



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO**  
**POSGRADO EN CIENCIA E INGENIERÍA DE MATERIALES**

**“CARACTERIZACIÓN VISCOELÁSTICA DE HUESO TRABECULAR PORCINO  
ANALIZANDO EL EFECTO DE LA MÉDULA ÓSEA”**

**TESIS**

**PARA OPTAR POR EL GRADO DE MAESTRÍA EN CIENCIA E INGENIERÍA DE  
MATERIALES**

**PRESENTA**

**LILIANA CATALINA OSNAYA SOTO**

**TUTOR PRINCIPAL**

**Dr. Víctor Hugo Jacobo Armendáriz**  
Facultad de Ingeniería

**COMITÉ TUTOR**

**M. en C. Edgar Isaac Ramírez Díaz**  
Facultad de Ingeniería

**Dra. María Cristina Piña Barba**  
Instituto de Investigaciones en Materiales

CIUDAD DE MÉXICO, OCTUBRE DE 2017



Universidad Nacional  
Autónoma de México



**UNAM – Dirección General de Bibliotecas**  
**Tesis Digitales**  
**Restricciones de uso**

**DERECHOS RESERVADOS ©**  
**PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL**

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

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

---

# Agradecimientos

---

*Agradezco al Consejo Nacional de la Ciencia y la Tecnología (CONACYT) por el apoyo ofrecido para la realización de este proyecto, al Instituto de Investigaciones en Materiales de la UNAM, a la Facultad de Ingeniería de la UNAM, a la Unidad de Investigación y Asistencia Técnica en Materiales (UDIATEM) de la Facultad de Ingeniería de la UNAM, al personal que labora en ella por apoyarme y permitirme realizar la parte experimental en sus instalaciones y al M. en C. Edgar Isaac Ramírez Díaz por su apoyo y orientación.*

*Dedico este trabajo a la memoria de mis padres y agradezco el apoyo incondicional de mi familia de sangre, que aunque lejos siempre están presentes, a mi familia de vida, que sin ellos ya me habría vuelto una ermitaña, a Claudia y Malcolm, que en su momento me apoyaron e impulsaron para no claudicar y a Agustín por la metamorfosis.*

*Agradezco también a los profesores que me han formado profesionalmente y a mi alma mater, la Universidad Autónoma Metropolitana, UAM - Azcapotzalco.*

# Índice

<b>Introducción</b>	i
<b>Capítulo 1. Tejido óseo</b>	1
1.1 Composición y estructura ósea	1
1.2 Estructuras macroscópica y microscópica del tejido óseo	2
1.3 Tipos de tejido óseo	4
1.4 Hueso trabecular	7
<b>Capítulo 2. Caracterización mecánica del hueso trabecular</b>	11
2.1 Elasticidad	11
2.2 Viscoelasticidad	12
2.2.1 Modelos empíricos de viscoelasticidad	13
2.2.2 Respuesta del material a la dependencia del tiempo	16
2.3 Pruebas mecánicas	17
2.3.1 Pruebas de tensión	17
2.3.2 Pruebas de compresión	18
2.3.3 Pruebas estáticas	19
2.3.4 Pruebas dinámicas o de fatiga	21
2.4 Estado del arte sobre caracterización y propiedades mecánicas del hueso trabecular	21
2.4.1 Preparación de muestras	22
2.4.2 Metodología de prueba	23
2.4.3 Resultados y conclusiones	25
<b>Capítulo 3. Técnica experimental</b>	31
3.1 Selección de las muestras	32
3.2 Procedimiento de corte	33
3.3 Conservación	34

3.4 Extracción de la médula ósea	34
3.5 Caracterización microestructural	35
3.5.1 Método de intercepción lineal	36
3.6 Caracterización mecánica	37
<b>Capítulo 4. Análisis de resultados</b>	<b>38</b>
4.1 Caracterización microestructural	38
4.2 Caracterización mecánica	39
4.2.1 Pruebas de compresión uniaxial	39
4.2.2 Pruebas de relajación de esfuerzos	45
<b>Capítulo 5. Conclusiones</b>	<b>53</b>
<b>Referencias</b>	<b>55</b>

---

# Introducción

---

La biomecánica del tejido trabecular es de interés para aplicaciones médicas que involucren trasplantes, injertos y prótesis, algunos fenómenos como la osteoporosis, osteoartritis, remodelación ósea o fracturas, requieren del conocimiento y la evaluación de las propiedades mecánicas y estructurales del hueso, así como de la biocompatibilidad cuando se trata de trasplantes. Por otro lado, la industria automotriz también hace uso de este conocimiento para la prevención de riesgos por lesiones en accidentes automovilísticos, por medio de modelados numéricos que permitan predecir el comportamiento del hueso bajo ciertas condiciones de carga y velocidades de deformación, para ello se hace uso de ciertos parámetros característicos como lo son el módulo de elasticidad, el módulo de rigidez a corte, el grosor trabecular y la fracción volumétrica, por mencionar algunos, sin embargo estos modelos aún carecen de precisión debido a que no representan un comportamiento real, es por ello que se buscan obtener propiedades geométricas y biomédicas más uniformes.

La mejor manera de predecir el comportamiento de un material es estudiarlo de manera directa, en este caso lo ideal sería estudiar el hueso trabecular humano, pero la limitante es la disponibilidad que hay de este tipo de muestras en estado fresco y las condiciones de manejo que se deben tener. La mayoría de los estudios que se han realizado sobre tejido trabecular han sido en bovinos por su fácil disponibilidad y manejo, sin embargo este tipo de tejido no representa de mejor manera una similitud con el tejido humano. Se han encontrado similitudes anatómicas entre la espina dorsal porcina y humana, tomando en cuenta ciertas diferencias de escala y se ha considerado utilizar órganos de porcinos para el trasplante de órganos (Ibrahim et al., 2006; Busscher et al., 2010). Es por este motivo que en la presente investigación se utilizó de tejido trabecular de origen porcino.

En cuanto al tipo de estudios que se han realizado, en muchos casos no se considera como relevante el fluido presente en la red del tejido trabecular y los resultados obtenidos pueden no mostrar un comportamiento real, es importante considerar la presión que el fluido intersticial ejerce sobre la estructura de la red trabecular para tener una aproximación más asertiva de las condiciones normales de carga a las que es sometido. Cabe señalar que dicho material debe caracterizarse no sólo como un sólido poroso, sino como un sólido viscoelástico. El objetivo que se persigue con ésta investigación, es aportar información que pueda ser útil en el desarrollo de modelos que predigan el comportamiento del tejido trabecular bajo ciertas condiciones de carga, teniendo en cuenta la viscoelasticidad del mismo.

Por lo anterior, el objetivo principal de este trabajo es caracterizar el tejido trabecular porcino analizando el efecto que la médula ósea tiene sobre las propiedades mecánicas y la viscoelasticidad del mismo. Para conseguirlo se busca alcanzar las siguientes metas: Comparar las propiedades mecánicas de hueso trabecular con médula ósea y sin ella. Analizar el comportamiento mecánico de hueso trabecular bajo cargas de compresión a una velocidad de deformación constante. Estudiar el comportamiento viscoelástico del hueso trabecular a través de pruebas de relajación de esfuerzos. Obtener una función de relajación de esfuerzos que represente apropiadamente su comportamiento.

El capítulo 1 abarca las características del tejido óseo como su composición, estructura y clasificación, haciendo énfasis en el tejido trabecular, mencionando los parámetros microestructurales que lo caracterizan. Una vez comprendidas las características generales del hueso trabecular, en el capítulo 2 se habla sobre su caracterización mecánica, dando una introducción breve sobre los conceptos de elasticidad y viscoelasticidad que caracterizan a este tipo de tejido, en seguida se menciona el tipo de pruebas mecánicas que se llevan a cabo y con qué finalidad, cerrando con una revisión del estado del arte como una herramienta para conocer la mejor manera de preparar las muestras y hacer una metodología de prueba apropiada para así tener una referencia que ayude a un análisis de resultados comparativos. En el capítulo 3 se explica la técnica experimental seguida para la presente investigación, desde la selección de las muestras hasta el tipo de pruebas mecánicas realizadas sólo de manera cualitativa. En el capítulo 4 se presentan los resultados obtenidos con su respectivo análisis. Finalmente el capítulo 5 presenta las conclusiones.

---

# Capítulo 1

## Tejido óseo

---

El sistema esquelético tiene gran importancia biomecánica y metabólica sobre el cuerpo, está compuesto de huesos individuales y tejidos conectivos que los unen. Los huesos son el principal constituyente de este sistema y difieren entre ellos por su rigidez y dureza. Éstas características son resultado de sales inorgánicas impregnadas en una matriz de fibras de colágeno, proteínas y minerales.

La rigidez y dureza del hueso permiten al esqueleto mantener la forma del cuerpo, portar la médula ósea, proteger los tejidos blandos del cráneo, las cavidades torácica y pélvica, además de transmitir la fuerza de contracción muscular de una parte del cuerpo a otra durante el movimiento. El contenido de minerales en el hueso sirve como depósito de iones, particularmente de calcio, también contribuye a la regulación de la composición del líquido extracelular. Es un material estructural que se auto repara, capaz de adaptar su masa, forma y propiedades a cambios en los requerimientos mecánicos, soportando la actividad física diaria sin romperse o causar dolor.

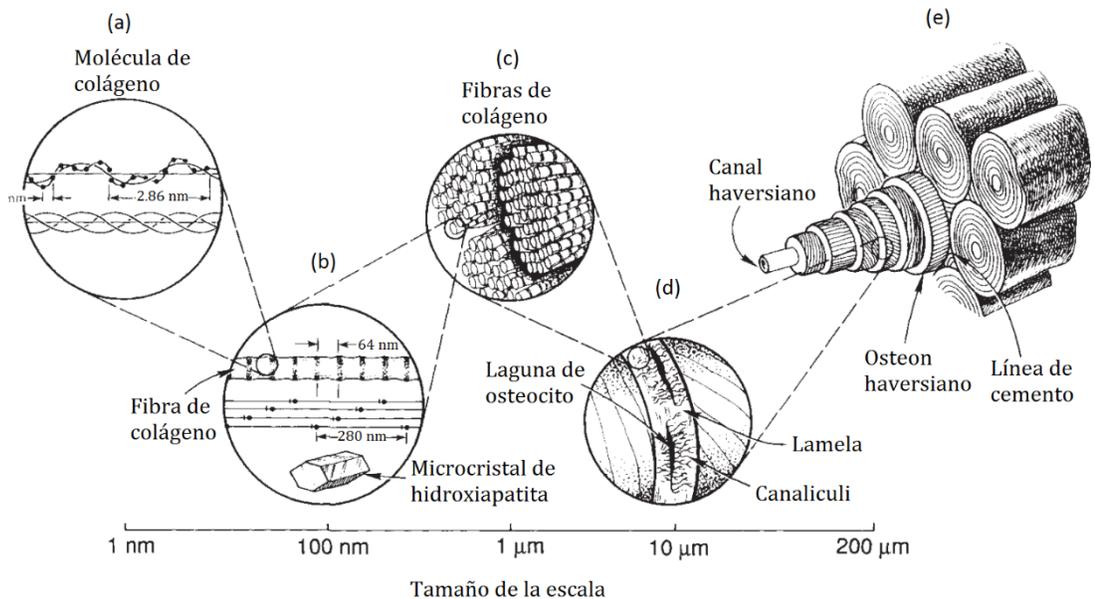
### 1.1 Composición y estructura ósea

El hueso está compuesto por un 65% de mineral y un 35% de matriz orgánica, células y agua. El mineral es mayoritariamente hidroxiapatita cristalina  $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$  con impurezas tales como carbonatos, citratos, magnesio, flúor y estroncio, incorporadas a la red o absorbidas sobre la superficie del cristal, ésta se encuentra en forma de agujas, placas y barras, localizadas dentro y entre las fibras de colágeno. La matriz orgánica consiste de un 90% colágeno y 10% de varias proteínas no colágenas, las más abundantes son osteocalcina, osteonectina, osteopontina y sialoproteína (Cowin 2001).

