de un cubo de hueso esponjoso. En (a) las placas de carga están ligeramente desalineadas con la muestra. Esto causa concentración de esfuerzos en la orilla derecha de la muestra conduciendo a resultados incorrectos. En (b) placas sobre un pivote son colocadas dentro del tren de carga para corregir el desalineamiento. En (c) se muestran las dimensiones aproximadas de las muestras. Para ensayos de compresión pueden emplearse muestras tanto cilíndricas como cúbicas.^{9,10}

Para muestras de hueso a compresión, el esfuerzo se calcula como la fuerza aplicada entre el área de sección transversal de la muestra.

$$\sigma = \frac{F}{A} \quad (2.1)$$

2.6.3 Ensayo de Flexión

Las muestras de hueso sometidas a flexión se utilizan para medir las propiedades mecánicas de huesos largos. Para el cálculo de esfuerzos debido a la flexión puede aproximarse empleando la fórmula de flexión en vigas, ésta fórmula es válida para vigas cuya área de sección transversal es simétrica.

$$\sigma = Mc / I \quad (2.2)$$

Sin embargo, para algunos huesos (por ejemplo la tibia) el área de sección transversal no es simétrica, por lo cual se requerirá de una fórmula más adecuada de tal manera que los resultados obtenidos sean más precisos. Para ello, las pruebas de flexión pueden llevarse a cabo en tres o cuatro puntos de carga (figura 2.11). Si se emplean tres puntos de apoyo, la ventaja que se tiene es la simplicidad de la prueba, pero tiene la desventaja de crear altas concentraciones de esfuerzos cortantes cerca de la sección central del hueso.

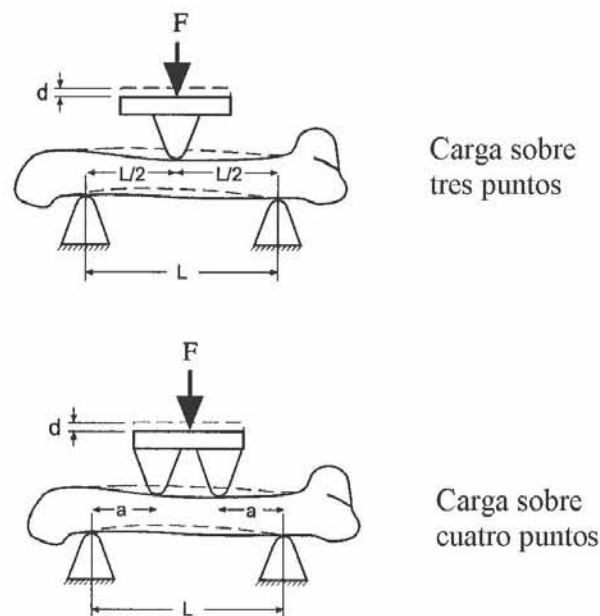


Figura 2.11 La flexión puede ser aplicada en huesos completos o en especímenes empleando una carga en tres puntos o cuatro puntos. Una fuerza F se aplica y d es el resultado del desplazamiento (Turner, C. H. y Burr, D. B.)⁹

En el caso de cuatro puntos de carga, se produce una flexión pura, lo cual garantiza que los esfuerzos cortantes sean igual a cero. Además, en este ensayo a flexión se requiere que la fuerza transmitida a través de los dos puntos de contacto sobre la muestra sea equitativa. Éste procedimiento se vuelve simple si el ensayo de flexión se realiza en muestras de hueso previamente formadas en vez de ensayarlos sobre hueso completo, es decir, se puede obtener una muestra de hueso con un área de sección transversal constante o con una geometría definida. La figura 2.12 proporciona un esquema aproximado que tendrían las muestras a flexión y con un área de sección transversal y uniforme.

La desventaja de que se tiene en esta variación geométrica en las muestras (hueso completo o muestra maquinada) es de que a nivel macroestructural, las propiedades son función de la forma tubular del hueso completo y su densidad, mientras que a nivel microestructural las propiedades mecánicas estarán determinadas por la densidad del hueso y la dirección de las osteonas.

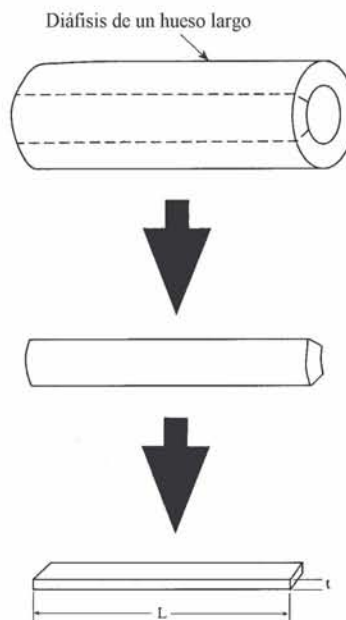


Figura 2.12 Las mediciones aproximadas de las propiedades del tejido del hueso pueden obtenerse en ensayos realizados sobre especímenes previamente maquinados y tomado de la diáfisis de hueso cortical. La relación entre L y t es aproximadamente de 20.⁹

2.6.4 Ensayo de Torsión

Durante el desarrollo normal de actividades de un individuo, el esqueleto está sujeto a un sistema complejo de cargas ejercidas por fuerzas de gravitación sobre los músculos que se encuentran unidos a los huesos. Sin embargo, la evaluación de los límites de tolerancia de los huesos es de vital importancia

para determinar el comportamiento de la falla bajo las condiciones de carga. Es por ello que de las pruebas mecánicas antes mencionadas no podría pasarse desapercibido la correspondiente al ensayo de torsión, éste es importante ya que en general los huesos largos están sujetos a menudo a cantidades significantes de carga torsional.

Desafortunadamente no se cuenta con mucha información en cuanto se refiere a ensayos de torsión en muestras de huesos, por ello es que se deja esta sección para trabajos ulteriores y por tanto, no se abundará mucho acerca del ensayo de torsión.

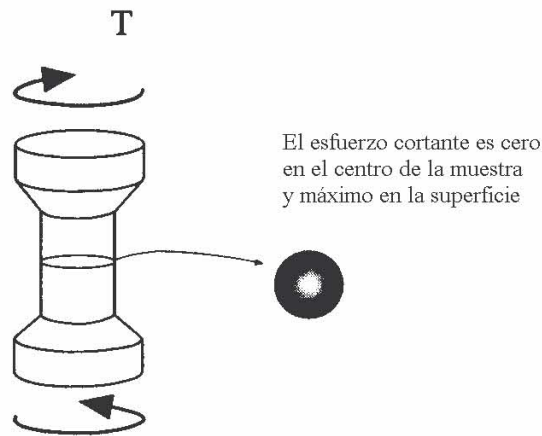


Figura 2.13 La torsión produce esfuerzos cortantes que son máximos en la superficie y cero en el centro de masa. La torsión en muestras, así como muestras a tracción, son maquinadas tal que la porción central es más angosta, por lo que la mayoría de los desplazamientos ocurren en esta región.⁹

2.6.5 Ensayo de indentación

Las pruebas de indentación son utilizadas para establecer las propiedades de hueso subcondral y el hueso trabecular adyacente a las articulaciones o al hueso adyacente en los implantes. Estas pruebas pueden ser utilizadas para medir el módulo de Young y la resistencia de muestras de hueso trabecular. En las pruebas de indentación generalmente se emplea un indentador esférico con rangos de 2.5 a 6 mm de diámetro, con una velocidad de desplazamiento de 2 mm/min y a una profundidad de 0.2 a 0.5 mm. Como el indentador penetra en la muestra, la resistencia del hueso se estima como la carga máxima dividida por el área de sección transversal del indentador, mientras que el módulo de Young se calcula mediante la siguiente relación:⁹

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

CAPÍTULO 3

FACTORES QUE INFLUYEN EN LA DETERMINACIÓN DE LAS PROPIEDADES MECANICAS

3.1 Introducción

En esta sección se discuten aquellos factores que afectan a las propiedades mecánicas del hueso incluyendo factores sistemáticos o factores *in vivo* tales como la edad, sexo, especies, función, composición, peso, hormonas, esteroides y enfermedades; y factores *in vitro* tales como el embalsamamiento, refrigeración, congelación, secado y refrigeración en seco, mismos que generan que las propiedades presenten una gran variación de valores. El propósito común de las pruebas mecánicas en muestras de hueso, es para caracterizar un rango de propiedades mecánicas “normales” y definir así la presencia de anormalidades tomando en cuenta los factores antes mencionados. Así mismo, *normal* se refiere a la mayoría de las características que hacen que el tejido óseo se desempeñe adecuadamente; por el contrario, *anormal* o *patofisiológico* se refiere a aquellos cambios causados en dicho tejido y los cuales provocan que su desempeño sea deficiente.

Por último, los factores referidos con anterioridad pueden interactuar y afectarse unos a otros; por ejemplo, es factible que un cierto incremento en el grado de porosidad causado por remodelación osteonal pueda, en consecuencia, causar un cambio en el grado de anisotropía del tejido.

De forma similar, un método de esterilización o tratamiento mecánico es significativo de afectación en el colágeno del hueso donde puede, inadvertidamente, causar desmineralización o daños microestructurales en el material que compone al tejido. Al realizar un ensayo mecánico, es factible conocer cuáles de estos factores u otros indeseables se hacen presentes de manera que se pueda definir una hipótesis o predecir cuál será el comportamiento de los valores esperados para compararlos con los valores que son tomados hipotéticamente como normales.

3.2 Factores *in vivo*

La figura 3.1 muestra una variación de las propiedades mecánicas del hueso donde se observa que de acuerdo al padecimiento que se presente, la pendiente de cada curva cambia en grado sumo y por ende, el estado biomecánico puede ser descrito pobremente por alguna de esas propiedades. Por ejemplo, el hueso de un paciente con osteopetrosis tiende a ser muy rígido, pero también muy quebradizo resultando en una reducción en la tenacidad (energía absorbida para llegar a la fractura) y por tanto, esto se traduce a un incremento en el riesgo a la fractura. Por otro lado, el hueso de un niño tiende a ser muy débil y presenta una baja mineralización, pero así mismo tiende a deformarse en mayor medida sin que se presente fractura dando como resultado un incremento en la tenacidad. Debido a estas propiedades que se observa en los infantes, el hueso sufre una deformación relativamente grande, pero afortunadamente no llega a fracturarse tan fácilmente.

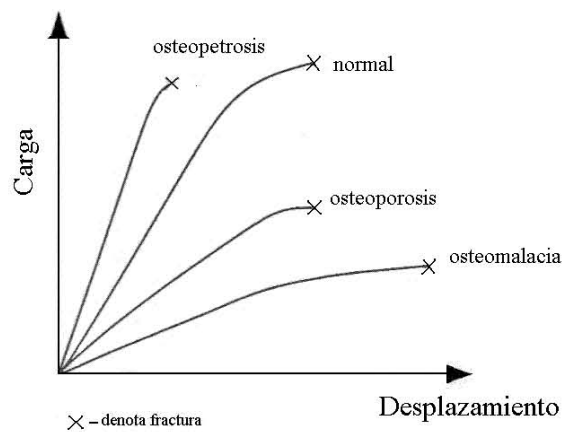


Figura 3.1 Los huesos con padecimientos tienen perfiles biomecánicos característicos que requieren mediciones de varios parámetros mecánicos para resolverse adecuadamente. El hueso osteopetrosis es rígido pero frágil, el hueso osteomalaseo es dúctil, mientras que el hueso osteoporoso es débil. Cada uno de estos padecimientos reduce el trabajo a la falla y por lo tanto incrementa la fragilidad ósea.¹⁰

3.2.1 Edad

La edad de un individuo o de un animal afecta considerablemente las propiedades del hueso.^{34,35} Sin embargo, el efecto llamado envejecimiento es de primordial importancia en los seres humanos quienes son los que sufren grandemente los efectos de crecimiento y de sobrevivencia durante la vejez. En contraposición a lo que sucede con los humanos, la mayoría de los animales no sobreviven por mucho

tiempo después de la etapa maternal. En general, con la edad hay un incremento en el contenido mineral del tejido óseo, el cual logra su mejor resistencia y rigidez en la madurez. La madurez se considera a una edad nominal de 35 años para los seres humanos, mientras que en cada animal existe una gran variación. En consecuencia, las propiedades elásticas, resistencia máxima y deformación del tejido óseo se ven deterioradas tanto en el hombre como en la mujer a través del paso del crecimiento, o bien, al paso de la edad. Las tablas 3.1 y 3.2 muestran un resumen de datos representativos conforme al avance de la edad.