Al ser un material compuesto de origen natural, exhibe una estructura jerárquica compleja, lo cual quiere decir que tiene una estructura dentro de la estructura (Currey, 1984), la presencia de fases polisacáridas pueden dar lugar a una viscoelasticidad significativa, mientras que la hidroxiapatita provee la rigidez al hueso (Katz, 1971). A un nivel microestructural (Figura 1.1) están los osteones (e) que son fibras huecas compuestas de lamelas concéntricas y de poros con aproximadamente 200 micrómetros de diámetro; las lamelas (d) formadas de fibras que contienen fibrillas (fibras más pequeñas). A nivel nano las fibras están compuestas de hidroxiapatita (b) y de proteínas colagenoides (a) que tienen una estructura de triple hélice. Las lagunas (d) son poros elipsoidales con dimensiones en el orden de 10 micrómetros, proveen espacios para los osteocitos que mantienen el hueso y le permiten adaptarse a condiciones de carga debido al crecimiento o a la reabsorción. Los canales haversianos (e) contienen vasos sanguíneos y nervios que nutren el tejido, el flujo de estos vasos y nervios dentro del poro es importante para la nutrición de las células óseas.

Propiedades tales como la dureza debida al mineral óseo (Hancox, 1972), o “creep” debido a las líneas de unión entre los osteones (Lakes and Saha, 1979) han sido asociadas con características estructurales específicas.

El esfuerzo generado por el fluido en los canales haversianos puede dar lugar a un amortiguamiento en flexión, compresión o tensión, esto ocurre a frecuencias ultrasónicas de aproximadamente 20,000 Hz, muy por encima de la actividad humana normal diaria. Se han usado dos niveles de modelos analíticos jerárquicos que involucran a los osteones como fibras largas para entender la anisotropía, elasticidad y viscoelasticidad del hueso (Gottesman and Hashin, 1980).



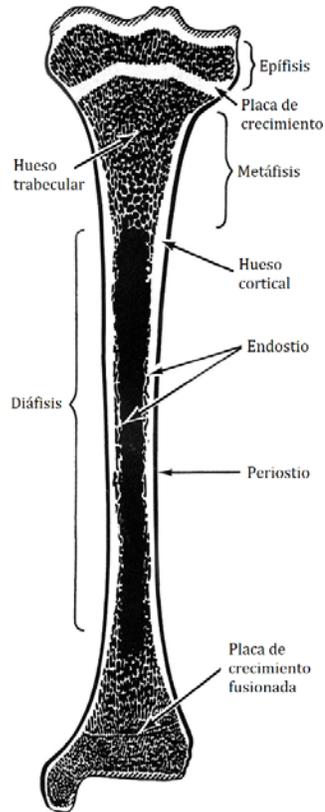
**Figura 1.1** Estructura jerárquica de hueso compacto (Lakes 1993)

## 1.2 Estructuras macroscópica y microscópica del tejido óseo

Los huesos largos, como el húmero, fémur o tibia, sirven como un modelo clásico de la estructura macroscópica del hueso. Un hueso largo de un adulto promedio consiste de un canal cilíndrico central o diáfisis, y dos extremos más anchos y redondeados o epífisis; ambos son conectados por medio de una región cónica llamada metáfisis (Figura 1.2). La diáfisis se compone principalmente de hueso cortical, mientras que la epífisis y la metáfisis contienen mayormente hueso trabecular con una ligera coraza de hueso cortical.

La mayoría de las terminaciones de los huesos son más anchas que sus partes centrales porque éstas tienen articulaciones cubiertas por cartílago y para llevar cargas iguales se necesitan áreas más grandes de cartílago articular que de hueso.

Durante el crecimiento, la epífisis se separa de la metáfisis por una placa transparente de cartílago conocida como placa-metáfisaria de crecimiento o placa epifisial. La placa de crecimiento y el hueso trabecular adyacente a la metáfisis constituyen una región donde tiene lugar la producción del hueso trabecular y elongación de la corteza.



**Figura 1.2** Diagrama esquemático de una tibia o hueso largo. (Cowin, 2001)

En la etapa adulta, la placa de crecimiento cartilaginosa se reemplaza por hueso trabecular, lo que causa que la epífisis se fusione con la metáfisis. La obliteración de este cartilago debido a la fusión de las dos masas de hueso esponjoso se conoce como el cierre de la epífisis y forma una sinostosis. En la articulación las superficies de los extremos del hueso largo están cubiertas por una fina capa de cartilago hialino especializada conocida como cartilago articular.

La superficie exterior de la mayoría de los huesos está cubierta por el periostio, una lámina de tejido conectivo fibroso y una capa interior de células indiferenciadas. El periostio interviene en la formación de hueso durante el crecimiento y en la curación de fracturas; no está presente en las zonas donde los tendones o ligamentos se insertan en los huesos, en los extremos óseos que se alinean con el cartilago articular, en la superficie de los huesos sesamoideos, en áreas subescapular, ni en el cuello del fémur.

La cavidad medular de la diáfisis y las cavidades del hueso cortical y esponjoso se alinean con una capa celular delgada llamada endostio (un periostio interno) que es una membrana de células de la superficie del hueso, como los osteoclastos y osteoblastos.

A diferencia del cartilago, que crece intersticialmente y por aposición, el hueso es restringido a crecer sólo de la segunda forma, debido a la naturaleza no expandible del tejido mineral óseo, por ende todas las actividades del hueso ocurren en la superficie.

El tejido óseo tiene dos superficies principales, el periostio y el endostio, la superficie endostial se subdivide en intracortical, endocortical y trabecular (Tabla 1.1). Las superficies del hueso pueden cumplir simultáneamente tres funciones: formación, reabsorción o permanecer en estado de reposo. Las superficies de formación se caracterizan por los osteoides y por una cubierta de osteoblastos. Las superficies de reabsorción contienen concavidades llamadas lagunas de absorción que frecuentemente contienen osteoclastos o están rodeadas de los mismos. Las superficies de reposo están libres de osteoclastos y osteoblastos. Todas están cubiertas por células de recubrimiento óseo, entre éstas y el hueso mineralizado hay una capa de osteoide de 1  $\mu\text{m}$  de grosor (Cowin, 2001). La mayoría de las superficies óseas en un humano adulto están en el estado de reposo.

<b>TABLA 1.1 Superficies del hueso adulto (Weiss, 1988)</b>		
Superficie	Área superficial ( $\times 10^6 \text{ mm}^2$ )	Superficie Total (%)
Periosteal	0.5	4.40
Endocortical (cortical-endosteal)	0.5	4.4
Intracortical-Haversiana	3.5	30.4
Trabecular-endosteal	7	60.8
<b>Superficie Total</b>	<b>11.5</b>	<b>100</b>

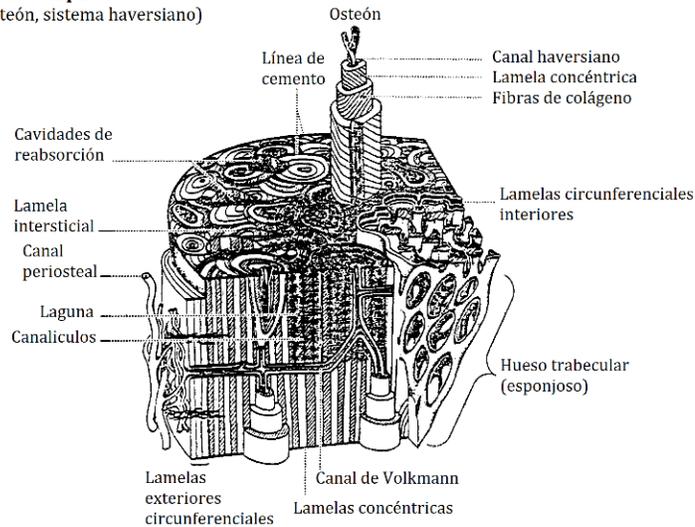
### 1.3 Tipos de tejido óseo

Aproximadamente el 80% de la masa esquelética en un adulto humano es hueso cortical, una masa sólida densa con canales microscópicos, la cual forma la pared exterior de los huesos y es en gran parte responsable de la función de soporte y protección que proporciona el esqueleto (Cowin, 2001).

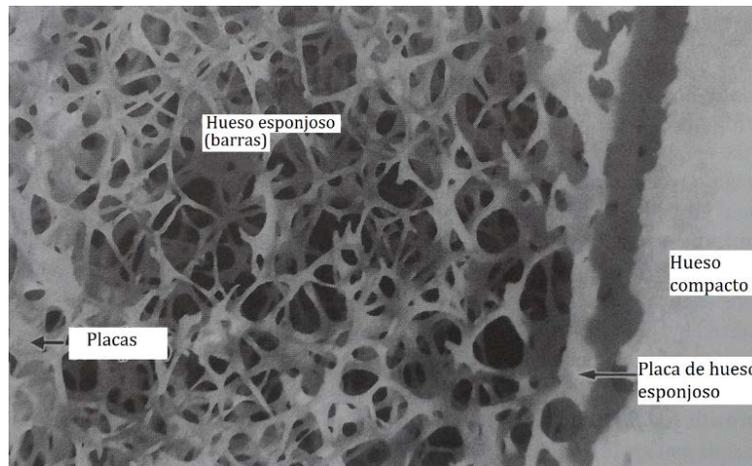
La mayor parte de hueso cortical está en el eje de los huesos largos del esqueleto apendicular, los osteones representan su unidad estructural, estos consisten en cilindros o lamelas que atraviesan longitudinalmente al hueso (Figura 1.3).

El 20% restante de la masa del hueso es trabecular, una red de grandes placas y barras conocidas como trabéculas, con cavidades que se encuentran en las partes interiores de los huesos, en ejemplares vivos la médula ósea ocupa los espacios intertrabeculares (Figura 1.4).

**Hueso compacto**  
(Osteón, sistema haversiano)



**Figura 1.3** Diagrama de la estructura del hueso cortical o compacto (Weiss, 1988)



**Figura 1.4** Fotografía de una sección de tibia que muestra el hueso cortical y trabecular (Cowin, 2001)

La superficie trabecular contribuye con más del 61% de la superficie total del hueso, debido a que la relación superficie-volumen es ocho veces más grande en el hueso trabecular que en el cortical ( $20 \text{ mm}^2/\text{mm}^3$  contra  $2.5 \text{ mm}^2/\text{mm}^3$  (Cowin, 2001)), (Tabla 1.2)

La distribución del hueso cortical y trabecular varía mucho entre los huesos individuales, por ejemplo, el cúbito está compuesto por un 92% hueso cortical y 8% hueso esponjoso, mientras que una vértebra típica consiste de en 62% cortical y 38% esponjoso (Cowin, 2001).

El hueso cortical difiere del trabecular en su desarrollo, arquitectura, función, proximidad a la médula ósea, el suministro de sangre, la rapidez del tiempo de rotación y la magnitud de los cambios dependientes de la edad y las fracturas (Tabla 1.3).

<b>TABLA 1.2 Diferencias generales entre hueso cortical y trabecular (Bronner, 1999)</b>		
	Cortical	Trabecular
Masa esquelética	80%	20%
Superficie	33%	67%
Relación superficie/volumen (mm <sup>2</sup> /mm <sup>3</sup> )	20	2.5
Tejido blando	~10%	~75%
Porosidad	Baja	Alta
Médula	Grasa	Hematopoyética
Principal tejido blando	Víscera	Médula
Desarrollo	Endurecimiento intramembranoso	Endurecimiento endocondrial
Regeneración	Lenta	Rápida
Funciones	Biomecánicas, de soporte y protección	Mineralización, homeostasis y de soporte

<b>TABLA 1.3 Comparación de volumen y superficie entre hueso cortical y trabecular (Recker, 1983)</b>		
Factores	Cortical	Trabecular
Fracción de volumen (mm <sup>3</sup> /mm <sup>3</sup> )	0.95	0.20
Superficie / Volumen (mm <sup>2</sup> /mm <sup>3</sup> )	2.5	20
Volumen total (mm <sup>3</sup> )	1.40 x 10 <sup>6</sup>	0.35 x 10 <sup>6</sup>
Superficie interna total (mm <sup>2</sup> )	3.50 x 10 <sup>6</sup>	7.0 x 10 <sup>6</sup>
Formación (%)	3.0	6.0
Reabsorción (%)	0.6	1.2
Reposo (%)	96.6	92.8

## 1.4 Hueso Trabecular

El hueso trabecular es un tejido óseo poroso, encontrado principalmente en las extremidades de los huesos largos y en las vértebras. En los huesos largos se encarga de distribuir las cargas mecánicas desde la superficie articular hasta el eje cortical, mientras que en los cuerpos vertebrales es el principal constituyente de soporte de carga (Figura 1.5 y 1.6).

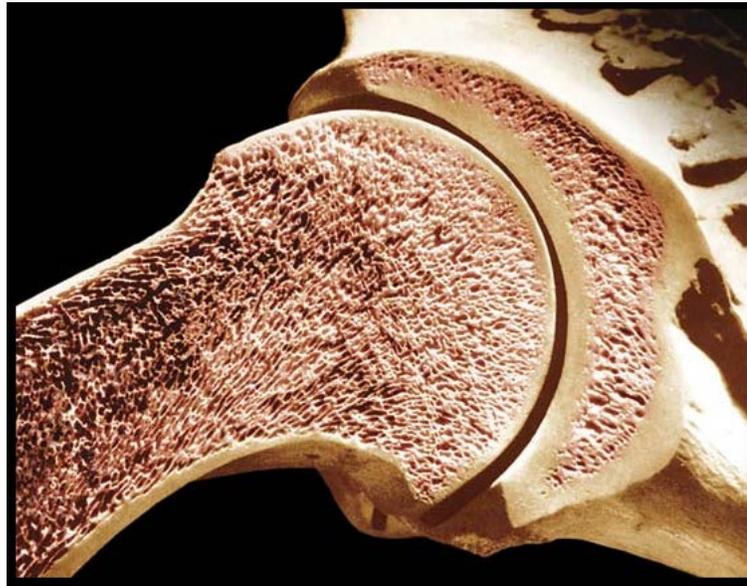
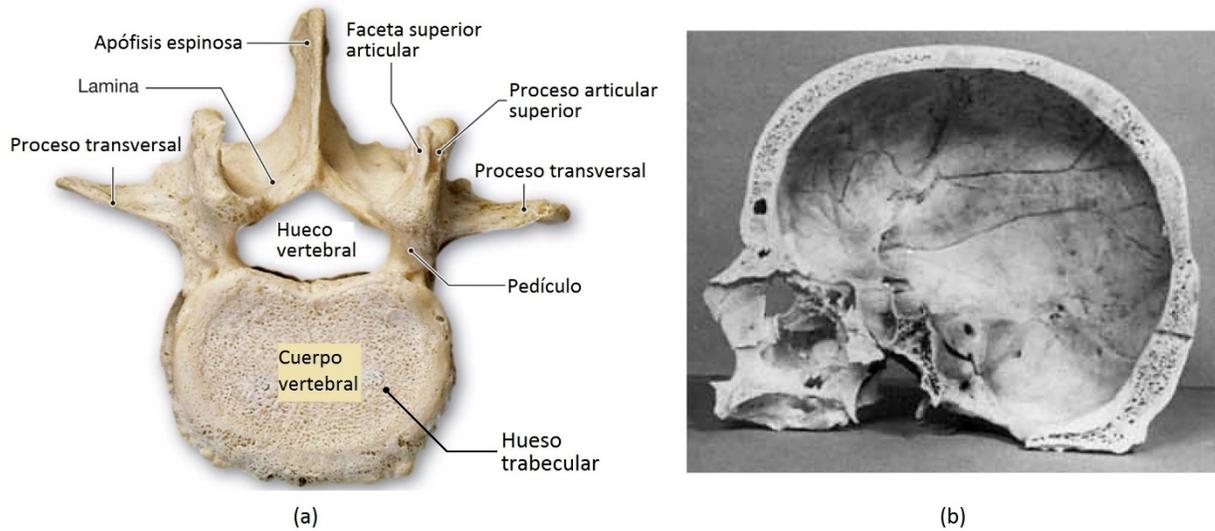


Figura 1.5 Sección longitudinal de húmero (Heaney, 2014)

Las fracturas óseas debido a enfermedades como la osteoporosis por lo general ocurren en las regiones de hueso esponjoso, enfermedades tales como la osteoartritis pueden estar relacionadas con las propiedades mecánicas del hueso subcondral, cuyas funciones principales consisten en dar soporte, distribuir la carga mecánica, absorber los impactos mecánicos continuos y nutrir las capas profundas del cartílago hialino, especialmente en el período de crecimiento (Brandt and Doherty, 1998). Por lo tanto, la calidad mecánica del hueso esponjoso es un parámetro importante para el riesgo de fractura y la integridad ósea.

Aunque la resistencia del hueso esponjoso es el parámetro más relevante para medir el riesgo de fractura ósea, las propiedades elásticas determinan su comportamiento mecánico durante las actividades diarias normales, durante tales actividades las micro-deformaciones ( $\mu\epsilon$ ) en el hueso por lo general son muy pequeñas y los experimentos han mostrado que su comportamiento puede ser considerado como lineal en este intervalo (Cowin, 2002).



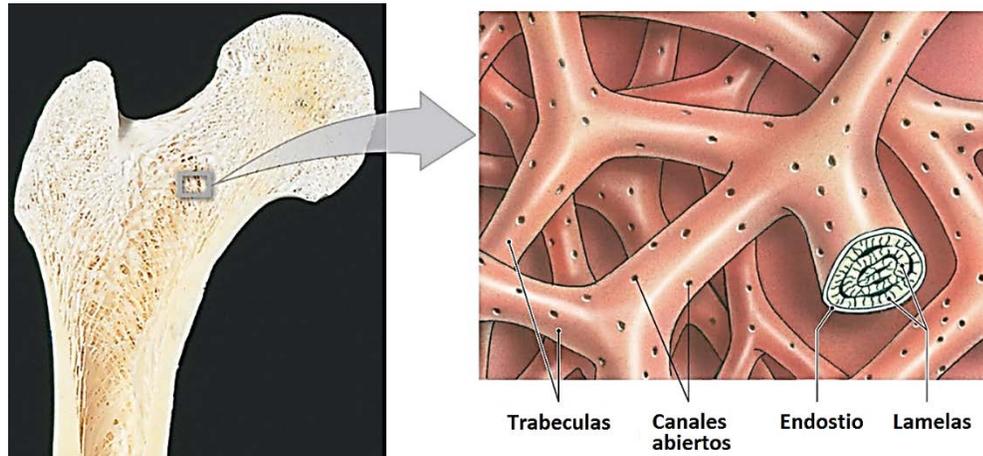
**Figura 1.6** (a) Fotografía de vértebra lumbar, vista superior (Ocampo, 2015)  
 (b) Fotografía de corte transversal de cráneo (Gibson, 2005)

Las propiedades elásticas determinan cómo se distribuyen las cargas desde las articulaciones hacia el hueso subcondral y a su vez al hueso en general, éstas afectan también el riesgo de fractura, debido a que determinan de manera local las condiciones de carga en las regiones de fractura al inicio de la falla del hueso trabecular.

El hueso trabecular al ser un material altamente poroso y heterogéneo, tiene una estructura interna muy compleja de canales y placas, llamadas trabéculas, las cuales son el principal constituyente de carga y están formadas de cristales de hidroxipatita embebidos en una matriz de fibra de colágeno, creando así un material rígido (Figura 1.7). Las propiedades mecánicas de la matriz ósea son determinantes en el comportamiento mecánico del hueso esponjoso. Basándose en mediciones realizadas por Linde y Hvid en 1989 se encontró que la médula ósea influye sobre la respuesta mecánica del hueso trabecular a bajas velocidades de deformación, para velocidades de deformación normales Cowin en 2001 concluyó que la médula no contribuye significativamente a la rigidez del hueso esponjoso.

La estructura trabecular del hueso esponjoso es el segundo factor más importante para las propiedades mecánicas del mismo, puede tomar diferentes y muy variadas formas tales como estructuras celulares abiertas o cerradas, de canales, de placas o de tipo panal, sin embargo, en todos los casos el espesor trabecular es más o menos el mismo (150 a 200  $\mu\text{m}$ ) (Mullender et al., 1996). En algunas de estas estructuras, las trabéculas pueden tener una orientación preferente muy pronunciada, en otras es difícil de encontrar, para la anisotropía mecánica del hueso esponjoso la presencia de una orientación trabecular preferencial es de particular importancia.

El parámetro más importante para caracterizar la morfología y microestructura del hueso trabecular es la fracción de volumen, que es el volumen de hueso entre el volumen total ocupado, la respuesta mecánica está ligada con la microestructura, un hueso con una fracción de volumen alta tiene más superficie para responder a una carga mecánica y por lo tanto presentará un esfuerzo último más alto (Prot et al., 2014).

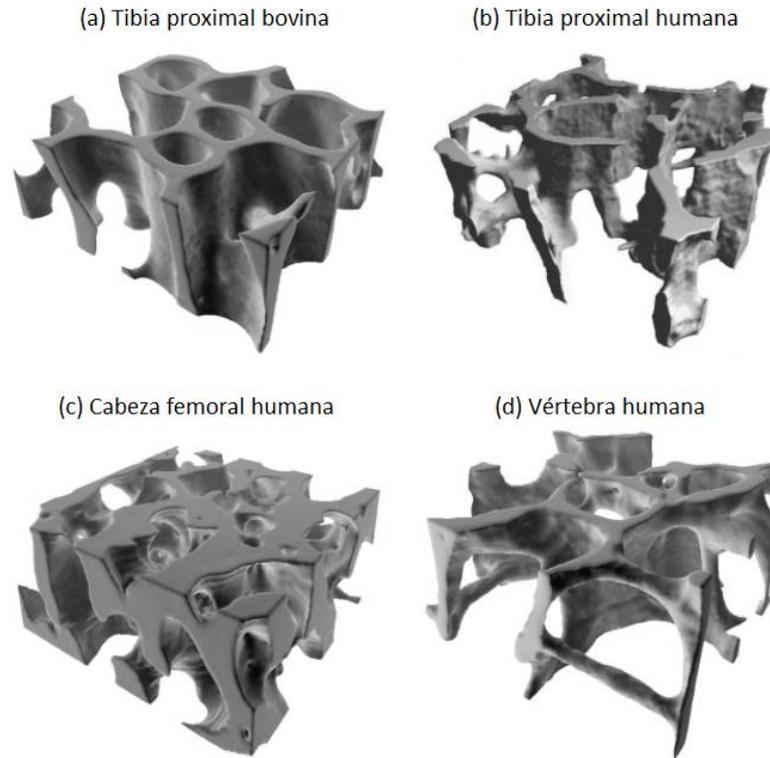


**Figura 1.7** Estructura de hueso trabecular en una cabeza femoral (Harnden, 2015)

Otro parámetro es la densidad estructural o densidad aparente, que mide el grado de mineralización en  $\text{kg/m}^3$ , existen parámetros escalares que cuantifican la geometría de las trabéculas, como su grosor, inter-espaciado, conectividad, o la dimensión fractal de la red trabecular (Figura 1.8), para medir la anisotropía y la direccionalidad se utilizan parámetros tensoriales.