Tabla 3.1 Datos de muestras en estado húmedo (Fémur/Tibia)¹⁰

	Edad [años]						
	20-30	30-40	40-50	50-60	60-70	70-80	80-90
Módulo Elástico [GPa]							
Tracción	17.0/18.9	17.6/27.0	17.7/28.8	16.6/23.1	17.1/19.9	16.3/19.9	15.6/29.2
Compresión	18.1/ -	18.6/35.3	18.7/30.6	18.2/24.5	15.9/25.1	18.0/26.7	15.4/25.9
Resistencia máxima [MPa]							
Tracción	140/161	136/154	139/170	139/164	129/147	129/145	120/156
Compresión	209/ -	209/213	200/204	192/192	179/183	183/190	180/197
Deformación máxima [%]							
Tracción	3.4/4.0	3.2/3.9	3.0/2.9	2.8/3.1	2.5/2.7	2.5/2.7	2.4/2.3
Compresión	-	-	-	-	-	-	-

Tabla 3.2 Datos de muestras en estado húmedo (Fémur)¹⁰

	Edad [años]						
	10-20	20-30	30-40	40-50	50-60	60-70	70-80
Resistencia máxima [MPa]							
Tracción	114	123	120	112	93	86	86
Compresión	-	167	167	161	155	145	-
Torsión	-	57	57	52	52	49	49
Deformación máxima [%]							
Tracción	1.5	1.4	1.4	1.3	1.3	1.3	1.3
Compresión	-	1.9	1.8	1.8	1.8	1.8	-
Torsión	-	2.8	2.8	2.5	2.5	2.7	2.7

Estudios realizados por Lindahl y Lindgren¹⁰ en muestras de hueso tanto de hombre como de mujer y llevados a cabo a una temperatura aproximada de 24°C con una humedad relativa de medio ambiente del 65%, reportan que la resistencia máxima a la tracción decrece de 147 MPa a una edad de 30 años a 125 MPa para una edad de 90 años; la deformación decrece de 2.3% en una edad de 30 años a 1.6%

para una edad de 90 años. Así mismo, McCalden,¹⁰ realizó ensayos de tracción a una temperatura de 22°C sobre muestras en estado húmedo y a una velocidad de deformación de 0.03 [s⁻¹] determinando que la resistencia máxima a la tracción decrece de 120 MPa, para una edad de 30 años, a 70 MPa para una edad de 100 años; la deformación decrece de 3.3% en una edad de 30 años a 1% con una edad de 100 años. La energía para llevar a cabo la fractura se reduce en un 90% entre los 30 y 90 años de edad.

Estos efectos del envejecimiento sobre el hueso esponjoso son marcados por los cambios en la arquitectura y densidad del tejido. Hay un consenso de que la resistencia y la rigidez del hueso esponjoso cambian (abruptamente) como una función cuadrática de la densidad aparente. Los efectos de la edad sobre el hueso esponjoso se reducen principalmente a describirlo en su arquitectura, conectividad y nivel de porosidad. De tal manera que para completar el cuadro se asume que el material de las trabéculas del hueso esponjoso se degrada similarmente al hueso cortical adyacente.³⁴

3.2.2 Sexo

En general, las diferencias entre el tejido óseo en el varón y en la mujer son causados por el peso, que es la cantidad del hueso y no la calidad de éste. Los varones tienen un promedio de esqueleto más grande y pesado que la mujer y no necesariamente comprende lo denso del hueso. Como ejemplo del efecto de sexo en los huesos de los seres humanos, en algunos estudios realizados sobre tejido óseo de sexo femenino, se consideraron diferentes etapas de vida tomando como factor determinante del nacimiento hasta la menopausia. El tejido óseo de la fémina mostró una resorción acelerada lo cual causa un incremento en la porosidad y consecuentemente produce una matriz del hueso muy débil (porosidad interna) así como un adelgazamiento en la estructura de los huesos, es decir, deterioro de la matriz del hueso.

3.2.3 Especies

Respecto a las especies y principalmente en los mamíferos, las propiedades de los huesos largos difieren considerablemente en sus valores. Para el caso de las hembras, esto se debe no solamente a la función fisiológica que experimentan a causa de los procesos de menstruación y menopausia, sino que también se debe a la funcionalidad y/o adaptabilidad de cada especie y sexo debido a las actividades fisiológicas a las que someten los huesos en el transcurso de su vida cotidiana.³⁶ La tabla 3.3 muestra valores indicativos para un número de propiedades mecánicas de cuatro especies.

Tabla 3.3 Propiedades mecánicas del tejido óseo para el humano, equino, bovino y porcino¹⁰

Propiedad Mecánica	Humano	Equino	Bovino	Porcino
Resistencia máxima a la tracción [MPa]	124/174/125/152	121/113/102/120	113/132/101/135	88/108/88/100
Modulo elástico a la tracción [GPa]	17.6/18.4/17.5/18.9	25.5/23.8/17.8/22.8	25/24.5/18.3/25.9	14.9/17.2/14.6/15.8
Resistencia máxima a compresión [MPa]	170	145/163/154/156	147/159/144/152	100/106/102/107
Modulo elástico a compresión [GPa]	-	9.4/8.5/9.0/8.4	8.7	4.9/5.1/5.0/5.3
Modulo elástico a la torsión [GPa]	3.2	16.3/19.1/23.5/15.8	16.8/17.1/14.9/14.3	13.5/15.7/15.0/8.4

3.2.4 Composición

A. Hueso cortical

En el capítulo anterior, se ha mencionado ya la influencia que se tiene en las propiedades mecánicas del tejido óseo respecto al grado de porosidad. Inclusive se han establecido algunas ecuaciones que relacionan a la porosidad con el módulo elástico del tejido óseo (compacto o esponjoso).^{37,38}

Respecto a la densidad, ésta se ve influenciada directamente con la porosidad y la cantidad de mineral presente en el tejido óseo. Por tanto, al variar algunos de los parámetros mencionados, indudablemente habrá un cambio en la densidad y lo cual se traduce a una variación de valores de propiedades mecánicas.³⁹

La cantidad de mineral en el tejido óseo varía conforme a la especie, edad, la función mecánica del hueso, la salud o condiciones patofisiológicas del individuo. Todos estos factores son interdependientes y cada uno constituye lo que es el hueso. El nivel de masa mineral varía entre 40 y 70% de la masa total del hueso, pero en algunos casos extremos es tan alto el porcentaje que logra alcanzar hasta un 80% de la masa total.

No es posible que para cualquier tipo de hueso, presente valores altos para las tres propiedades mencionadas anteriormente, ya que para valores elevados de mineralización se presentan valores altos de módulos de Young pero también se observan valores mínimos de trabajo a la fractura. Los valores pequeños de mineralización se asocian con elevadas características de trabajo a la fractura, pero paralelamente se asocian con valores pequeños de módulos de Young así como con valores intermedios de resistencia a la flexión.

Un valor bajo de resistencia a la fractura asociado con una alta mineralización puede ser causado por la falla de varios mecanismos que actúan a bajas cantidades de mineral, esto es, cuando la cohesión entre los componentes del hueso como son las fibras colágenas mineralizadas, lámelas, osteonas, etc., son débiles. Cuando la cantidad de mineral en el hueso es alta y hay presencia de una grieta en el tejido, ésta se propagará sin detenerse hasta causar una falla rápida. Por otro lado, la captación de ciertos grados de mineralización para diferentes huesos conducirán a un juego distinto de valores de propiedades mecánicas y cuyo campo de estudio puede ser objeto para más casos de investigación que se pueden derivar de este tema.

Un factor que influye en el comportamiento mecánico global del hueso es la interacción entre el mineral y la matriz orgánica. Esta vinculación se basa, en parte, sobre interacciones electrostáticas entre los dominios orgánicos cargados negativamente y la superficie mineral cargada positivamente. Se ha demostrado en algunas investigaciones que los iones de fosfato y fluoruro alteran la interacción orgánico-mineral influyendo en las propiedades mecánicas del hueso sometido a tracción. Hoy en día se acepta que el fluoruro aumenta la resistencia del hueso al ataque químico y degradación, pero así mismo afecta a la resistencia mecánica de los tejidos como un resultado de las interacciones de la interfase colágeno-mineral.³⁷

B. Hueso esponjoso

Existe una relación estrecha entre las propiedades mecánicas del hueso esponjoso tanto para la resistencia como para la rigidez así como su densidad aparente y su densidad mineral. Existen tres contribuyentes principales a las propiedades mecánicas del hueso esponjoso: (1) las características del material de las trabéculas; (2) la arquitectura de las trabéculas; y (3) la cantidad del tejido presente en este tipo de hueso.^{26,28}

Estas características se reflejan en la densidad aparente expresando principalmente la cantidad de hueso presente y la densidad real del material la cual refleja la cualidad del material de las trabéculas.

3.2.5 Función

A. Microestructura vs. Función

Un ejemplo que demuestra que las propiedades mecánicas del tejido óseo también difieren de acuerdo a las funciones que realizan, se observa entre el fémur de bovino y la cornamenta de un ciervo. El primero es rígido y relativamente fuerte, el segundo es flexible pero extremadamente duro porque esta

expuesto a sobrevivir a altas cargas de impacto. La tabla 3.4 presenta un resumen de combinación de especies y el efecto de la cantidad de mineral en las propiedades mecánicas para varios tejidos óseos diferentes, mismo que están relacionados con la función mecánica.²²

Tabla 3.4 Propiedades mecánicas –Módulo de Young (E), Resistencia máxima a la Tracción (RMT), Deformación máxima a la tracción (E_f) y cantidad de mineral (peso del mineral/peso del hueso húmedo)¹⁰

Especie y tejido	Cantidad de mineral	E [GPa]	RMT [MPa]	E_f
Ciervo rojo, cornamenta madura	0.393	7.2	158	0.114
Reno, cornamenta	0.411	8.1	95	0.051
Oso polar (3 meses), fémur	0.441	6.7	85	0.044
Morsa, húmero	0.482	14.2	105	0.026
Humano adulto, fémur	0.496	16.7	166	0.029
Bovino, tibia	0.499	19.7	146	0.018
Oso polar (9 meses), fémur	0.501	11.2	137	0.042
Leopardo, fémur	0.514	21.5	215	0.034
Oso negro, fémur	0.517	16.9	152	0.032
Asno, radio	0.522	15.3	114	0.020
Oso polar (3.5 años), fémur	0.529	18.5	154	0.022
Caballo, fémur	0.541	24.5	152	0.008
Bovino, fémur	0.562	26.1	148	0.004
Ballena de aleta, bula	0.768	34.1, 31.3 *	33 *	0.002, 0.0011 *
Mesoplodon rostrum	0.960	41 *	60 *	0.0015 *

Nota: La cantidad de mineral se deriva de la cantidad de calcio medido asumiendo que el tejido tiene algunos elementos estequiométricos. Notar que los dos últimos tejidos de la lista presenta una mayor mineralización por lo cual se vuelven sumamente quebradizos a comparación de los tejidos restantes de la lista mostrada.