Se ha encontrado una correlación entre el parámetro anisotrópico de longitud media de intercepción en sus tres direcciones con el módulo de Young a diferentes velocidades de deformación y con parámetros geométricos como la superficie ósea, fracción de volumen, grosor trabecular y separación intertrabecular (Prot et al., 2014), (Tabla 1.4).

Debido a que el presente trabajo no se enfoca en una caracterización microestructural del tejido trabecular, no se ahondará en dichos temas.



**Figura 1.8** Volumen representativo, dimensiones de las muestras: 3 x 3 x 1 mm<sup>3</sup>  
(Keaveny et al., 2001)

<b>TABLA 1.4</b> <i>Parámetros microestructurales y respuesta mecánica de muestras de cabeza femoral bovina bajo carga dinámica (Prot et al., 2014)</i>		
Clasificación	Parámetro	Valor medio
Geometría y morfología	Fracción de volumen (%)	0.31
	Grosor trabecular (mm)	0.31
	Separación trabecular (mm)	0.28
	Trabéculas por unidad de volumen (/mm <sup>3</sup> )	2.28
Topología	Dimensión fractal	2.72
	Índice de estructura del modelo	4.17
Anisotropía	Grado de anisotropía	0.54
	Longitud de intercepción media 1 (mm)	0.51
	Longitud de intercepción media 2 (mm)	0.46
	Longitud de intercepción media 3 (mm)	0.33
Parámetros mecánicos	Módulo de elasticidad aparente (MPa)	140
	Deformación última (mm/mm)	8.3
	Esfuerzo último (MPa)	12.3

---

## Capítulo 2

---

# Caracterización mecánica del hueso trabecular

---

El hueso esponjoso es clasificado como un material poroso, sin embargo puede ser idealizado como continuo, en el que para el modelado de su comportamiento, no se considera su estructura atómica o molecular. Visto de la manera más simple se considera como un material compuesto por trabéculas que representan una fase continua y una matriz fluida que es la médula ósea. La descripción de la deformación y de la cinemática de cada uno de los medios continuos que deforman el material poroso no difiere de un continuo considerado monofásico. Se considera que al aplicar cargas externas que generan variaciones en la presión del fluido, el tejido compuesto se deforma pero dicha deformación no difiera de la de un sólido (Ortiz et al., 2013). Lo anterior puede ser evaluado apropiadamente por medio de la matemática Lagrangiana y Euleriana.

Las propiedades elásticas del hueso trabecular se definen en un nivel continuo, también conocido como nivel aparente, a este nivel el hueso se considera como un material con propiedades que representan un promedio para un volumen representativo, dicho volumen deberá poseer un gran número de trabéculas para proporcionar suficientes cantidades continuas promediadas. Las dimensiones mínimas de una muestra que se va a someter a compresión deben ser significativamente mayores que las dimensiones de sus unidades sub estructurales (Harrigan et al., 1988), para el hueso trabecular se requiere una distancia mínima de 5 mm para cumplir con la suposición de continuidad (Linde, 1994) lo cual equivale a 10 distancias intertrabeculares considerando trabéculas bovinas (Prot et al., 2014).

Los parámetros que determinan las propiedades mecánicas del hueso trabecular son: densidad (aparente y mineral), porosidad, orientación de las fibras de colágeno y microestructura (incluyendo estructura, orientación, volumen y conectividad trabecular) (Martin, 1991).

### 2.1 Elasticidad

La parte elástica en el hueso trabecular se caracteriza por la habilidad que este presenta de recuperar completamente su geometría inicial después de haber sido aplicada una carga que no exceda el límite elástico. La mayoría de los materiales sólidos sometidos a pequeñas deformaciones se describen por la ley de elasticidad lineal de Hooke, donde el esfuerzo es directamente proporcional a la deformación ( $\sigma = E\varepsilon$ ) para bajas deformaciones, e independiente a la velocidad de deformación, en dicha relación  $\sigma$  es el esfuerzo,  $E$  el módulo elástico y  $\varepsilon$  la deformación.

En el análisis de la relación entre esfuerzo y deformación se utilizan ecuaciones constitutivas, en el caso del comportamiento elástico, la ley general de Hooke en tres dimensiones está dada por:

$$\sigma_{ij} = C_{ijkl}\varepsilon_{kl} \quad (2.1)$$

Donde  $C_{ijkl}$  es el tensor de módulo elástico.

Estrictamente, el tensor  $C_{ijkl}$  tiene 81 coeficientes que se pueden reducir dependiendo de la simetría del material en estudio, para un material cristalino anisotrópico dichos coeficientes se reducen a 21, para un ortotrópico a 9 y para un isotrópico a 2 (Ugural et al., 2003).

En la forma más general, dichas componentes deben determinarse por experimentación, si existen planos de simetría elástica algunas son independientes o cero. Cuando se mide en un sistema de coordenadas alineado con las normales de los planos de simetría se presenta una matriz de coeficientes ortotrópica en términos de las constantes elásticas más comúnmente usadas: módulo de Young (E), relación de Poisson ( $\nu$ ) y módulo de rigidez a corte (G). Sin embargo, los materiales nunca son perfectamente ortotrópicos y debido a esto se presentan errores de medición, corregidos por medio de modelos matemáticos (Mehrabadi and Cowin, 1990).

En el hueso, como en muchas otras estructuras biológicas, hay una dirección estructural preferencial y en consecuencia el comportamiento mecánico dependerá de la dirección en que se aplique la carga. La variación que tiene un material en sus propiedades mecánicas al cambiar la dirección o rotación de estudio para un punto de referencia se conoce como anisotropía. Existe una amplia cantidad de modelos para describir el comportamiento anisotrópico en los materiales, dichos modelos difieren en el número de simetrías definidas.

Para el hueso trabecular por lo general se asume un comportamiento elástico ortotrópico, en el que al menos existen tres planos ortogonales de simetría y nueve constantes elásticas (Rietbergen et al., 1996). En algunos casos el hueso se puede describir como transversalmente isotrópico, con cinco constantes elásticas y en el que cada plano a través de un eje longitudinal es un eje de simetría, un ejemplo de este tipo de tejido son los osteones en el hueso humano, en los que para todas las direcciones trasversales se tiene el mismo módulo de Young pero longitudinalmente el módulo es mayor (Stone et al., 1983).

Los materiales que tienen las mismas constantes elásticas en todas las direcciones, tienen un mayor orden simétrico y se denominan isotrópicos, con dos constantes elásticas y en el que cada plano es un eje de simetría.

## 2.2 Viscoelasticidad

Los polímeros, los metales a temperaturas altas y casi todos los materiales biológicos cuando son sometidos a carga y descarga se deforman y presentan una recuperación gradual, la respuesta de dichos materiales depende de qué tan rápido se aplica o se retira la carga, la magnitud de la deformación depende de la velocidad a la que dicha carga se aplica.

La mejor forma de describir el comportamiento mecánico del hueso trabecular es por medio de la viscoelasticidad, que es una propiedad combinada de elasticidad y viscosidad que presenta un material al ser sometido a una deformación. Un material viscoelástico es un híbrido entre un sólido elástico y un fluido newtoniano, esto quiere decir que además de disipar la energía también la almacena, se asume que el hueso trabecular tiene un comportamiento viscoelástico lineal (Yamashita et al., 2002).

Para materiales viscoelásticos la relación entre esfuerzo y deformación se puede expresar como:

$$\sigma = \sigma(\varepsilon, \dot{\varepsilon}) \quad (2.2)$$

La ecuación 2.2 indica que el esfuerzo no solo es función de la deformación, sino también de la velocidad de deformación, donde  $\dot{\varepsilon} = \frac{d\varepsilon}{dt}$

La dependencia que tiene la rigidez con la velocidad de deformación, así como la habilidad de disipar energía dentro del rango elástico y fenómenos tales como la relajación de esfuerzos y la fluencia en el hueso trabecular, están relacionados con la parte viscosa, que se puede deber tanto a las propiedades viscosas del tejido como a la médula ósea en los poros. A pesar de que ésta última tiene un efecto hidráulico en las propiedades mecánicas, resulta ser de menor importancia, excepto para velocidades de deformación altas ( $\sim 1 \text{ Hz}$ ) (Linde, 1994) y cuando el hueso se encuentra bajo exigencias de cargas dinámicas (Guedes et al., 2006).

Un fluido viscoso bajo un esfuerzo cortante obedece la ley de Newton,

$$\tau = \eta \frac{d\gamma}{dt} \quad (2.3)$$

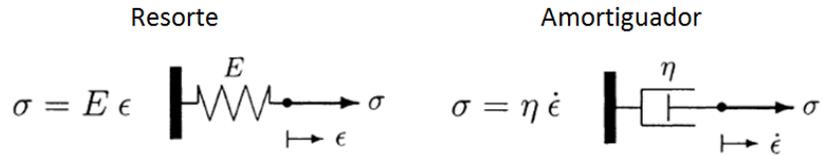
Donde  $\tau$  es el esfuerzo cortante,  $\eta$  es el coeficiente de viscosidad y  $d\gamma/dt$  la variación en la deformación respecto al tiempo; el esfuerzo es directamente proporcional a la velocidad de deformación pero independiente de la deformación misma.

Los materiales viscoelásticos son aquellos en los que la relación esfuerzo-deformación es dependiente del tiempo, cualquier modelo viscoelástico tiene elementos elásticos (resortes) y elementos viscosos (amortiguadores) conectados en serie o en paralelo (Drozdov, 1998). Cuando se aplica una fuerza externa a un material viscoelástico, una parte de la energía elástica generada se disipa en forma de calor, todos los seres vivos hacen uso de este mecanismo de disipación para sobrevivir, en el caso de los huesos dicha disipación puede contribuir en la fuerza impulsora involucrada en el proceso de remodelación ósea (Levenston and Carter, 1998).

Este tipo de comportamiento es propio de los polímeros, haciendo una caracterización de hueso trabecular bovino se encontró una respuesta similar a estos. Al analizar la respuesta mecánica en el hueso, los efectos viscoelásticos son más importantes en el tejido esponjoso que en el cortical, concluyendo que el comportamiento viscoelástico juega un papel muy importante en las propiedades mecánicas el hueso trabecular (Guedes et al., 2006).

### 2.2.1 Modelos empíricos de viscoelasticidad

El modelo de resorte y amortiguador constituye la base para el análisis viscoelástico, éstos se pueden conectar de distintas formas para construir modelos empíricos viscoelásticos. Los resortes representan el comportamiento de un sólido elástico mientras que los amortiguadores se usan para representar el comportamiento de un fluido viscoso (Figura 2.1).

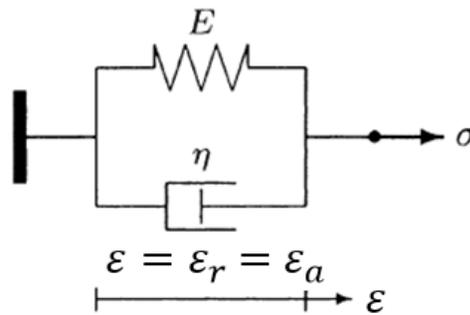


**Figura 2.1** Modelo de resorte como sólido elástico y amortiguador como fluido viscoso (Özkaya et al., 2012)

### Modelo de Kelvin-Voigt

Las formas más simples de los modelos empíricos se obtienen conectando un resorte y un amortiguador en paralelo y en serie. El modelo de Kelvin-Voigt (Figura 2.2) es un sistema que consiste en un resorte y un amortiguador conectados en paralelo. El esfuerzo total en el sistema será repartido entre ambos componentes,  $\sigma = \sigma_r + \sigma_a$  donde los subíndices  $r$  y  $a$  corresponden a resorte y amortiguador, respectivamente.