* Los valores son a flexión en tres puntos para los dos últimos tejidos. La resistencia máxima a la tracción es también el esfuerzo a la cedencia. Los autores piensan que la razón para esto es que en la flexión en tres puntos, la región de esfuerzo máximo esta confinado en una zona alejada de donde se localizan las fibras y, por consiguiente, cuando el tejido cede (microgrietas) la falla es catastrófica debido a que las grietas se propagan.

B. Niveles de actividades

Los niveles de actividades de la vida diaria de cualquier especie tienen un efecto sobre la masa del tejido óseo.³⁶ La masa de un hueso normal esta determinado esencialmente por el equilibrio entre los dos procesos de remodelación: la resorción y la deposición del periostio y el endostio. El modelo diario de carga-deformación experimentado por un hueso individual se ve influenciado por los dos procesos anteriores, ya que a un incremento de carga conduce a un aumento en la masa del hueso y un decremento de carga conduce a una disminución en la masa del hueso, esto se conoce como la ley de Wolff. La magnitud de los efectos de los niveles de actividad no está claramente definida, aunque parece ser que algunos efectos son mayores en adolescentes que en individuos maduros.

En los adultos, cualquier crecimiento en masa del hueso provocada por el aumento de actividad durará mientras ese nivel de actividad se mantenga.

C. Gravedad cero

La gravedad cero influye de una manera importante sobre el hueso humano y sobre el hueso animal. Ambas situaciones reducen drásticamente los patrones diarios de carga experimentados por los huesos y de este modo el proceso de remodelación. En vuelos espaciales donde se presenta una gravedad cero o aproximada a cero, inevitablemente lleva a una marcada pérdida de la masa del hueso, algo que incluso los regímenes del ejercicio modernos no pueden prevenir completamente.

Algunos ejemplos de situaciones contrarias, como un aumento de carga, puede verse en personas que tienen un cambio repentino en sus actividades rutinarias, por ejemplo, atletas, bailarines de ballet o los reclutas recién ingresados al ejército. En estos casos, el incremento repentino de una carga (el transporte de mochilas pesadas, realizando la tarea rutinaria de casa, practicando o realizando un entrenamiento duro para alguna competencia, etc.) puede simular un incremento de deposición, pero esto está normalmente fuera de ritmo por el incremento de fatiga y acumulación de daño. Los procesos normales de reparación de huesos no pueden cubrir los efectos de esta fatiga y el resultado es lo que clínicamente se conoce como “fractura de esfuerzo” el cual es una fractura que resulta de un aumento de daño por fatiga.

3.2.6 Hormonas

A. Hormonas de sexo

El cese de producción de estrógenos en la mujer ya sea de modo natural o por medios quirúrgicos, afecta significativamente el metabolismo del hueso reduciendo la masa del mismo y afectando sus cualidades como tal, además de que provocará una producción baja de andrógenos en el siguiente ciclo de menopausia, lo cual también es un factor de reducción de la masa del hueso.⁴⁰ La disminución gradual de producción de endógenos en las hormonas del varón por el envejecimiento, conduce a una reducción en la masa del hueso reconociéndose esta situación como un problema clínico.

La terapia de suministro de hormonas (administración oral de estrógenos) es una opción de tratamiento para la pérdida de masa del hueso en la mujer, aunque puede resultar en un incremento del riesgo de contraer arterosclerosis. Durante el embarazo y la lactancia, la homeostasis de calcio se altera para

satisfacer las demandas de calcio debido al desarrollo del feto, mientras que paralelamente, previene la pérdida de masa en los huesos de la madre, este proceso es regulado por las hormonas paratiroides.

B. Hormonas de crecimiento

La deficiencia de hormonas de crecimiento en los adultos puede provocar una reducción en la masa y la densidad mineral de los huesos; no obstante, se puede recurrir a un tratamiento de suministro de hormonas como una alternativa para estos casos. La acción de las hormonas de crecimiento es mediado por la insulina como factor de crecimiento. El tratamiento de tiroxina para hipotiroidismo, por ejemplo, se considera que reduce la masa y densidad de los huesos.

C. Hormonas paratiroides y calcitonina

Las hormonas paratiroides son las principales modificadoras del proceso de regulación en el esqueleto, principalmente en la promoción de la resorción. La administración oral es una opción de tratamiento para la pérdida de hueso. La calcitonina llega a emplearse con éxito en el incremento de la densidad del hueso. Su empleo se ha sugerido para la reversión de los efectos colaterales de tratamiento a largo plazo debido al glucocorticoides, también se puede emplear en combinación con suplementos de calcio dietético.

D. Administración de esteroides

Algunos esteroides anabólicos como la nandrolona, son recomendados en casos donde la masa del hueso se pierde y no responde a otros medicamentos, por ejemplo, en hombres hipogonadales o en tratamientos que reciben corticoesteroides. Sin embargo, se piensa que son ineficientes en hombres eugonadales. El empleo a largo plazo de glucocorticoides es común en tratamientos de enfermedades inflamatorias no infecciosas, pero conduce a la pérdida de masa de los huesos. Los glucocorticoides son para suprimir la actividad de los osteoblastos e incrementa la resorción, pero su acción se puede contrarrestar con la calcitonina y con vitamina D.

3.2.7 Artritis

El reumatismo o artritis inflamatoria es causado por una infección o por una reacción auto inmune y es visto como una enfermedad del cartílago, considerando que la osteoartritis es una enfermedad del hueso y ocurre debido a los factores mecánicos como una lesión por impacto al hueso o al cartílago.

Los pacientes con artritis inflamatoria son de alto riesgo a fracturas del cuello femoral a comparación de pacientes con osteoartritis y parece ser que también provoca la reducción de la masa del hueso, pero no altera la cantidad del mineral del tejido óseo.

La osteoartritis, por otro lado, tiende a incrementar la masa y la densidad aparente del hueso por el espesor de las trabéculas, mientras que paralelamente reduce la cantidad de mineral del tejido óseo. La osteoartritis es vista raramente en pacientes con osteoporosis.

3.2.8 Otros factores sistemáticos

El fluoruro tiene un efecto tóxico muy marcado en el tejido del hueso y es nocivo en las propiedades del material, especialmente en altas dosis; paradójicamente, llega a simular un incremento en la masa del hueso y es capaz de improvisar cualidades en el tejido óseo, se ha sugerido como un posible tratamiento para el glucocorticoide inducido que interviene en la pérdida de hueso.

El bifosfonato también se ha sugerido como una opción de tratamiento en la pérdida de hueso actuando como un supresor de la actividad de los osteoclastos.

La insuficiencia de calcio puede resultar de cualquier nivel bajo de dieta alimenticia o de problemas de absorción. De forma extrema, resulta como osteomalacia donde la matriz de colágeno permanece sin mineralizar. La vitamina D, calcifediol y el calcitriol ayudan a incrementar la absorción del calcio.

La ausencia de selenio y vitamina E en la dieta puede conducir al efecto Kashin-Beck, un tipo de osteoartritis degenerativa. Experimentos realizados en conejos muestra que una dieta deficiente en selenio y vitamina E reduce la resistencia y el modulo elástico del hueso.

Se ha establecido que el consumo crónico de alcohol reduce la masa del hueso e incrementa el riesgo de fractura.

La deficiencia de Zinc se ha vinculado a trastornos del hueso e hipogonadismo, aunque ambos están vinculados así mismos, este elemento es importante para el crecimiento normal y para la producción de algunas hormonas.

3.3 Factores *in Vitro*

3.3.1 Fuentes del hueso

Dependiendo de la fuente de la muestra, se deben tomar algunas consideraciones como son: técnicas de recolección y métodos para prevenir la autólisis del hueso *postmortem*. Existen varias fuentes principales de hueso los cuales pueden ser utilizados para pruebas mecánicas. En primer lugar y de acuerdo a las circunstancias (a consentimiento del paciente, según sea el caso), las muestras pueden ser obtenidas de pacientes durante una cirugía.

Por otro lado, los huesos también se pueden obtener de las necropsias, aunque para evitar daños causados por la autólisis (especialmente en animales pequeños), se deben extraer inmediatamente después de que el humano o animal han muerto. Los cuerpos conservados en formol, no son apropiados para pruebas mecánicas debido a que los resultados o valores que se puedan extraer para análisis de propiedades mecánicas del hueso, cambian parcial o completamente.

Otras fuentes de hueso son los animales de mataderos (bovino, porcino, caprino) los cuales son sacrificados y almacenados en recintos de congelación durante varios días antes de remover la carne. De forma similar, los huesos deben ser recolectados inmediatamente después de que el animal ha sido sacrificado.

3.3.2 Preservación del hueso (Almacenamiento)

Con respecto a la preservación de las muestras, se consideran diferentes factores que incluyen la temperatura, la humedad relativa, uso de soluciones de preservación (solución salina o fijadores) y pretratamientos como son los métodos de esterilización. Melnis y Knets⁵ determinaron que las diferentes condiciones de almacenamiento de huesos juegan un rol importante en las propiedades mecánicas, por lo que evaluaron cinco condiciones de almacenamiento:

1. Almacenamiento a condiciones del medio circundante (18°C, 65% de humedad relativa). Realizando pruebas en estas condiciones.
2. Almacenamiento durante 30 días en empaques de polietileno a temperaturas de -4°C a -7 °C ensayados a 37°C con 90% de humedad relativa.

3. Almacenamiento durante 30 días con 0.9% de NaCl a temperaturas de -4°C a -7°C ensayados a 37°C con 90% de humedad relativa.
4. De forma similar al punto anterior, pero cubriendo las muestras con material suave e impregnado con solución salina.
5. Almacenando a una temperatura de 18°C con una humedad relativa de 65% y sumergiéndolos en solución salina por dos días previos a la realización de las pruebas.

Los efectos de la temperatura y la humedad relativa sobre las propiedades mecánicas del hueso son muy marcados. Ya que las tensiones a la deformación se elevan a medida que se incrementa la temperatura y la humedad relativa

Roe et al.¹⁰ estudió los efectos de preparación, procedimientos de almacenamiento y tiempos de almacenamiento sobre las propiedades del hueso cortical canino. La preparación y los procedimientos de almacenamiento evaluados fueron:

- 1) Recolección y almacenamiento a -20°C;
- 2) Esterilización en óxido de etileno y almacenamiento a 22°C;
- 3) Esterilización química (metanol y cloroformo, posteriormente se utilizó ácido yodoacético) almacenado a -20°C;
- 4) Esterilización química, descalcificación parcial y almacenamiento a -20°C.

Los resultados revelaron que posterior a una semana de almacenamiento, la esterilización química en los huesos no tiene efectos sobre sus propiedades. Mientras que al realizar una esterilización química y una descalcificación parcial del hueso, se presenta un decrecimiento del 40 a 60% en cargas de compresión a la falla. Algunos huesos que químicamente se esterilizaron y se descalcificaron parcialmente presentaron fragilidad después de almacenarlos por un periodo de entre 16 y 32 semanas. Así mismo, no se encontraron alteraciones significativas en su estructura. La esterilización del hueso con óxido de etileno ha presentado una reducción bajo carga después de 32 semanas de almacenamiento. Por tanto, químicamente esterilizados y parcialmente descalcificados, los especímenes han reducido significativamente su resistencia mecánica.

3.3.3 Embalsamamiento

Los cuerpos conservados en formol, no son apropiados para pruebas mecánicas debido a que los resultados o valores que se puedan extraer para análisis de propiedades mecánicas del hueso, cambian parcial o completamente.

Se ha reportado que en cargas cuasiestáticas, las propiedades mecánicas del hueso de bovino prácticamente no se ven afectadas por un cierto protocolo de fijación con formalina, pero al mismo tiempo se ha encontrado que presenta un decrecimiento significativo en la resistencia al impacto. Estos resultados indican que puede haber una interacción entre los efectos de la fijación y rapidez de deformación.

3.3.4 Secado y deshidratación por congelación

No es raro que las muestras a veces sean, involuntariamente, dejadas al aire libre previo o durante una prueba mecánica lo cual conlleva a un proceso de secado. Algunos trabajos de investigación han demostrado que las propiedades mecánicas no cambian significativamente en un siguiente ciclo de secado en aire y humedeciéndolas con solución salina dentro de un periodo de tiempo corto. De hecho no existe alguna literatura concerniente a los cambios en las propiedades de las muestras que permanecen en estado seco por un cierto periodo de tiempo, quizás porque es obvio que dichas propiedades son totalmente diferentes en comparación con muestras sometidas a un determinado nivel de humedad. Se sabe que la deshidratación por congelación es pequeña o que no afecta completamente al colágeno. Esto podría parecer que los efectos observados en el hueso resultan de su naturaleza compuesta, por lo cual la matriz de colágeno mineralizada se acorta diferencialmente y se distorsiona, de aquí que experimenta daños (microgrietas) afectando sus propiedades.

3.3.5 Esterilización

Las técnicas habituales para esterilización de hueso son: irradiación gamma y exposición a gas de óxido de etileno. Es muy recomendable secar el hueso antes de la exposición al óxido de etileno debido a que los residuos tóxicos se producen con la presencia de agua. La literatura no reporta claramente si el tejido óseo sufre reducciones significativas en su capacidad mecánica debido a una nueva exposición a irradiación. Pero es probable que por las condiciones de la irradiación se determinen algunos cambios

en las propiedades. Se sabe, sin embargo, que la irradiación tiene dos efectos contradictorios en materiales puramente colagenosos: en uno, causa la incisión directa de la cadena molecular y, por otro lado, promueve el enlace transversal entre las cadenas moleculares. La movilidad de las moléculas influye en el proceso del enlace transversal, mientras que la incisión es controlada por la dosis de irradiación.

3.3.6 Muestras y maquinado

La preparación de muestras, su tamaño y forma, las condiciones de prueba, el maquinado y el desempeño de la maquina son factores determinantes para variar los resultados de las pruebas mecánicas sobre muestras de hueso. Por ejemplo, en el caso del maquinado de una muestra la herramienta de corte al desplazarse a través de su superficie presentará una fricción en la interfaz lo cual puede provocar un aumento en la temperatura de la muestra y por ende, el secado de la misma. La diferencia entre la geometría de cada muestra como son la configuración de muestras a tracción y compresión son totalmente distintas. La temperatura del medio circundante también juega un rol muy importante, ya que el tejido óseo se degrada más rápidamente si la temperatura aumenta durante la realización de las pruebas mecánicas.

CAPÍTULO 4

METODOLOGÍA PARA LA PREPARACIÓN DE MUESTRAS

4.1 Introducción

Antes de iniciar alguna prueba mecánica, debe entenderse claramente que clase de material puede ser ensayado y qué propiedades mecánicas se pueden obtener, ya que los mejores resultados pueden lograrse solamente si la investigación se proyecta cuidadosamente a través de una metodología establecida, o bien, bajo el seguimiento de un protocolo detallado.

La finalidad de ello es para controlar los diversos factores que se puedan generar sistemática o involuntariamente y de esta manera obtener un rango de valores que se puedan tomar como normales. En el capítulo anterior ya se han mencionado algunos de estos factores potenciales que son determinantes en la obtención de las propiedades mecánicas del hueso y que se pueden considerar al momento de ensayar una muestra.

Puesto que el hueso es el objeto de estudio y dada las condiciones en que se han llevado a cabo las pruebas mecánicas en hueso, es sabido que a la fecha no se cuenta con una metodología estandarizada la cual permita un desarrollo adecuado para realizar las pruebas mecánicas. Debido a la gran variedad de tamaños y formas del hueso se tiene que considerar un gran número de variables para establecer los procedimientos adecuados. Se sobreentiende entonces que en primer instancia, se tiene que trabajar bajo el régimen de un protocolo que puede incluir las fuentes del hueso, el registro de los métodos de almacenamiento, preparación de muestras para las pruebas, los procedimientos de las pruebas (condiciones, datos, tipos de pruebas, registro de datos y análisis de las pruebas) y los factores potenciales que pueden afectar los resultados obtenidos. Es así como surge la necesidad de contar con una metodología para controlar todo el proceso de preparación de muestras previo a la aplicación de los métodos de pruebas mecánicas la cual permita disminuir los rangos tan dispersos que se encuentran en la literatura, además de que diversos reportes no especifican a detalle que metodología se siguió en la preparación de las muestras.

La metodología propuesta en este capítulo se ha generado a través de la experiencia adquirida a través de la realización de pruebas mecánicas *in Vitro* mismas que se han llevado a cabo en la Unidad de Investigación y Asistencia Técnica en Materiales de la Facultad de Ingeniería de la UNAM.

4.2 Elección de la especie donante

La mayoría de las investigaciones biomecánicas se han basado en el empleo de modelos del comportamiento mecánico del tejido óseo de animales los cuales han proporcionado una directriz en el desarrollo de la ortopedia y en la obtención de las propiedades mecánicas de éste tejido, sirviendo como un recurso para el estudio del fenómeno de fractura y reparación del hueso. La mayoría de las consideraciones enfrentan distintas limitantes para las pruebas en el tejido óseo, por ejemplo, no es muy factible ensayar sobre muestras de hueso humanos debido a la disponibilidad de los mismos.

Por ello, las pruebas mecánicas en muestras de hueso se han enfocado a determinarlas mediante el empleo de huesos de animales como la rata, ratón, conejo, porcino, bovino, caprino, equino, etc., donde los parámetros a manejar para la selección de la especie, pueden incluir la elección del daño presente en el tejido, el animal, la edad del animal, el sitio anatómico entre otros. Sin embargo, es evidente que no existe un criterio de selección del animal adecuado para realizar las pruebas y establecer una estandarización de elección.

No obstante, del conocimiento que se tenga acerca de las actividades fisiológicas que desarrolla cada animal y el tamaño de cada hueso sobre el que se desee estudiar, pueden servir como parámetros fundamentales o como un criterio de elección para el animal adecuado. Por ejemplo, en animales pequeños como la rata y el ratón, la determinación de las propiedades se restringe únicamente al estudio de la estructura del hueso a nivel macroestructural debido al tamaño de los mismos y por ende, a la dificultad en el manejo y preparación de muestras a nivel microestructural (hueso cortical y hueso esponjoso, sistemas Haversianos, lamelas, trabéculas).

En tanto, los huesos de animales relativamente más grandes como el porcino o bovino, permiten obtener las propiedades a diferentes niveles de tejido, ya sea propiedades estructurales a nivel de hueso completo, a niveles microestructurales, nanoestructurales o a niveles subnanoestructurales.

4.3 Fuentes del hueso

Dependiendo de la fuente de las muestras de hueso, se debe tener en cuenta algunas consideraciones como son las técnicas de recolección y métodos para prevenir la autólisis del hueso *postmortem*. Existen varias fuentes principales de hueso en las cuales se pueden obtener las muestras y que pueden ser empleados en las pruebas mecánicas.

En primer lugar se tienen los huesos que se pueden obtener de pacientes durante una cirugía debido a la necesidad funcional y a consentimiento del mismo. Estos se extraen inmediatamente y se colocan dentro de un empaque de plástico hermético que posteriormente se refrigera hasta que pueda lograrse la extracción de una muestra. Si los huesos son tomados en un periodo de 3 a 4 días *postmortem* (o por eutanasia en animales), es probable que no haya cambios significativos en las propiedades del hueso. Por otro lado, los huesos también están disponibles en animales que provienen de mataderos (bovino, porcino, caprino) los cuales son sacrificados y almacenados en recintos de congelación durante varios días antes de remover los tejidos blandos (por ejemplo los tejidos musculosos); estos se recolectan inmediatamente después de que el animal ha sido sacrificado y se han removido los tejidos blandos.

4.4 Recolección

Los huesos se recolectan con suficiente tejido suave de tal manera que se mantenga protegida la región sobre la cual se va a trabajar (no aplicable para muestras de pacientes en cirugía). Cuando se realiza la recolección de huesos grandes, posiblemente se requerirá de una cinta cortadora, un alambre cortador o un arco cortador con segueta (figura 4.1) para seccionar al hueso de acuerdo a la porción que se necesite. Para cualquier caso, se sugiere no remover los tejidos suaves del hueso o de la región de trabajo con la finalidad de brindar protección o evitar situaciones indeseables que se generan por una exposición prolongada al aire.

Si se realiza una recolección de huesos patológicos, se debe prestar especial atención a los siguientes puntos:

- Tamaño de la fractura (si es el caso de que exista alguna)
- La alineación de la diáfisis
- La posición de los implantes
- La fijación de dispositivos y el tejido adyacente
- la morfología del cartílago articular o del tejido para el caso de juntas involucradas

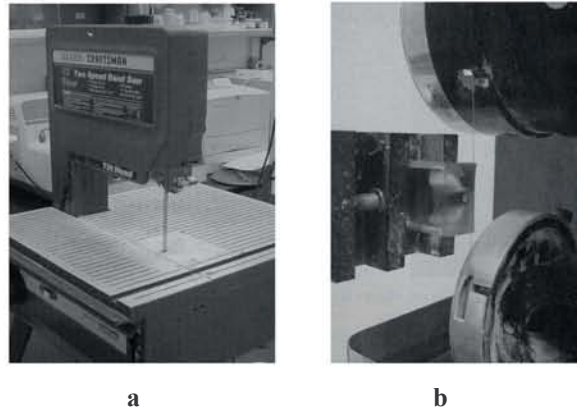


Figura 4.1 Dispositivos de corte que se pueden emplear para el seccionamiento de las muestras de hueso. a) Máquina con cinta cortadora de $\frac{1}{4}$ y b) alambre cortador

Se deben analizar y registrar las patologías que afectan al tejido óseo y las cuales se destacan por presentar áreas ásperas causadas por la artritis, defectos del cartílago, líneas de fractura o cualquier otro padecimiento que haya afectado al tejido así como el tamaño de la junta, juntas encapsuladas, la cantidad y características del fluido en las juntas, la apariencia de los ligamentos, meniscos y los tejidos suaves que se encuentren adyacentes a las juntas.

Los recipientes o empaques herméticos en las que se almacenen las muestras se etiquetan conteniendo la información relevante de cada muestra, por ejemplo, el nombre del hueso, parte a la que pertenece una muestra (si es derecho o izquierdo), el estado de riesgo biológico y toda la información que se recabe puede registrarse en un libro de control de registros. Si no se controla esta información, se tiene el riesgo de que al realizar una prueba sobre una muestra no corresponda a los requerimientos establecidos previamente (sexo, edad, condiciones patológicas) debido a un mal registro de los mismos.

4.5 Preservación

En cuanto a la preservación o almacenamiento de las muestras, se consideran diferentes factores que pueden afectar a la muestra al momento del almacenamiento, éstos incluyen:

- Temperatura
- Humedad relativa del medio circundante
- Uso de soluciones de preservación (solución salina) y,
- Pretratamientos como los métodos de esterilización.

La refrigeración de las muestras es apropiada para periodos de tiempo cortos o menores a 7 días y a una temperatura de 0°C sumergiéndolas en solución salina al 0.9% para mantener su hidratación. Si se requiera realizar un almacenamiento a largo plazo, las muestras se congelan a una temperatura de aproximadamente -20°C también manteniéndolas en solución salina al 0.9% ya que los daños en el tejido óseo, los tejidos suaves tales como el cartílago, los tendones o la piel se hacen evidentes. Sin embargo, después de descongelar las muestras, los enzimas llegan a activarse y esto origina que se empiece a degradar el tejido óseo. Además, la degradación enzimática parece ser que no se detiene completamente a una temperatura de -20°C, por ello es importante realizar las pruebas inmediatamente después de que se han descongelado las muestras.