Conforme se aplique la carga, el resorte y el amortiguador se deformarán en la misma magnitud debido al arreglo en paralelo,  $\epsilon = \epsilon_r = \epsilon_a$



**Figura 2.2** Modelo de Kelvin-Voight (Özkaya et al., 2012)

La relación de esfuerzo-deformación para el resorte y para el amortiguador será:

$$\sigma_r = E\epsilon_r \tag{2.4}$$

$$\sigma_a = \eta\dot{\epsilon}_a \tag{2.5}$$

Sabiendo que  $\sigma = \sigma_r + \sigma_a$

$$\sigma = E\epsilon_r + \eta\dot{\epsilon}_a \tag{2.6}$$

y que  $\epsilon = \epsilon_r = \epsilon_a$  entonces

$$\sigma = E\epsilon + \eta\dot{\epsilon} \tag{2.7}$$

$$\sigma = E\epsilon + \eta\frac{d\epsilon}{dt} \tag{2.8}$$

La ecuación 2.8 es una ecuación diferencial lineal de primer orden y relaciona el esfuerzo con la deformación y la velocidad de deformación para el modelo de Kelvin-Voigt, el cual es un modelo viscoelástico con dos parámetros ( $E$  y  $\eta$ ) y representa un sólido viscoelástico.

### Modelo de Maxwell

En el modelo de Maxwell (Figura 2.3), los componentes se conectan en serie y en este caso la carga aplicada al sistema se distribuye de igual manera en sus componentes,  $\sigma = \sigma_r = \sigma_a$ . Por lo tanto, la deformación resultante es la suma de las deformaciones en cada uno de los componentes,  $\epsilon = \epsilon_r + \epsilon_a$ .

La ecuación diferencial resultante queda de la siguiente manera:

$$\eta \dot{\sigma} + E\sigma = E\eta \dot{\epsilon} \quad (2.9)$$

La cual, al igual que en el modelo de Kelvin-Voigt, resulta ser una ecuación diferencial lineal de primer orden. El resorte se usa para representar el comportamiento de un sólido elástico y tiene un límite de deformación. El amortiguador se usa para representar el comportamiento de un fluido y se asume que se deforma de manera continua mientras se le aplique una fuerza. El comportamiento general de este modelo es más el de un fluido que el de un sólido y es conocido como el modelo de fluido viscoelástico.

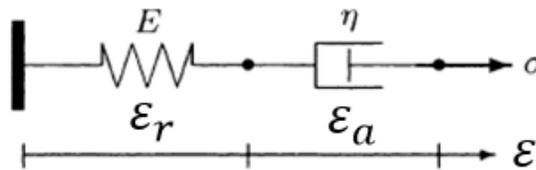


Figura 2.3 Modelo de Maxwell (Özkaya et al., 2012)

### Modelo sólido estándar

Los modelos de Kelvin-Voigt y de Maxwell no representan ningún material real conocido, pero pueden ser usados en conjunto para construir modelos viscoelásticos más complejos, como el modelo sólido estándar. Este modelo se compone de un resorte y un sólido de Kelvin-Voigt conectados en serie (Figura 2.4).

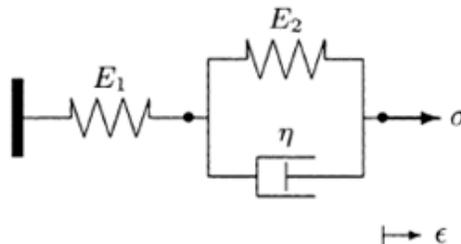


Figura 2.4 Modelo sólido estándar (Özkaya et al., 2012)

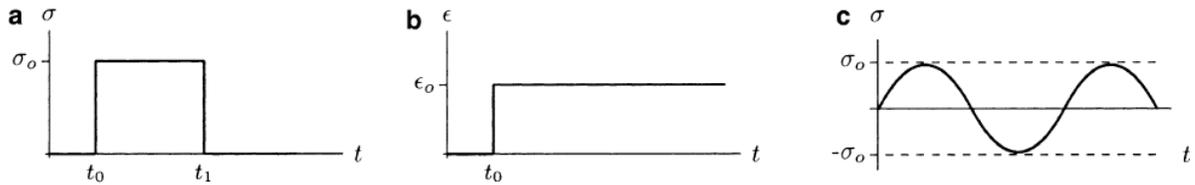
La ecuación diferencial que lo representa (Ec. 2.10) consta de tres parámetros ( $E_1$ ,  $E_2$  y  $\eta$ ) y se usa para describir el comportamiento viscoelástico de ciertos materiales biológicos tales como el cartílago.

$$(E_1 + E_2)\sigma + \eta \frac{d\sigma}{dt} = E_1 E_2 \varepsilon + E_1 \eta \frac{d\varepsilon}{dt} \quad (2.10)$$

El proceso de deformación en un material viscoelástico tiene un grado de complejidad alto y muchas veces es necesario utilizar un arreglo de modelos empíricos para describir la respuesta del material bajo distintas condiciones de carga. Con el uso de expresiones matemáticas derivadas de los modelos es posible obtener constantes que pueden ser usadas como base de comparación o predicción, sin embargo no se puede reducir el comportamiento viscoelástico de un material biológico, como lo es el tejido trabecular, simplemente en términos de arreglos de resortes y amortiguadores.

### 2.2.2 Respuesta del material a la dependencia del tiempo

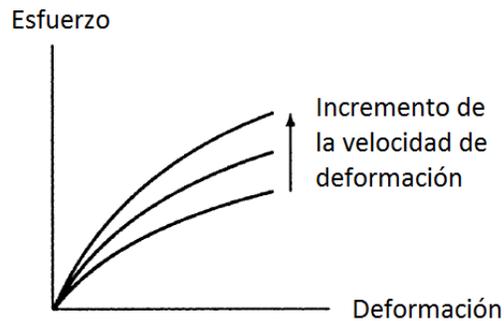
Un modelo empírico para un material viscoelástico dado, se puede determinar por medio de una serie de experimentos, existen distintas técnicas diseñadas para analizar la dependencia que el comportamiento mecánico del material tiene con el tiempo. Dichas pruebas se conocen como “creep”, relajación de esfuerzos y respuesta oscilatoria (Figura 2.5).



**Figura 2.5** (a) “Creep”, (b) Relajación de esfuerzos y (c) Respuesta oscilatoria (Özkaya et al., 2012)

Los resultados de estos experimentos permiten la construcción de modelos matemáticos que conllevan a un modelo empírico y a una ecuación diferencial que relaciona el esfuerzo con la deformación. La relación entre el esfuerzo y la deformación para el material se puede usar en conjunto con las leyes fundamentales de la mecánica para analizar la respuesta del material bajo distintas condiciones de carga.

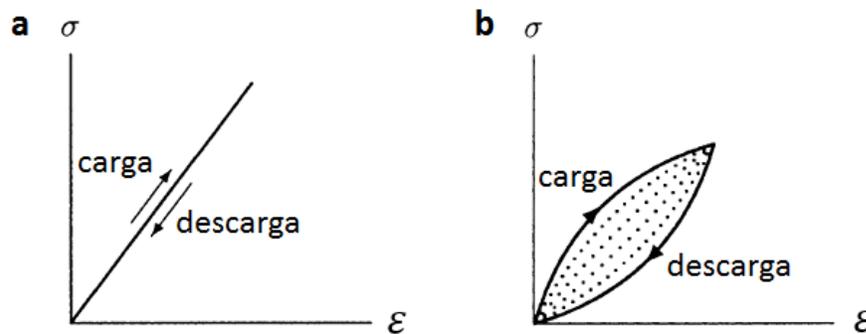
El proceso de deformación en un material viscoelástico es de naturaleza compleja y en ocasiones es necesario utilizar un arreglo de modelos empíricos para describir su respuesta viscoelástica para distintas condiciones de carga. Un material viscoelástico no tiene una curva única de esfuerzo-deformación y eso dependerá de la velocidad de deformación (Figura 2.6).



**Figura 2.6** Diagrama de esfuerzo-deformación para un material viscoelástico (Özkaya et al., 2012)

Un material elástico almacena la energía que se suministra para deformarlo en forma de energía potencial, dicha energía al ser liberada una vez retirada la carga, permite que el material recupere su forma y tamaño original, esto es visible en la curva de esfuerzo-deformación, ya que el camino de carga y descarga es el mismo, sin embargo un material viscoelástico almacena una parte de dicha energía y otra parte la disipa en forma de calor, una vez retirada la carga la energía potencial almacenada es utilizada para regresar al material a su forma original pero no hay energía suficiente para recuperarse por completo.

Dicho fenómeno es conocido como ciclo de histéresis, el área encerrada en dicho ciclo representa la energía perdida en forma de calor durante el proceso de deformación y recuperación (Figura 2.7) y es dependiente de la velocidad de deformación. La presencia del ciclo de histéresis en la curva de esfuerzo-deformación para un material viscoelástico indica que si se aplica una carga y descarga de manera continua, como resultado se tendrá un incremento de temperatura en el material.



**Figura 2.7** (a) Ciclo de carga y descarga para un material elástico (b) Ciclo de carga y descarga para un material viscoelástico, histéresis (Özkaya et al., 2012)

Casi todos los materiales biológicos presentan un comportamiento viscoelástico y debido a que los materiales viscoelásticos exhiben un comportamiento dependiente del tiempo, la diferencia en la respuesta que tiene un material elástico y uno viscoelástico es más evidente bajo condiciones de cargas dependientes del tiempo, como en el caso de las pruebas de relajación de esfuerzo y “creep”.

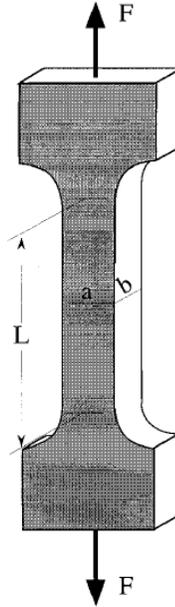
## 2.3 Pruebas mecánicas

Para estudiar las propiedades biomecánicas y el comportamiento viscoelástico de los materiales existen básicamente tres tipos de pruebas, éstas son de tensión, compresión y torsión; también se utilizan pruebas de flexión que combinan la tensión y la compresión, dichas pruebas pueden llevarse a cabo en muestras elaboradas con una geometría específica para su estudio, o bien en huesos completos.

### 2.3.1 Pruebas de tensión

Para este tipo de pruebas se utilizan las normas ASTM E855-90, E382-86 y E1304-89 (ASTM Standards, 1994), por medio de estas pruebas se pueden obtener las propiedades intrínsecas del material, tales como el módulo de Young, el esfuerzo último o el esfuerzo de cedencia; son más simples de llevar a cabo en tejido cortical que en trabecular, debido a que el segundo es más complicado de sujetar.

Las muestras se diseñan con una geometría que permita una deformación uniforme en la porción central de las mismas (Figura 2.8), de esta forma el esfuerzo puede calcularse como la fuerza aplicada por sección transversal de área, sin embargo este tipo de pruebas pueden no ser fisiológicamente relevantes, debido a que las condiciones naturales de los huesos involucran primordialmente cargas bajo compresión y no bajo tensión (Athanasίου, 2000), otro inconveniente es que se requiere de especímenes relativamente grandes, que cumplan con una relación de longitud-diámetro de 5:1.



**Figura 2.8** Geometría típica de una probeta que será sometida a una prueba de tensión (Athanasίου, 2000)

Para muestras con una geometría irregular, como en el caso de huesos largos enteros, se pueden obtener propiedades estructurales tales como la carga a la fractura pero es difícil determinar las propiedades intrínsecas, por lo tanto cuando se realizan pruebas de tensión en huesos largos, se hacen con el objetivo de encontrar diferencias relativas entre distintos grupos de muestras.