De acuerdo a la complejidad de un experimento, las muestras se pueden congelar y descongelar en repetidas ocasiones, la cuestión en estos ciclos de congelación-descongelación es si el proceso se vuelve pernicioso o no en las propiedades mecánicas del hueso. Desafortunadamente no se cuenta con información precisa sobre si los ciclos de congelación-descongelación afectan considerablemente las propiedades mecánicas de las muestras.

Se ha mencionado ya el uso de solución salina para preservar las muestras de hueso a través de la refrigeración o congelación, por tanto, esta misma solución servirá como agente de descongelación e inclusive se puede emplear agua común para agilizar el proceso.

4.6 Preparación

Antes de iniciar el corte de una muestra, el personal de laboratorio debe proveerse de la protección necesaria para trabajar, de una forma tal, que se considere necesario el uso de herramental o maquinaria de corte y que puedan significar un riesgo para el operario.

Dependiendo de la región de corte es probable que el herramental así como la maquinaria utilizada se impregne de material proveniente del hueso (médula ósea o tejidos), esta situación es indeseable debido a que la degradación de dicha sustancia se hace muy evidente a los pocos minutos de estar en contacto con el aire. Por tanto, se debe procurar lavar y limpiar la herramienta y el equipo que se utilice.

La protección básica del operario incluye (figura 4.2):

- Bata
- Protección para los ojos (googles)
- Tapabocas
- Guantes quirúrgicos

4.6.1 Remoción de tejidos suaves

Al momento de descongelar el hueso o la porción a trabajar, el primer paso es retirar hasta donde sea posible todos los tejidos suaves que se encuentran adyacentes a la superficie del hueso, puede emplearse una cuchilla o navaja quirúrgica siempre y cuando se extremen precauciones en el corte. De la experiencia se sabe que el estar remojando con agua abundante al hueso durante la remoción de los tejidos, facilitará el retiro de los tejidos (figura 4.2).



Figura 4.2 Los elementos básicos de protección son: bata, guantes quirúrgicos y tapabocas; en tanto, la herramienta de corte (bisturí, navaja, etc.) deben estar totalmente esterilizados.

Después de que se han retirado los tejidos suaves, se recomienda mantener humedecida la muestra sumergiéndola en un recipiente con agua común o solución salina para evitar que el secado se haga a través de la exposición prolongada con el aire y de esta forma retrasar la autólisis del tejido óseo.

4.6.2 Obtención de muestras

Para la obtención de muestras cilíndricas se utiliza un cortador cilíndrico (sacabocados, figura 4.3) que se monta en un taladro de banco; este cortador cilíndrico se puede conseguir comercialmente y los hay disponibles en diferentes diámetros y longitudes.



Figura 4.3 La herramienta de corte se encuentra disponible a diferentes diámetros y longitudes; ésta permite obtener muestras cilíndricas del hueso y se emplea principalmente para hueso esponjoso

En ocasiones y durante el corte, la vibración de las máquinas (por ejemplo el taladro de banco) causan efectos adversos sobre las muestras, para ello se sujetan las porciones del hueso de tal manera que no se dañen las muestras (figura 4.4).



Figura 4.4 Durante cualquier proceso de corte se debe mantener una sujeción adecuada de la porción a partir de la cual se van a extraer las muestras, así mismo se aplica agua abundante como lubricante para evitar el calentamiento de las mismas.

Al realizar la obtención de las muestras, es importante determinar que región del hueso se va a ensayar y bajo que condiciones de carga. Por ejemplo, si lo que se va a determinar son las propiedades mecánicas de una muestra de hueso esponjoso obtenida de la cabeza femoral de un hueso largo (figura 4.4), debe señalarse a que dirección se cortará la muestra debido a que las condiciones de cargas fisiológicas varían considerablemente y esto puede generar variaciones en los resultados esperados.

En la preparación de muestras cilíndricas, el diámetro requerido será de 11 mm (7/16 pulg) como mínimo con la finalidad de facilitar la manipulación durante la preparación si se requiere fijar un extensómetro eléctrico. En el caso de realizar ensayos de compresión, las caras laterales de las muestras cilíndricas deben presentar un paralelismo adecuado. El empleo de una máquina cortadora con disco de diamante (figura 4.5a) genera cortes menos irregulares y logra un paralelismo más apropiado. Al sujetar la muestra para realizar el corte, no ejercer demasiada presión en las abrazaderas para no dañar la muestra (figura 4.5b).



Figura 4.5 El paralelismo entre las caras laterales de las muestras cilíndricas son más aproximadas cuando se emplea una máquina con disco cortador de diamante donde nuevamente se emplea agua como lubricante.

Para prevenir abrasiones indeseables, la velocidad de corte del disco de diamante se recomienda que sea de 600 rpm considerando que al realizar el corte, se logra afectar o desbastar en 1[mm] de profundidad a la superficie de dicha muestra. Si las superficies laterales de las muestras cilíndricas, las caras de un cubo o de cualquier otra geometría plana de las muestras son desiguales o existen irregularidades como curvaturas o astillas, éstas se pueden desbastar con lija de carburo de silicio de No. 400 aplicando agua común como lubricante (figura 4.6).



Figura 4.6 A través de un desbaste de las superficies planas, se pueden eliminar irregularidades en las muestras. Si se emplea una pulidora como la mostrada en la figura, la velocidad recomendada es de 400 rpm.

Posterior a la obtención de las muestras a través de cualquier método de corte, éstas se lavan perfectamente con jabón líquido utilizando un cepillo de cerdas semiduras (figura 4.7) para la remoción completa de tejidos, médula ósea presentes en los poros (para el caso de hueso esponjoso) así como cualquier sustancia indeseable generada al momento del corte (grasas u otros).



Figura 4.7 La limpieza de las muestras ayuda a remover las sustancias indeseables (médula ósea o partículas de tejidos blandos, grasa debido a la herramienta) teniendo precaución de no provocar ningún daño.

Si las pruebas mecánicas no se van a llevar a cabo inmediatamente después de haber obtenido la geometría final de la muestras, se deben conservar en refrigeración sumergiéndolas en solución salina al 0.9% (figura 4.8).



Figura 4.8 Si las probetas maquinadas no son ensayadas inmediatamente, se conservan en solución salina y dentro de envases herméticos para evitar en la medida de lo posible la degradación, inclusive se pueden mantener refrigeradas antes de iniciar cualquier prueba.

4.6.3 Fijación de extensómetros eléctricos

Los extensómetros eléctricos han sido utilizados ampliamente sobre metales para estudios de análisis de esfuerzos. Cuando se manejan adecuadamente, el adhesivo M-Bond 200 que se aplica para su fijación puede ser empleado en ensayos en los que se requieran efectuar grandes elongaciones. Para ello se consideran algunos parámetros como el rango de temperatura de operación normal de un

extensómetro así como la humedad relativa del medio circundante. Para obtener mejores resultados, el adhesivo debe aplicarse bajo temperaturas de entre 20 a 30°C y a una humedad relativa del medio circundante de entre 30 y 65 %

La aplicación de estos extensómetros eléctricos en el tejido óseo se ven limitados por las condiciones en que se tiene que manejar la muestra. Por ejemplo, para el hueso cortical se debe conservar la humedad de su tejido debido a que *in situ*, se encuentra inmerso a un cierto grado de humedad; por otro lado, la limitante en el hueso esponjoso lo determina la porosidad muy marcada que presenta debido a las trabéculas. Por tanto, estas condiciones no son garantía de una fijación adecuada y mucho menos para un estudio de deformaciones. Sin embargo, en el siguiente apartado se pretende establecer una técnica inicial de preparación, a partir de la cual, se puedan generar o mejorar la fijación de los extensómetros en el tejido óseo. No obstante, para asegurar la precisión en las mediciones de las deformaciones, debe hacerse un estudio preliminar del procedimiento de fijación de extensómetros eléctricos (Apéndice A).

La clave fundamental para la preparación de la superficie de la muestra donde se va a colocar el extensómetro eléctrico es aplicar una capa fina y uniforme de catalizador Catalyst – C 200 o una capa del Adhesivo M-Bond 200 dejando secar por un periodo de 5 minutos. Posteriormente se desbasta ligeramente el área con lija de carburo de silicio de No. 400, cuya limpieza se lleva a cabo con el acondicionador M – Prep Conditioner A. Los siguientes pasos y a partir del trazo de ejes se llevan a cabo siguiendo la metodología de fijación de extensómetros eléctricos más frecuentemente empleada y que se anexa en el apéndice A.

4.7 Procedimientos para las pruebas

De no exigirse requerimientos muy estrictos, se puede llevar a cabo los experimentos a un rango de temperatura de entre 20 y 24°C con una humedad relativa del medio circundante de 40 a 90%, en caso contrario, estos parámetros deberán controlarse adecuadamente.

Las muestras de hueso se preparan de acuerdo al tipo de ensayo que se requiera implementar. Por ejemplo, si el ensayo es de tracción o torsión, será necesario recubrir los extremos de las muestras con polimetilmetacrilato (PMMA). La finalidad de este recubrimiento es proporcionar una región de sujeción para las mordazas de la máquina de pruebas debido a que las epífisis (en el caso de huesos

largos) tienen geometría irregular o para el caso de muestras maquinadas a dimensiones muy reducidas (muestras de formas cilíndricas) cuyo requerimiento exige no maltratar físicamente la muestra (figura 4.9).

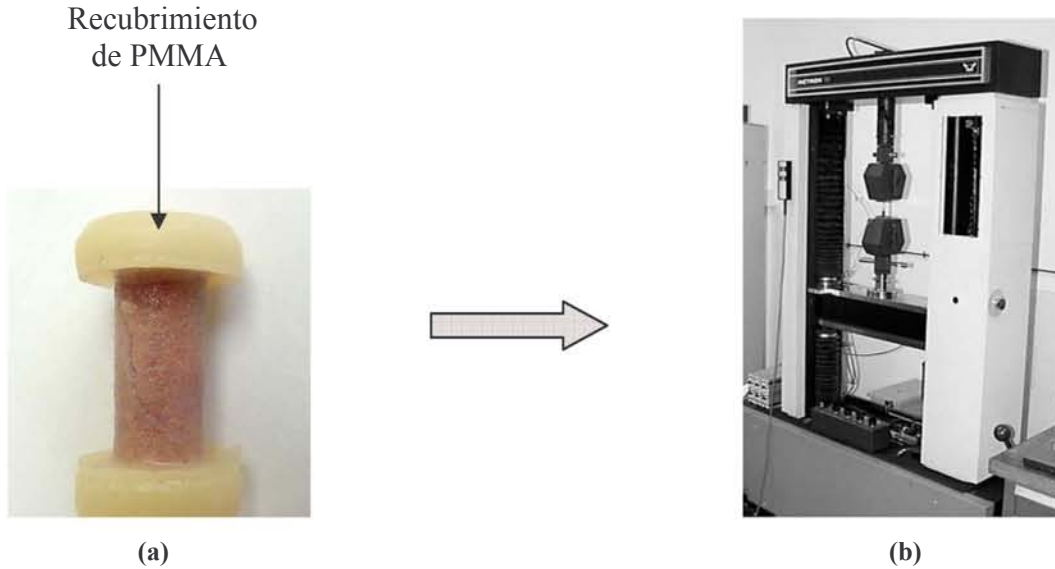


Figura 4.9 Si las muestras a tracción no se recubren en los extremos (figura a) al momento de montarlas en las mordazas de la máquina de pruebas mecánicas (figura b), es garantía de generar daños permanentes antes de realizar las pruebas(b).

En el montaje de las muestras a la máquina de pruebas se pueden utilizar tornillos, alambres o barras para lograr una fijación firme entre la celda de carga y la muestra (figura 4.10).

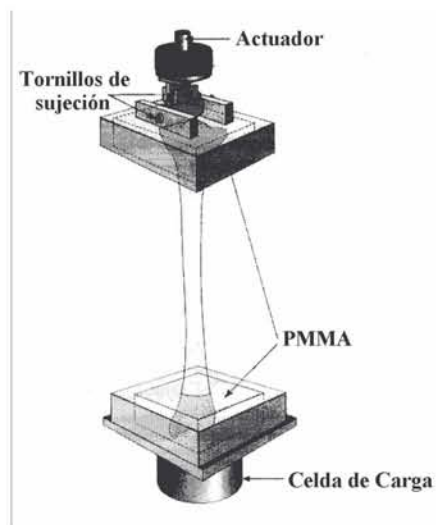


Figura 4.10 En ocasiones será necesario el empleo de tornillos de sujeción para mantener firmemente la muestra sobre las celdas de cara

En los ensayos de compresión, las muestras cilíndricas (figura 4.11) se colocan directamente en la plataforma de ensayo; sin embargo, para el caso de huesos largos, se tienen que recubrir los extremos (epífisis) con PMMA además de fijarlos con tornillos, pasadores o pernos contra las celdas de carga (figura 4.10).

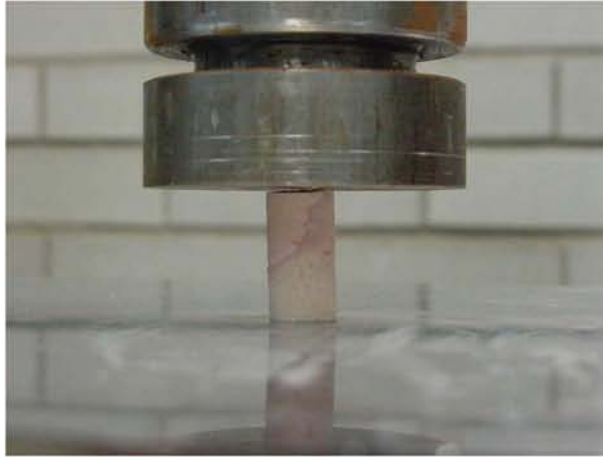


Figura 4.10 En el caso de muestras (cilíndricas) sometidas a ensayos de compresión, únicamente se colocan sobre la plataforma de la máquina de pruebas.

En los huesos sometidos a flexión en tres o cuatro puntos, se requieren establecerse a que distancia se situaran los elementos de apoyo para al aplicación de la carga. Si las pruebas mecánicas demandan la fijación de extensómetros eléctricos, éste se realiza previo al montaje del hueso en la máquina de ensayos. Para este caso, se debe conocer en que dirección ocurren las mayores deformaciones en la superficie del hueso, de lo contrario, al momento de instrumentar un extensómetro eléctrico, se corre el riesgo de no lograr ningún tipo de lectura.

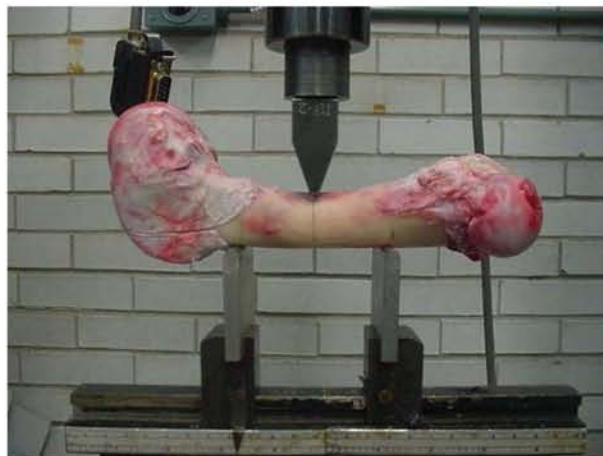


Figura 4.11 Los ensayos a flexión pueden ser en tres o cuatro puntos. En la figura se muestra un ensayo a flexión en tres puntos donde la localización de los apoyos inferiores se encuentran situados cerca de las metafisis.

Al aplicar la carga generalmente se opera con una velocidad lenta y constante (algunos autores han sugerido que la velocidad adecuada para pruebas de laboratorio sea de 1 mm/min) y de acuerdo a la magnitud de la carga, ésta se puede aplicar repetidamente hasta lograr la falla (fractura) en la muestra. La precarga se puede considerar de 5[N] y dado que la geometría de los huesos es muy variable, tanto en el diámetro de las diáfisis así como la longitud de prueba o distancia de apoyos, puede realizarse un promedio de valores de acuerdo al número de muestras que se pretendan ensayar.

CAPÍTULO 5

DISCUSIÓN

A simple vista, el tejido óseo puede ser considerado como carente de funciones y conceptualizado como una masa fija, permanente e inmutable. Sin embargo, tras haber realizado una revisión de la literatura y un análisis de la microestructura, se concluye que se trata de un tejido inestable en el cual su propia sustancia sufre un cambio continuo de materiales en virtud de los procesos que se presenta en el mismo, a fin de adaptarse continuamente al mejor desempeño de las funciones mecánicas y fisiológicas que ejerce. Así, desde el punto de vista mecánico, puede experimentar la osteolisis sobre las trabéculas óseas o sistemas haversianos, mismos que se construyen de acuerdo a una arquitectura más eficaz, con la finalidad de cumplir con su función.

En tanto, los componentes básicos (médula ósea, vasos sanguíneos, sistemas haversianos, tejido adiposo, trabéculas) a través de los cuales se da la función del tejido óseo, se encuentran agrupados de diferentes modos y se ven influenciados mediante los determinantes estructurales principales que se han definido como:

- Tipo de hueso
- Edad
- Tipos de cargas, y
- Actividad metabólica

De esta manera y acorde a los componentes del hueso y al material de su estructura, se plantea que los determinantes de las propiedades mecánicas incluyan:

- La densidad (densidad aparente y densidad mineral)
- Porosidad (canales vasculares en el hueso cortical y la médula en el hueso esponjoso) y

- Microestructura, tales como la estructura del hueso cortical (osteonas primarias y osteonas intersticiales), la estructura osteonal (composición de las lámelas con diferentes arreglos de fibras colágenas), estructura de las trabéculas (orientación trabecular, volumen del hueso trabecular y conectividad de las trabéculas) y la orientación de las fibras colágenas.

Respecto a las tablas de datos anexadas a este trabajo, donde se exponen diferentes valores de propiedades, se observa que existe una variación muy marcada impidiendo generar un rango de valores de propiedades que sean tomados como normales. A través de estos valores de propiedades reportados y buscando la mejora en la obtención de éstos resultados, se ha definido al tejido óseo como objeto de estudio para la biomecánica, pero considerándolo en sus diferentes niveles jerárquicos.

Así mismo, se define como un material compuesto, elástico, heterogéneo y anisotrópico y no puede ser tratado simplemente como un material homogéneo. No obstante, se pueden aplicar algunas suposiciones para muestras de hueso y lograr de esta manera, datos útiles con relación a sus propiedades mecánicas.

Al hablar de material compuesto, se ha establecido que éste será una función de:

- (1) La mezcla/combinación de unos cuantos elementos primarios;
- (2) Las propiedades de esos elementos y
- (3) Su interacción.

Es importante recalcar que lo mencionado anteriormente se basa en la distinción entre la estructura de hueso completo y los tejidos del mismo. De aquí que se haya considerado una vez más que el tejido óseo se clasifique en cinco niveles jerárquicos. En parte a esta distinción y en parte a otros factores (edad, sexo, condición, padecimientos), los rangos de valores se pueden controlar a través de algunos factores como medio alternativo para aterrizar, de un modo más preciso, el repunte de dichos valores. Por ejemplo, ensayando sobre una sola especie y en un sólo tipo de hueso. Los factores que afectan a las propiedades mecánicas del hueso que son muy variados, pueden cambiar y adaptarse en la vida (y aún en la enfermedad) no sin pasar desapercibido algunas complicaciones extras o factores indeterminados.

La importancia del estudio de la anatomía, microestructura y función del hueso viene a ser de gran relevancia para los estudiosos del área de medicina, el comportamiento mecánico lo es para la biomecánica. El extraer desde las raíces que del conocimiento se tiene acerca de este tejido óseo, permitirá crear juicios y metodologías para lograr una mejor preparación de la muestra, para de esta forma y paralelamente, también se elaboren protocolos de investigación que permitan realizar pruebas de laboratorio cuyos resultados sean lo más preciso posible además de que sean confiables y cuantificables, ya sea para comparar estos resultados con los que se reportan en la literatura o inclusive para traducir el lenguaje de éstos a términos matemáticos los cuales puedan ser interpretados y analizados para describir el comportamiento mecánico del hueso. Pues no se debe perder de vista que uno de los objetivos principales del proyecto general es determinar en forma experimental y de una manera confiable las propiedades mecánicas del hueso para desarrollar un modelo que conjugue generalidad y precisión.

Con la finalidad de brindar una herramienta más para elaborar esos protocolos de laboratorio que en cierto grado y aceptando que el comportamiento del hueso es muy complejo, de acuerdo a los avances del proyecto que se han manejado en la Unidad de Investigación y Asistencia Técnica en Materiales, los diversos factores que afectan a las propiedades así como las pruebas mecánicas que se puedan emplear, ha surgido la necesidad de crear una metodología de preparación de muestras que seguramente en un futuro conducirán a la obtención de modelos matemáticos más precisos y que a través de ellos se permita aproximar el comportamiento mecánico del hueso y mejor aún, el desempeño de las prótesis que se requieran implementar en los pacientes que sufran fracturas y diversas patologías en el hueso.

CAPÍTULO 6

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

- La metodología propuesta es una primera aproximación de lo que se pueda generar a través de la realización de pruebas mecánicas, de tal manera que al final del proyecto general se logre incluirla dentro de los protocolos de investigación en la obtención de propiedades mecánicas del tejido óseo.
- La elección de la especie donante para estos casos, estará en función de la disponibilidad de los elementos de estudio (diferentes huesos como el fémur, húmero, vértebras) así como la similitud de las condiciones de cargas fisiológicas presentes en el humano. Para tales casos, el porcino y el bovino se acercan más a estos requerimientos.
- Los modelos del comportamiento mecánico del tejido óseo de animales se han utilizado para el tratamiento en humanos debido a que representan simplificaciones o réplicas del sistema u organismo humano, ya que tienen la misma o similares funciones y estructuras en el objeto bajo estudio (tejido óseo).
- Los ensayos de compresión, tracción y flexión en tres y cuatro puntos son los más factibles y cuantificables para la obtención de las propiedades mecánicas del hueso. En este tipo de ensayos es aconsejable manejar las mediciones de deformación a través de extensometría eléctrica debido a que permite medir las deformaciones en una forma más simplificada.
- Al realizar pruebas mecánicas sobre muestras, es importante definir la dirección de la aplicación de la carga debido a la heterogeneidad de la estructura del hueso. Esto ayudará a reducir las variaciones de los valores de las propiedades.

- La variación de valores de propiedades mecánicas reportados en este trabajo se debe principalmente a la aplicación de ensayos mecánicos sobre muestras tomadas de diferentes especies donantes y de diferentes tipos de hueso.
- Es claro que al hablar de porosidad o de morfología heterogénea en el hueso, el análisis de su comportamiento mecánico se vuelve más complejo. Si embargo, puede omitirse en un principio esta porosidad muy marcada que presenta y de esta forma simplificar la caracterización del hueso considerándolo como un medio continuo.
- Los modelos SEHLI, SEHLTI y SEHLO han sido aplicados bajo diferentes condiciones, quedando muy claro que el comportamiento real se puede aproximar de manera más precisa a través de un modelo ortotrópico siendo útil en el caso del hueso cortical. Esta simplificación en el hueso esponjoso resulta discutible debido al arreglo irregular del tejido de las trabéculas.
- En general, la mineralización juega un papel muy importante, ya sea para proporcionar rigidez al hueso o para regular el metabolismo del mismo.