### 2.3.2 Pruebas de compresión

Para este tipo de pruebas se utiliza la norma ASTM E9-89a (ASTM Standards, 1994), originalmente utilizadas en metales a temperatura ambiente, sin embargo a menudo son usadas para evaluar el tejido trabecular debido a que representa de mejor manera las condiciones de carga a las que éste es sometido *in vivo* en ciertas zonas anatómicas del sistema óseo, como por ejemplo las vértebras o el fémur. Comparadas con las pruebas de tensión, éstas pueden ser realizadas en especímenes de tamaño relativamente pequeño y no representa un problema la sujeción de la muestra a la máquina de prueba. Sin embargo tienen una desventaja, la presencia de efectos de borde sobre el espécimen durante la prueba que impiden la obtención de resultados precisos (Keaveny et al., 1997). La geometría usada para las muestras por lo general es cúbica o cilíndrica, teniendo una relación de longitud-diámetro de 2:1 o de 1:1 cuando se trata de cubos (Figura 2.9).

Para evaluar el comportamiento viscoelástico se realizan pruebas de compresión estáticas y dinámicas, la respuesta mecánica de materiales estructurales y compuestos depende de la velocidad de deformación y de la velocidad de carga, así como de los cambios en la temperatura y humedad (Carter et al., 1981).

Dado que el presente trabajo trata la caracterización viscoelástica del tejido trabecular, se ahondará en esta clase de pruebas.

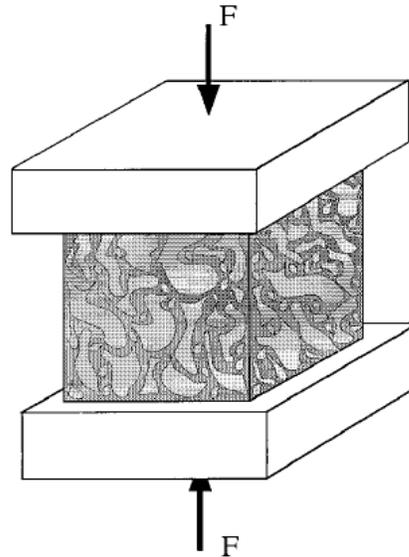


Figura 2.9 Prueba de compresión uniaxial (Athanasίου, 2000)

### 2.3.3 Pruebas estáticas

En este tipo de pruebas se controla un parámetro, ya sea la carga o el desplazamiento, y se mantiene constante durante todo el proceso. Tienen el objetivo de observar el comportamiento del material en periodos de tiempo largos, desde minutos hasta horas, para obtener una ecuación constitutiva del comportamiento viscoelástico del hueso trabecular es necesario determinar una función de relajación y una función de “creep” o fluencia (Figura 2.10).

#### Relajación de esfuerzos

Uno de los métodos fundamentales para caracterizar la dependencia temporal del comportamiento viscoelástico es la prueba de relajación de esfuerzos, en la cual inicialmente se aplica una deformación constante uniaxial  $\epsilon_0$  y cuasi estáticamente (el movimiento de la carga es lo suficientemente bajo para que los efectos de inercia se puedan ignorar) a una muestra sometida a tracción, compresión o torsión. Esto quiere decir que la probeta es bruscamente deformada hasta una nueva posición y rígidamente fijada, de tal manera que la deformación se mantiene constante durante la duración de la prueba, es de suma importancia que la deformación inicial no induzca ningún efecto dinámico ni de inercia.

El esfuerzo necesario para mantener la deformación constante irá decreciendo con el tiempo hasta llegar a un valor constante. Si el esfuerzo está en función del tiempo y la deformación es constante, el módulo de elasticidad será una función dependiente del tiempo.

$$\sigma(t) = E_0[1 - \phi(t)]\varepsilon_0 \quad (2.11)$$

$$\sigma(t) = E(t)\varepsilon_0 \quad (2.12)$$

De donde  $E_0$  es el módulo inicial,  $\phi(t)$  es la función de relajación y  $E(t)$  es el módulo de relajación en función del tiempo. Para un material sólido viscoelástico, el nivel de esfuerzo nunca se reducirá a cero, esto sólo ocurre para un fluido viscoelástico (Özkaya et al., 2012).

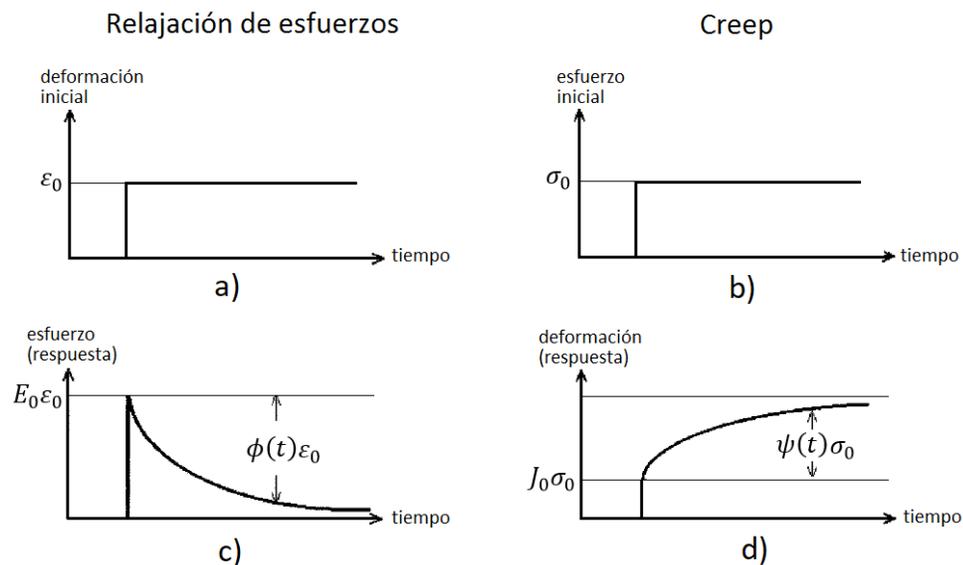
### “Creep”

En este tipo de pruebas se aplica uniaxialmente una carga inicial que induce un esfuerzo  $\sigma_0$  y se mantiene constante durante la prueba, en este caso la deformación es la variable dependiente y la respuesta que tiene se expresa como:

$$\varepsilon(t) = J_0[1 + \psi(t)]\sigma_0 \quad (2.13)$$

$$\varepsilon(t) = J(t)\sigma_0 \quad (2.14)$$

De donde  $J_0$  es la cedencia inicial,  $\psi(t)$  es la función de “creep” y  $J(t)$  es la función de cedencia.



**Figura 2.10** Funciones de relajación de esfuerzo a) Deformación constante b) Respuesta del esfuerzo inicial al tiempo. Función de “creep” o fluencia c) Esfuerzo constante d) Respuesta de la deformación inicial al tiempo (An, 2010)

El hueso trabecular bovino al ser sometido a pruebas mecánicas de compresión uniaxial exhibe las tres fases típicas, una respuesta inicial rápida, un estado estacionario a velocidad de deformación constante y un rápido incremento en la deformación justo antes de la fractura (Bowman, 1999). El mismo autor encontró una relación de ley de potencia entre los parámetros de acumulación de daño (tiempo de fractura, velocidad de deformación y fluencia en estado estacionario) y el esfuerzo normalizado aplicado.

### 2.3.4 Pruebas dinámicas o de fatiga

En este tipo de pruebas el material está sometido a cargas o desplazamientos variables en magnitud y sentido repetitivamente a cierta frecuencia, ya sean segundos o fracciones de segundo, hasta que el material falle por debajo de su límite de cedencia bajo condiciones de cargas cíclicas, estas cargas se aplican con una función de onda, que puede ser senoidal, cuadrada, escalonada o triangular y pueden durar desde unos minutos hasta días. El hueso trabecular exhibe un comportamiento dependiente del tiempo así como una susceptibilidad al daño durante cargas cíclicas (Keaveny et al., 2001).

Normalmente se realizan variando la carga, pasando de compresión a tracción sucesivamente, sin embargo también pueden desarrollarse en un solo sentido, pasando de un estado de esfuerzos mínimo a uno máximo. Se utilizan para estudiar la influencia de la densidad y la velocidad de deformación en las propiedades mecánicas como el módulo de Young y la resistencia (Carter, 1977). La alta heterogeneidad del hueso trabecular muestra que el módulo de compresión y la resistencia pueden variar significativamente dentro de un mismo fémur (Brown, 1980).

## 2.4 Estado del arte sobre caracterización y propiedades mecánicas de hueso trabecular

El conocimiento científico de la biomecánica del hueso trabecular es necesario e importante para tener una mejor visión sobre problemas como fracturas accidentales o relacionadas con la edad, osteoporosis, remodelación ósea, pérdida de fijación en prótesis, así como el diseño y análisis de implantes (Hayes and Keaveny, 1993).

Estrictamente hablando para describir las propiedades mecánicas y microestructurales del hueso trabecular, se deben especificar factores tales como el sitio anatómico de la muestra, la dirección de la carga y la edad del espécimen. Hay evidencia de que la anisotropía y la heterogeneidad de las trabéculas individuales tienen un efecto significativo en las propiedades a nivel continuo (Guedes et al., 2006).

El tipo de pruebas más comúnmente realizadas en hueso trabecular son: estáticas de compresión y dinámicas de flexión y compresión, variando la velocidad de deformación (Cowin, 2001). El sitio anatómico más usado para extraer muestras es la cabeza femoral de especímenes humanos, bovinos y porcinos, sin embargo también se han usado vértebras y costillas.

### 2.4.1 Preparación de muestras

Al hacer una investigación sobre las metodologías usadas por distintos autores se han encontrado ciertas similitudes en cuanto a la preparación de las muestras, empezando por la selección del sitio anatómico de extracción, edad del espécimen, horas post mortem, condiciones de hidratación, geometría, forma de corte y condiciones de conservación (Halgrin et al., 2012).

Se recomienda extraer las muestras de especímenes no mayores de 24 meses de edad, cuando se trata de bovinos y no mayores a 6 meses de edad, cuando se trata de porcinos, con el fin de reducir los efectos de remodelación ósea.

Para afectar en lo mínimo posible las propiedades mecánicas por efectos de conservación se recomienda extraer las muestras con un máximo de 72 horas post mortem. Una vez extraídos los huesos de donde se obtendrán las muestras, que por lo general son de fémur, deben conservarse a una temperatura de 4 °C y una humedad cercana al 91% (Laporte et al., 2009; Halgrin et al., 2012).

Las dimensiones de las muestras se eligen de tal forma que se mantenga una relación razonable entre sección transversal y altura, dicha relación puede ser 1:2 o 1:1. Las muestras deben tener un volumen representativo de hueso trabecular para disminuir la dispersión de datos en la medición. La repetitividad de las pruebas mecánicas se asegura si las dimensiones de las muestras son mayores a 5 mm (Linde et al., 1994). En cuanto a la geometría de las muestras, éstas pueden ser cilíndricas, cúbicas o prismas rectangulares (Figura 2.11).

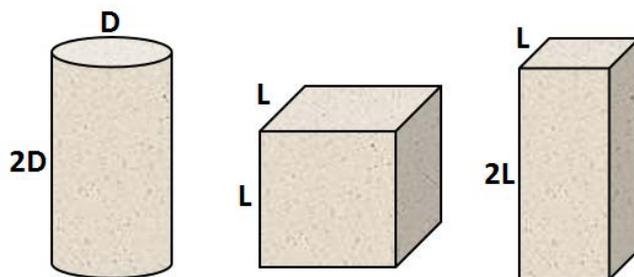


Figura 2.11 Geometrías usadas para las muestras

Para llevar a cabo el corte y asegurar paralelismo en las muestras, se han usado máquinas de corte de precisión con hoja de diamante, ajustando la velocidad de corte para evitar daños en la red trabecular que puedan ser ocasionados por calor o por dispersión de corte en la misma.