A continuación se enlista una serie de recomendaciones las cuales se han generado a lo largo del desarrollo del presente trabajo.

- En una primera etapa de experimentación, se propone atacar el problema de la variación de valores a través de una homogeneización de muestras y de especie donante, es decir, realizar primeramente pruebas mecánicas de hueso a nivel de hueso completo mediante los ensayos mecánicos más representativos para estos casos (tracción, compresión y flexión en tres y cuatro puntos).

La siguiente etapa podría estar enfocada a la aplicación de pruebas mecánicas en muestras maquinadas a nivel de hueso cortical y hueso esponjoso.

En ambos casos, el empleo de la extensometría eléctrica juega un rol importante en el estudio debido a que permite determinar el estado de esfuerzos de una región a partir de las deformaciones medidas con los extensómetros eléctricos.

- Complementar los análisis experimentales a través del modelado por elemento finito. Mediante este método se tiene la ventaja de reducir costos y tiempo de pruebas.
- La interpretación de datos del comportamiento mecánico del hueso puede complementarse con algunos gráficos o curvas de esfuerzo-deformación, aspecto que muchos autores no reportan frecuentemente.
- Realizar el estudio de las propiedades mecánicas del hueso considerando porosidad y presencia de grietas.
- La poroelasticidad puede usarse para explicar los potenciales de deformación generados en el hueso húmedo y pueden utilizarse como una herramienta efectiva en el estudio experimental del flujo local del fluido presente en el hueso y que los conocimientos de esta técnica pueden contribuir a responder un sin número de cuestiones concernientes a la mineralización del hueso.

REFERENCIAS

- [1] Tortora, G. E. *Principios de Anatomía y Fisiología Humana*. CECSA 1993
- [2] Ross-Kaye-Pawlina. *Histología. Texto y Atlas a Color con Biología Celular y Molecular*. Editorial Médica Panamericana 4ª Ed. 2005
- [3] Bargmann, W.. *Histología y Anatomía Microscópica Humanas*. Editorial Labor S.A. 1966
- [4] Yuehuei H. An., Kylie L. Martin. *Handbook of Histology Methods for Bone and Cartilage*. Humana Press. 2003
- [5] Ferrer D. *Esquemas de Histología*. Editorial Espaxs. Publicaciones Médicas. 4ª Edición. 1975
- [6] Yuehuei H. An & Robert A. D. *Mechanical Testing of Bone and the Bone-Implant Interface* CRC PRESS. 2000
- [7] Jae-Young Rho, Kuhn-Spearing L., Zioupos P. *Mechanical Properties and the Hierarchical Structure of Bone*. Medical Engineering & Physics. Vol. 20 Págs. 92 – 102. 1998
- [8] Aoubiza B., Crolet J. M., & Meunier A. *On The Mechanical Characterization of Compact Bone Structure Using The Homogenization Theory*. Journal of Biomechanics, Vol. 29 No. 12 Págs., 1539 – 1547. PERGAMON. 1996
- [9] Nordin M., Frankel V. H. *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System*. Lea & Febiger Philadelphia London. 2a ed. 1989
- [10] Cowin S. C. *Bone Mechanics HANDBOOK*. CRC Press. 2001
- [11] Sasaki N., Ikawa T. and Fukuda A. *Orientation of Mineral in Bovine Bone And The Anisotropic Mechanical Properties of Plexiform Bone*. Journal of Biomechanics Vol. 24 No.1 Págs. 57 – 61 1991
- [12] Doblaré M., García J. M., Gómez M. J.. *Modeling Bone Tissue Fracture and Healing*. Engineering Fracture Mechanics 71 Págs. 1809 – 1840 2004
- [13] Robert E. Reed-Hill. *Principios de Metalurgia Física*. Cia. Editorial Contienetal S.A.
- [14] Sánchez C. Sara. M., Narváez C. Mónica., Jacobo A. Victor H., Ortiz P. Armando. *Análisis de los modelos empleados para la determinación del comportamiento mecánico del hueso humano*. Memorias del X Congreso Anual de la Sociedad Mexicana de Ingeniería Mecánica. Queretaro, Qro. Septiembre 2004

- [15] Cerrud S. Sara, Narváez C. Mónica, Muñoz G. Vivaldo, Schouwenaars Rafael **Modelado del Comportamiento Mecánico del Hueso (Análisis de los efectos del grado de rehidratación)** Revista de la Sociedad Mexicana de Ingeniería Mecánica. Ingeniería Mecánica, Tecnología y Desarrollo. Vol. 1, Num. 6, Año 4. Marzo 2005
- [16] Narváez C. Mónica. **Tesis: Métodos para el análisis de la microestructura y propiedades mecánicas del hueso esponjoso.** Facultad de Ingeniería UNAM 2004
- [17] Currey John D. **Bones. Structure and Mechanics** Princeton University Press 2002
- [18] Cowin Stephen C. **Bone Poroelasticity.** Journal of Biomechanics Vol. 32 Pág. 217 – 238. 1999
- [19] Jeffrey C. Lotz., Tobin N. Gerhart and Wilson Hayes. **Mechanical Properties Of Metaphyseal Bone in the Proximal Femur.** Journal of Biomechanics Vol. 24 No. 5 Págs. 317 – 329. 1991.
- [20]
- [21] Dong X. N., Guo X. Edward. **The Dependence of Transversely Isotropic Elasticity of Human Femoral Cortical Bone on Porosity.** Journal of Biomechanics Vol. 37 Págs. 1281 – 1287. 2004
- [22] <http://www.m-w.com/dictionary>
- [23] Michael A. K. **Biomechanical Considerations of Animal Models Used in Tissue Engineering of Bone.** Biomaterials. Vol. 25 Págs. 1697 – 1714. 2004
- [24] Dally, James W., Riley, William F. **Experimental Stress Analysis.** McGraw-Hill International Editions. Tercera Edición. 1991.
- [25] Notas técnicas. **Strain Gage Application on Compact Bone.** Journal of Biomechanics. Vol. 12 Págs. 471 – 475 1979.
- [26] <http://www.rae.es/>

APÉNDICE

Introducción

Cuando se maneja adecuadamente un extensómetro eléctrico, el adhesivo M-Bond 200 que se aplica para su fijación, se puede emplear en ensayos en los que se requieran efectuar grandes elongaciones; por ejemplo, en estudios de fatiga para pruebas de un ciclo a una temperatura poco arriba de los 95°C, o bajo una temperatura aproximada de -185°C. Por tanto, el rango de temperatura de operación normal de un extensómetro eléctrico oscilará entre -30 y 65°C. Para obtener mejores resultados, el adhesivo debe aplicarse bajo temperaturas de entre 20 a 30°C y a una humedad relativa del medio circundante de entre 30 y 65 %

Material

1. Desengrasador CSM o Alcohol Isopropílico GC-6
2. Lijas de carburo de silicio (220, 320, 400)
3. Acondicionador A
4. Neutralizador 5A
5. Gasas GSP-1
6. Aplicadores de punta de algodón CSP-1 (cotonetes)
7. Cinta de celofán PCT-2A

Fijación de un extensómetro eléctrico [EE]

Preparación de la superficie

Paso 1

Desengrasar completamente el área de la muestra sobre la cual se va a fijar el [EE] con solventes como el desengrasador CSM o con alcohol isopropílico GC-6 (figura 1). Algunos materiales (p. ej. el titanio y muchos plásticos) reaccionan con los solventes, en estos casos se puede usar alcohol isopropílico GC-6.



Figura 1

Paso 2

Posterior al desengrasado se debe desbastar el área utilizando lijas de carburo de silicio de número 220 o 320 (figura 2a). Generalmente se recomienda cuando hay presencia de superficies “escamadas”, que presenta incrustaciones u oxidación. Enseguida se realiza un desbaste final con lija de carburo de silicio de número 400 humedeciendo completamente el área con el M-Prep Conditioner A. Posteriormente deberá secarse con algodón manteniendo una sola dirección de tal manera que se remueva completamente los residuos (partículas generadas por el desbaste) para dejar una superficie limpia y seca (figura 2b).

Utilizar un lápiz 4H (sobre aluminio) o una pluma (sobre acero) -no escribir- para marcar un juego de dos ejes perpendiculares entre sí sobre el área. Estas marcas realizadas en la muestra servirán como orientación para la fijación del [EE]. Nuevamente se aplica M-Prep Conditioner A sobre dichos ejes cubriéndolos completamente hasta crear una película fina procurando no borrarlos. En seguida se limpia y se seca con algodón para remover el grafito remanente. No debe utilizarse ninguna otra solución para secar la superficie a trabajar porque invariablemente deja una película delgada de contaminación y esto reduce la oportunidad de realizar una buena fijación del [EE].

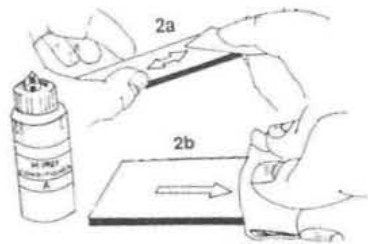


Figura 2



Figura 3

Paso 3

Aplicar una cantidad de neutralizador “M-Prep Neutralizer 5A” sobre la superficie esparciéndolo con algodón o cotonetes (figura 3). Con un solo algodón, realizar movimientos suaves y cuidadosos para secar la superficie. No debe ejercerse una presión fuertemente durante el secado, ya que esto puede provocar que se depositen residuos o contaminantes sobre la superficie.

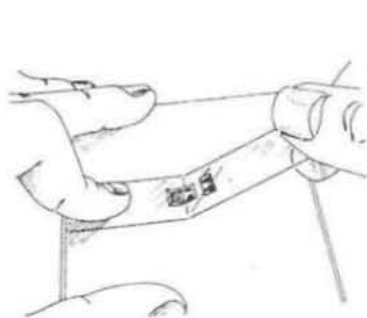


Figura 4

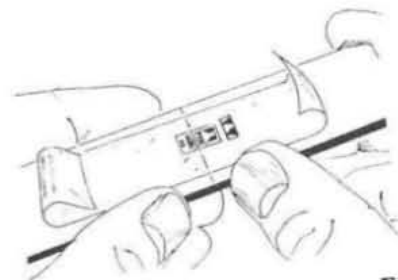


Figura 5

Preparación del [EE]

Paso 4

Con la ayuda de unas pinzas de punta, extraer el [EE] de su empaque y colocarlo sobre un vidrio limpio o cualquier otra superficie limpia. Si se requiere soldar una terminal, éste debe colocarse junto con el [EE] como se muestra en la figura 4. El espacio recomendado entre ambos elementos debe ser aproximadamente de 1.6 mm. Con un tramo de la cinta de celofán PCT-2A (entre 100 y 150 mm) colocarla sobre el conjunto [EE]-terminal. Debe tenerse cuidado de centrar ambos elementos en la cinta. Posteriormente se levanta la cinta cuidadosamente a un ángulo de aproximadamente 30° o menor con respecto a la superficie de vidrio extrayendo simultáneamente el [EE] y la terminal como se muestra en la figura 4.

Paso 5

Adherir uno de los extremos de la cinta que contiene al conjunto [EE]-terminal sobre la muestra a trabajar de tal manera que los ejes marcados en ésta y los triángulos impresos sobre el [EE] queden alineados adecuadamente (figura 5) al momento de pegar completamente la cinta sobre la muestra. Si las marcas quedaron desalineadas, tiene que levantarse uno de los extremos a un ángulo aproximado de 30° hasta dejar libre al conjunto. En seguida se realizan los ajustes necesarios y nuevamente se vuelve a pegar firmemente la cinta.

Paso 6

Nuevamente se levanta uno de los extremos de la cinta a un ángulo poco profundo en referencia a la muestra (se recomienda que sea menor a 30°, figura 6a) hasta que el [EE] y las terminales hayan quedado libres y fijas todavía en la cinta, el otro extremo deberá quedarse adherido como se muestra en la figura 6b.

Nota: Los extensómetros eléctricos deben ser manejados apropiadamente para lograr la fijación adecuada, por ello *no debe limpiarse el material base antes de su uso*, a menos que se haya contaminado durante el manejo; de ser así, se recomienda limpiar únicamente utilizando un aplicador de punta de algodón y aplicando el neutralizador M-Prep Neutralizer 5A. Si el levantamiento de la cinta se realiza con un ángulo mayor al establecido, se corre el riesgo de dañar el [EE] por efectos de deformación.

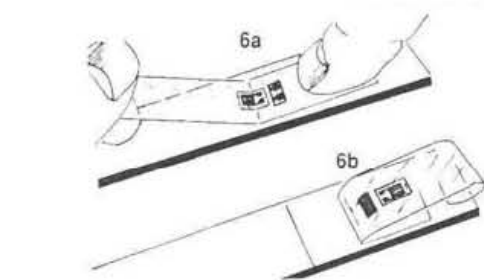


Figura 6

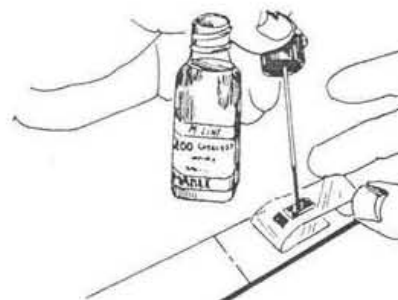


Figura 7

Fijación del [EE]

Paso 7

Posteriormente se aplica el catalizador M-Bond 200 sobre el [EE] y la terminal, la cantidad debe ser mínima de tal manera que se logre una película uniforme. Para controlar la cantidad se saca el aplicador del envase del catalizador y se golpea ligeramente (aproximadamente diez golpes ligeros) contra la boca del envase para escurrir el catalizador sobrante. Posicionar el aplicador poco antes del [EE] apoyándose ligeramente de tal manera que no se tenga un estilo para pintar (figura 7). Enseguida se desliza el aplicador barriendo completamente el [EE] y la terminal tratando de retirarlo justamente al llegar a la cinta adyacente. Permitir que el catalizador se seque por el lapso de un minuto.

Recomendación: las condiciones normales de medio ambiente antes del procedimiento deben ser de 24°C y una humedad relativa de entre 30 y 65%.

Nota: Los tres siguientes pasos deben ser completados en la secuencia mostrada dentro de un tiempo de 3 a 5 segundos; por tanto, se deben leer estos pasos antes de empezar con el procedimiento.

Paso 8

Levantar el extremo derecho de la cinta (con respecto al esquema de la figura 7) y sostenerlo de alguna forma. Aplicar de una o dos gotas del adhesivo M-Bond 200 en el pliegue formado por la unión entre la cinta y la superficie de la muestra (figura 8). La aplicación del adhesivo debe ser aproximadamente a 13 mm fuera del área de instalación del [EE]. Esto logrará la polimerización local que tendrá lugar cuando el adhesivo haga contacto con la superficie de la muestra sin causar un desnivel pegajoso en el [EE].

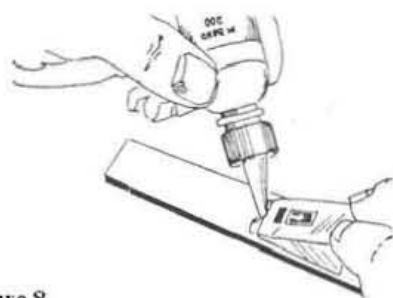


Figura 8

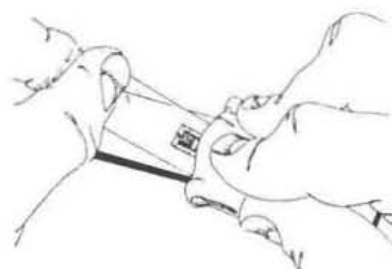


Figura 9

Paso 9

Del extremo de la cinta que se tiene sujetado (figura 8), posicionarla a un ángulo aproximado de 30° o menor de tal manera que el [EE] este sobre el área de la muestra donde se va a instalar. Así mismo, se sostiene el extremo de la cinta jalándola firmemente (figura 9) para realizar un barrido con una gasa sobre la cinta de celofán que contiene al [EE]. Simultáneamente se debe ejercer una presión con los dedos sobre la gasa al momento de realizar el barrido.

Paso 10

Inmediatamente después de terminado el barrido sobre la cinta a través de la gasa, con el dedo pulgar se aplica una presión firme en toda el área que contiene al [EE] y la terminal (figura 10) durante aproximadamente un minuto. En condiciones de humedad relativamente baja (menor a 30%) o a una temperatura de medio ambiente menor a 20°C, la presión se debe aplicar durante varios minutos para lograr extender el adhesivo.

Si la muestra presenta curvaturas o contienen filos, estos servirán para realizar un preformado aplicando una presión durante la operación. Nuevamente se aplica una presión por un tiempo adecuado de tal manera que el calor del dedo pulgar permita que la polimerización sea más rápida. Dejar secar aproximadamente dos minutos antes de retirar la cinta de celofán.

Paso 11

Retirar la cinta del conjunto [EE] y terminal cuando el adhesivo se haya secado. No es necesario retirar la cinta inmediatamente después de realizar la fijación, ya que puede ofrecer una protección mecánica a la de rejilla del [SG], puede inclusive retirarse hasta que se conecte la terminal a una fuente de energía. Para remover la cinta, jalar firmemente hacia atrás como se muestra en la figura 11. Esta técnica prevendrá el posible levantamiento del [EE] o causar algún daño a la instalación realizada.

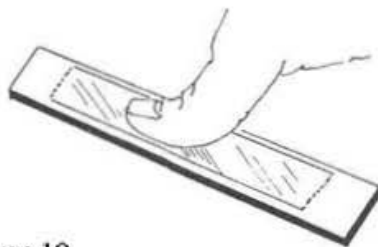


Figura 10

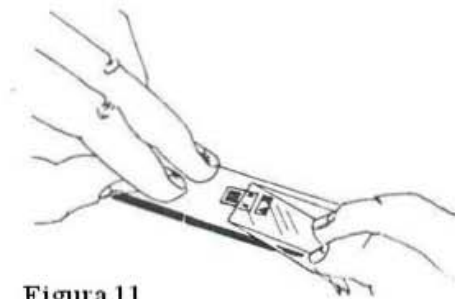


Figura 11

Glosario

Andrógenos.- Los andrógenos son hormonas sexuales masculinas y corresponden a la testosterona, la androsterona y la androstendiona.

Arteriosclerosis.- Dureza y engrosamiento anormales de las paredes de las arterias.

Autolisis.- Degradación de los tejidos.

Calcitonina.- La calcitonina es una hormona peptídica que interviene en el metabolismo del calcio y del fósforo. Específicamente, reduce los niveles sanguíneos de calcio de tres formas: disminuye la absorción intestinal, incrementa el almacenamiento de Ca por los huesos e incrementa excreción de calcio a través de los riñones. La mayoría de la calcitonina está producida por la glándula tiroides.

Calcifediol.- El calcifediol es una forma de vitamina D que se usa para tratar la hipocalcemia (falta de calcio en la sangre).

Calcitriol.- El calcitriol es una forma de vitamina D que mantiene la cantidad de calcio en la sangre en niveles normales, impidiendo que baje demasiado (hipocalcemia). También previene las enfermedades a los huesos en los pacientes con enfermedades del riñón.

Colágeno.- Proteína más abundante en el cuerpo que proporciona el armazón flexible para el depósito de mineral en los huesos.

Estrógenos.- Los estrógenos son hormonas sexuales de tipo femenino producidos por los ovarios y, en menores cantidades, por las glándulas adrenales.

Fibras de colágeno.- Arreglo de fibrillas colágenas para formar fibras de mayor tamaño.

Fibrillas colágenas.- Arreglo de triple hélice del colágeno.

Glucoproteínas.- Las glucoproteínas son moléculas compuestas por una proteína unida a uno o varios azúcares, simples o compuestos.

Glucocorticoides.- Los glucocorticoides son hormonas formada a su vez por otras dos hormonas, la corticosterona y el cortisol. Su acción es contraria a la de la insulina en sangre. También actúan sobre el metabolismo intermedio de grasas y proteínas.

Hemático.- Relacionado a la sangre.

Hematopoyesis.- Proceso de formación de las células de la sangre.

Hemiosteón.-Estructura presente en trabéculas muy anchas que presenta un canal central al igual que los ostiones pero tiene una geometría más irregular.

Hipotiroidismo.- Es un síndrome producido por una disminución de la función de la glándula tiroidea que ocasiona un déficit de hormonas tiroideas y múltiples síntomas en todo el organismo de diversa intensidad.

Homeostasis.- Es el estado de equilibrio dinámico o el conjunto de mecanismos por los que todos los seres vivos tienden a alcanzar una estabilidad en las propiedades de su medio interno y por tanto de la composición bioquímica de los líquidos, células y tejidos, para mantener la vida, siendo la base de la fisiología

Hormonas paratiroides.- Es una hormona peptídica producida por las células de las glándulas paratiroides. El principal estímulo para su secreción es la disminución de la calcemia (concentración sanguínea de Calcio). Su principal función es la de estimular al osteoblasto, célula encargada de la resorción ósea, esto es, liberación de calcio del hueso aumentando la concentración del mismo en sangre.

Ligamentos.- Cinta o fascículo de tejido fibroso denso, inserto en los huesos o los cartílagos que sirve como medio de unión para dos articulaciones o para sostener órganos.

Matriz orgánica.- Armazón flexible del hueso, esta formada por colágeno y la sustancia amorfa. Es secretada por células vecinas.

Matriz ósea.- Material compuesto por una parte orgánica (colágeno) y otra inorgánica (mineral).

Mielopoyesis.- Formación y desarrollo de la médula ósea o de las células que se origina a partir de la misma.

Nandrolona.- Esteroide anabólico utilizado para estimular el crecimiento de la masa muscular.

Osteopenia.- Término general que designa los trastornos de remodelación ósea en los que existe una pérdida de masa esquelética, incluyendo la osteomalacia y la osteoporosis.

Osteólisis.- La osteólisis masiva o enfermedad de Gorham es un trastorno muy raro caracterizado por la destrucción rápida y la resorción de un solo hueso o varios de ellos de forma espontánea y sin factores causales previos.

Osteopetrosis.- Calcificación excesiva de los huesos, caracterizada por un aumento de la sustancia compacta y de la fragilidad y por el aspecto mármoleo que adquiere el hueso.

Resorción.- Es el proceso en el que el hueso viejo es desechado y eliminado para que el nuevo hueso pueda agregarse al esqueleto.

Tendones.- Un tendón es una parte del músculo estriado, de color blanco perlado, de consistencia fuerte y no contráctil, constituido por fibras de tejido conjuntivo que se agrupan en fascículos los que se encuentran entrelazados por tejido conjuntivo laxo recibiendo el nombre de peritenón. Cerca de la inserción ósea el tendón experimenta un cambio y es más cartilaginoso.

Tiroxina.- Es una importante hormona tiroidea compuesta por la unión de aminoácidos yodados. Su función es estimular el metabolismo de los hidratos de carbono y grasas, activando el consumo de oxígeno, así como la degradación de proteínas dentro de la célula.

Vasos linfáticos.- Los vasos linfáticos son canales delgados y diminutos que transportan material de desecho y células del sistema inmunitario en un líquido llamado linfa.