Las propiedades mecánicas son muy sensibles a la desmineralización y cambian notoriamente cuando el hueso se seca, por lo tanto es recomendable mantener las muestras hidratadas en todo momento, para evitar que se vuelvan frágiles se sumergen en una solución salina o fisiológica durante todas las etapas de la prueba. Öhman et al. en 2007 y Simone et al. en 2010, recomiendan sumergir las muestras en solución de Ringer 24 h antes de realizar las pruebas con el fin de re-hidrolizar el tejido de las mismas, ambos usaron especímenes humanos. La solución de Ringer es una solución de sales de sodio, potasio y calcio, hecha para ser isotónica a un pH fisiológico (7.3 - 7.4) (Sever, 2006).

Para prevenir la transmisión de enfermedades infecciosas cuando se trata de especímenes humanos como cabezas femorales o huesos largos enteros, es recomendable conservar las muestras en una solución de etanol al 70% al menos 4 semanas antes de la realización de las pruebas y durante su manipulación en el laboratorio, este tratamiento no tiene repercusión en las propiedades elásticas, sin embargo el ciclo de histéresis presenta una mayor energía (Linde and Sorensen, 1993).

#### 2.4.2 Metodología de prueba

Cuando el hueso trabecular es sometido a una carga de baja intensidad, la microestructura de éste se adapta al flujo y cambios en la médula y en caso de cargas extremas se fractura, la presencia de fluido intersticial influye en su comportamiento mecánico pero dicha contribución es difícil de cuantificar debido a que es altamente dependiente de las condiciones de experimentación, es por ello que los autores consultados difieren en su metodología de prueba.

La mayoría de los autores recomiendan realizar las pruebas mecánicas justo después de la preparación de las muestras para evitar la deshidratación y la desmineralización.

En cuanto a la temperatura a la que deben realizarse las pruebas mecánicas, se ha reportado que cuando se realizan a temperatura ambiente (24°C) en vez de la temperatura del espécimen *in vivo* (37°C), hay un incremento del módulo de Young entre un 2 y 4% (Cowin, 2001). Al ser una variación considerablemente pequeña, se puede rechazar este efecto y realizar las pruebas a temperatura ambiente (Turner et al., 1993, Mitton et al., 1997, Halgrin et al., 2011).

Para realizar pruebas mecánicas de muestras sin médula ósea, la extracción de ésta se puede llevar a cabo por medio de baños de agua a la temperatura corporal del espécimen dentro del organismo, que es aproximadamente 37 °C, seguidos por propulsión de aire para asegurar una completa extracción, pero es necesario controlar el flujo de salida para no provocar colapso trabecular prematuro (Halgrin et al., 2011).

Las pruebas mecánicas se realizan aplicando la carga de forma paralela a la dirección trabecular principal, de lo contrario puede haber una reducción en las propiedades mecánicas hasta en un 40%, dicha dirección puede apreciarse a simple vista sobre la muestra, haciendo uso de rayos X o para mayor precisión por medio de tomografía computarizada (Öhman et al., 2007).

La respuesta mecánica de materiales estructurales depende de la velocidad de deformación así como de los cambios en temperatura y humedad en el ambiente, se considera a los huesos como un material compuesto de matriz polimérica, es por eso que las pruebas mecánicas aplicadas en ellos son similares a las de los polímeros (Guedes et al., 2004).

## Pruebas de compresión uniaxial

Los autores consultados difieren en cuanto al porcentaje de deformación alcanzado en la muestra, pudiendo ser de un 20 a un 80%, así como en el tamaño de la celda de carga y la velocidad de deformación. Sin embargo coinciden en que los platos sobre los que se colocará la muestra deben permanecer lubricados para evitar efectos de fricción con la máquina de prueba y de esta manera simular un confinamiento natural. Es recomendable aplicar una pre carga inicial de 5 N para adaptar la posición de la muestra y asegurar paralelismo (Follet et al., 2006).

Para medir con mayor precisión las micro-deformaciones en las muestras se pueden utilizar extensómetros o galgas para eliminar defectos de medición causados por los extremos de las muestras, como el utilizado por Öhman en 2007 (Mod 2026-601, Instron Corp. USA) que utiliza un circuito de puente de Wheatstone. Este es sujetado por medio de dos bandas elásticas a una muestra cilíndrica, sin embargo es un método costoso.

Las velocidades de deformación que se han utilizado de manera general para pruebas de compresión uniaxial y de relajación de esfuerzos son 0.00015, 0.001, 0.0015, 0.01, 0.015, 0.1 y 0.15 1/s, para pruebas dinámicas se ha usado 1000 y 1500 1/s, los valores varían de acuerdo al tipo de prueba y de la actividad que se considere que tenga el espécimen in vivo.

## Pruebas de relajación de esfuerzos

Debido a la heterogeneidad del hueso esponjoso, resulta más conveniente hacer este tipo de pruebas porque es más sencillo controlar el nivel de carga aplicado que la deformación en la muestra.

Se han utilizado varios niveles de precarga basados en valores de estudios elaborados previamente, una vez aplicada la precarga se obtuvo una cierta deformación, la cual se dejó constante por un determinado tiempo, llamado tiempo de relajación, para de esa forma estudiar la relación de la carga aplicada con el tiempo y obtener un modelo matemático capaz de predecir dicho comportamiento a largo plazo. Los valores de precarga correspondieron a distintos porcentajes del esfuerzo máximo obtenido de la curva de esfuerzo-deformación para la zona elástica.

El tiempo de relajación es aquel para el cual se alcanza un estado estable en la carga aplicada y no se observan cambios significativos en el valor del esfuerzo de relajación, los tiempos que se han utilizado van desde los 100 hasta los 1000 [s] (Guedes et al., 2006, Nagaraja et al., 2006 y Quaglini et al., 2008) el valor depende del tipo de prueba, tomando en cuenta la heterogeneidad de tejido trabecular.

La Tabla 2.1 resume algunas características de los estudios realizados por los autores consultados en los últimos años, los resultados que obtuvieron se muestran más adelante.

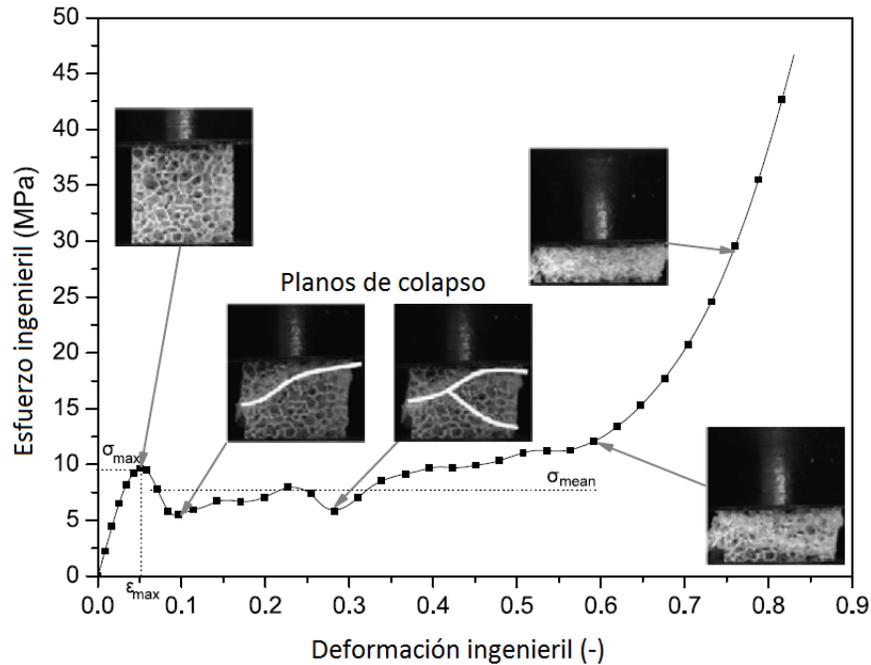
<b>TABLA 2.1 Muestras y pruebas desarrolladas por distintos autores</b>							
Año	Autor	Sitio anatómico	Geometría de la muestra	Dimensiones [mm]	Tipo de prueba	Velocidad de deformación	Parámetros obtenidos
2002	Pothuaud et al.	vértebra lumbar humana	cilindros	diámetro: 7 grosor: 5	compresión uniaxial	2 mm/min	microestructurales y elásticos
2003	Morgan et al.	vértebra, tibia, fémur y cabeza femoral humana	cilindros y hueso completo	no especificado	tensión y compresión uniaxial	no especificado	elásticos
2006	Guedes et al.	cabeza femoral de bovino	cubos barras	10 x 10 x 10 35 x 10 x 5	compresión uniaxial (1) dinámica de flexión	0.15, 0.015, 0.0015 y 1/s	microestructurales y elásticos
2007	Öhman et al.	cabeza femoral humana	cilindros	diámetro: 10 grosor: 26	compresión y microindentación	0.01 1/s	microestructurales y elásticos
2009	Laporte et al.	distal femoral de bovino	cilindros	diámetro: 41 grosor: 14	dinámica de compresión estática de compresión (2)	1000 y 1500 1/s 0.001 1/s	microestructurales y elásticos
2010	Tassani et al.	cabeza femoral humana	cilindros	diámetro: 10 grosor: 26	estática de compresión	0.01 1/s	microestructurales
2012	Halgrin et al.	costillas de bovino	cubos	8.7 x 8.7 x 8.7	estática de compresión (2)	0.1 1/s	microestructurales y elásticos
2015	Prot et al.	distal femoral de bovino	cilindros	diámetro: 41 grosor: 14	dinámica de compresión	1000 y 1500 1/s	microestructurales y elásticos
(1) Con y sin confinamiento							
(2) Analizando la contribución de la médula ósea							

### 2.4.3 Resultados y conclusiones

Halgrin et al., en 2011, encontraron que en la curva de esfuerzo contra deformación para velocidades de deformación bajas se observaron 3 fases: comportamiento lineal hasta el colapso, alcanzando un pico de máximo esfuerzo con su respectiva deformación; meseta con un valor de esfuerzo cuasiestático en el que la red trabecular falla progresivamente; y un colapso para deformaciones mayores a 60%, en el que ocurre la compactación total de la muestra y la fuerza de compresión aumenta rápidamente (Figura 2.12).

Para el mismo autor, la energía total absorbida, es decir la tenacidad, fue medida por integración. Se aplicó un análisis de varianza ANOVA y se encontró que el esfuerzo máximo, así como el módulo de elasticidad decrecen en un 38 y 26% respectivamente cuando la médula ósea está presente en las muestras en el momento de realizar las pruebas; resultados inesperados ya que se asume de manera general que el fluido intersticial contribuye a la resistencia estructural del hueso esponjoso (Terzaghi, 1936).

Dichos resultados fueron explicados por el efecto de presión transversal que induce la médula ósea sobre la red trabecular, hay esfuerzos locales concentrados que generan un colapso prematuro, dicha explicación se pudo corroborar por medio de simulación con elemento finito en Abaqus®. No se encontraron diferencias significativas para deformaciones por debajo del 4%, para deformaciones mayores al 10% hubo diferencias en la geometría de las muestras y en los planos de corte.



**Figura 2.12** Curva de compresión de una muestra de hueso trabecular, graficando la evolución de la deformación en la red trabecular (Halgrin et al., 2011)

Guedes et al., en 2006 hicieron énfasis en la alta dispersión de los resultados obtenidos para el valor del módulo aparente, pudiendo variar hasta en un 50%, atribuyen dicha dispersión a la variación que hay entre los especímenes en cuanto a tejido y estructura. Llegaron a la conclusión de que los resultados obtenidos tienen una dependencia con la velocidad de deformación, dicha dependencia puede ser explicada por medio de un modelo viscoelástico lineal (Ec. 2.15) y junto con dicho modelo, proponen utilizar la ecuación de Monkman-Grant (Ec. 2.16) como criterio de colapso para el hueso trabecular bajo compresión. Con lo anterior explicaron la correlación lineal entre el esfuerzo de colapso y la velocidad de deformación (Ec. 2.17). Conforme se aumenta la velocidad de deformación la viscoelasticidad disminuye.

$$E(t) = E_0 \left[ 1 - \lambda \left( \frac{t}{\tau_0} \right)^n \right] \quad (2.15)$$

$$\left( \frac{t_f}{\tau_0} \right) (\dot{\epsilon} \tau_0)^\beta = K \quad (2.16)$$

$$\sigma_f = E_0 \left[ K - \lambda \frac{K^{n+1}}{n+1} (\dot{\epsilon} \tau_0)^{-\beta n} \right] (\dot{\epsilon} \tau_0)^{1-\beta} \quad (2.17)$$

Donde:

$E_0$  es el módulo elástico inicial, 670 MPa

$\lambda$  y  $n$  son parámetros viscoelásticos, 0.25 y 0.12

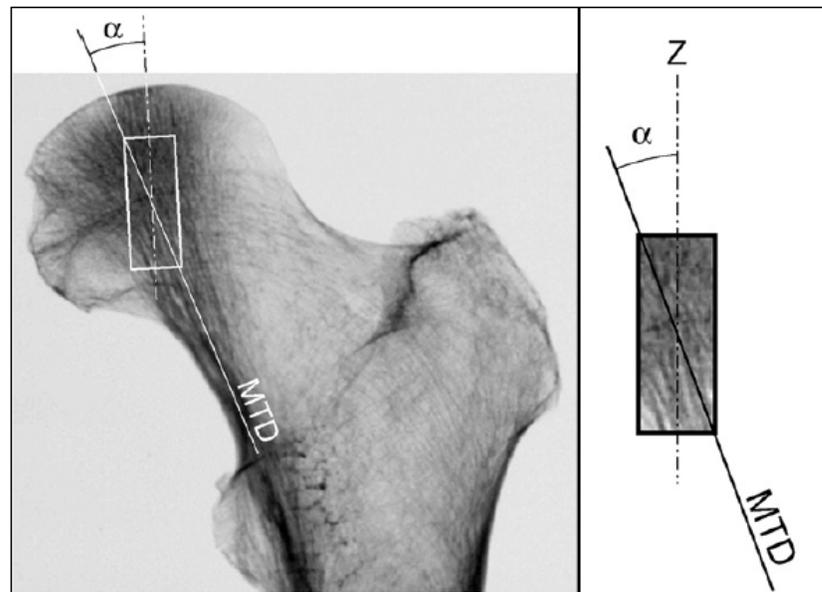
$\tau_0$  es el tiempo unitario de referencia (1 s)

$t_f$  es el tiempo de fractura

$\dot{\epsilon}$  es la velocidad de deformación

$\beta$  y  $K$  son constantes del material, 0.09185 y 0.970203

Por otro lado se remarca la importancia de controlar la dirección a la que se llevan a cabo las pruebas de compresión, teniendo como referencia la dirección trabecular principal, hay una relación directa entre la alineación y las propiedades mecánicas, cuando hay una desviación de  $20^\circ$  respecto a la dirección trabecular principal, siempre hay una disminución cercana al 40% en el módulo de Young y en el esfuerzo máximo, por lo tanto se recomienda tener como máximo  $10^\circ$  de desviación para disminuir el porcentaje de error (Figura 2.13). El comportamiento ortotrópico del hueso trabecular está relacionado con la región anatómica de prueba, cuando se tienen muestras con un volumen pequeño los resultados tienen menos dispersión porque se aproxima a tener un tejido más homogéneo, sin embargo esto conlleva a un mayor consumo de tiempo y recursos, ya que antes de tomar la muestra es necesario medir la dirección trabecular principal por medio de micro-tomografía, enseguida realizar el corte y procurar que el tiempo de almacenamiento previo a las pruebas mecánicas sea el mínimo (Öhman et al., 2007; Tassani et al., 2010).



**Figura 2.13** Esquema de la dirección trabecular principal (MTD, main trabecular direction) en dirección del eje Z, con un ángulo de desviación  $\alpha$ , el cual se recomienda no sea mayor a  $10^\circ$  (Tassani et al., 2010)

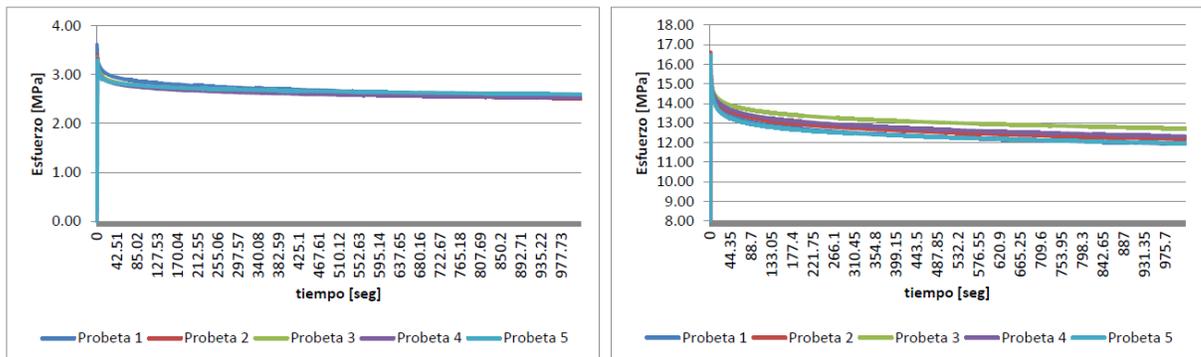
Se encontró que el comportamiento mecánico está directamente relacionado con la densidad y la orientación trabecular, se recomienda un análisis local en vez de uno global para determinar las propiedades mecánicas y reducir porcentajes de error, para lo cual se propone un modelado numérico segmentado que considere la anisotropía y la heterogeneidad del tejido trabecular (Tassani et al., 2010).

De acuerdo a Laporte et al., en 2009 el aumento de la velocidad de deformación tiene un efecto directo sobre las propiedades mecánicas, reflejado en un aumento en el valor de esfuerzo último y una ligera disminución en el valor de módulo elástico. De la misma manera se observó que la fracción de volumen de hueso trabecular tiene una influencia directa en las propiedades mecánicas (Pothuau et al., 2010).

La tabla 2.2 resume los resultados obtenidos por los autores consultados.

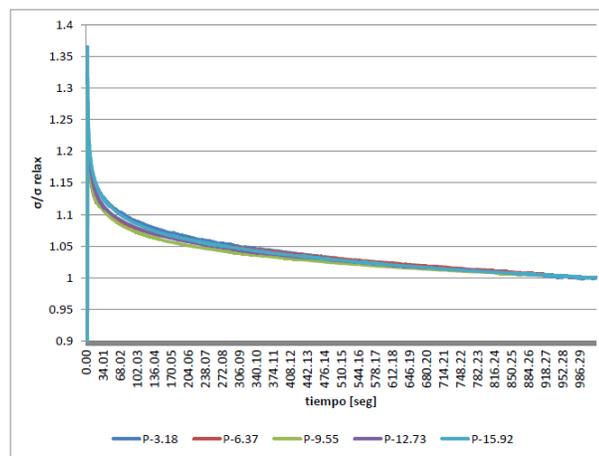
<b>Tabla 2.2 Resultados obtenidos por los autores consultados</b>				
Autor	Velocidad de deformación [s <sup>-1</sup> ]	Módulo Elástico [MPa]	Esfuerzo último - colapso [MPa]	% Deformación - colapso
Hong et al., 2001	0.001	208.3	NE	NE
	0.01	212.2	NE	NE
	0.1	337.6	NE	NE
	1	593.1	NE	NE
	10	602.2	NE	NE
Guedes et al., 2006	0.15	310 ± 161	15.74 ± 9.59	8.62 ± 2.16
	0.015	190 ± 145	9.36 ± 6.5	9.07 ± 3.39
	0.0015	364 ± 201	15.73 ± 5.35	8.23 ± 2.06
	0.00015	306 ± 158	12.36 ± 5.65	7.1 ± 2.1
Öhman et al., 2007	0.01 (a)	2730 ± 1060	18 ± 6.4	NE
	0.01 (b)	1590 ± 660	11.2 ± 6.4	NE
Laporte et al., 2009	0.001	269 ± 52	5.9 ± 1.4	NE
	1000	170 ± 77	10.6 ± 3.1	NE
	1500	315 ± 62	20.4 ± 1.4	NE
Tassani et al., 2010	0.01	NE	14.4 ± 5.6	NE
Halgrin et al., 2011	0.1 (c)	204.7 ± 50.7	6.9 ± 1.6	4.7 ± 1.1
	0.1 (d)	160.1 ± 27.9	4.5 ± 1.1	4.1 ± 0.9
Prot et al., 2014	1000	135 ± 22	11.8 ± 3.4	8.8 ± 1.3
	1500	329 ± 57	20.6 ± 1.3	6.9 ± 1.6
NE: No especificado (a) Muestras alineadas (b) Muestras desalineadas 20° (c) Sin médula ósea (d) Con médula ósea				

En cuanto a las pruebas de relajación de esfuerzos, los autores consultados recomiendan deformar la muestra con un nivel de precarga que no exceda el valor de esfuerzo de cedencia para simular las condiciones a las que se encuentra el hueso *in vivo* y analizar el comportamiento en el rango de deformación elástica, Ángeles en 2014 utilizó 5 valores de precarga correspondientes a distintos porcentajes que se encontraron dentro del rango elástico, dichos valores los determinó con base en la bibliografía consultada. Como el tejido esponjoso es un material altamente heterogéneo, para ese trabajo se hicieron pruebas de compresión previas para determinar los valores de precarga.



**Figura 2.14** Relajación de esfuerzos, de lado izquierdo para una precarga de 250 N con una variación porcentual media de 1.7%, de lado derecho para una precarga de 1250 N con una variación porcentual media de 3.6% (Ángeles, 2014)

En cuanto al porcentaje de reducción de esfuerzos se obtuvo un promedio de 23% para el mismo autor, indicando que la reducción del esfuerzo es independiente al valor de la precarga inicial aplicada, dichos resultados contradicen los obtenidos por Quagliani et al. en 2009, los cuales apuntan a que la relajación de esfuerzos es inversamente proporcional a la magnitud de la precarga inicial aplicada. Para observar de manera cualitativa la independencia de estos valores se hicieron curvas normalizadas de la respuesta a la precarga, eso se consiguió dividiendo el esfuerzo inicial aplicado entre el esfuerzo de relajación obtenido contra el tiempo de relajación (Figura 2.15).



**Figura 2.15** Normalización de las curvas de relajación de esfuerzos respecto al esfuerzo de relajación (Ángeles, 2014)

El modelo matemático utilizado por Angeles en 2014 (Ec. 2.18), representa de buena manera el fenómeno de relajación de esfuerzos, este modelo fue una adaptación al utilizado por Ito, et. al, en 2006.

$$\frac{\sigma(t)}{\sigma_0} = A_1 \exp\left[-\left(\frac{t}{\tau_1}\right)^\beta\right] + (1 - A_1) \exp\left[-\left(\frac{t}{\tau_2}\right)^\gamma\right], [0 < A_1, \beta, \gamma < 1] \quad (2.18)$$

Donde:

$$A_1 = 0.12$$

$$\beta = 0.18$$

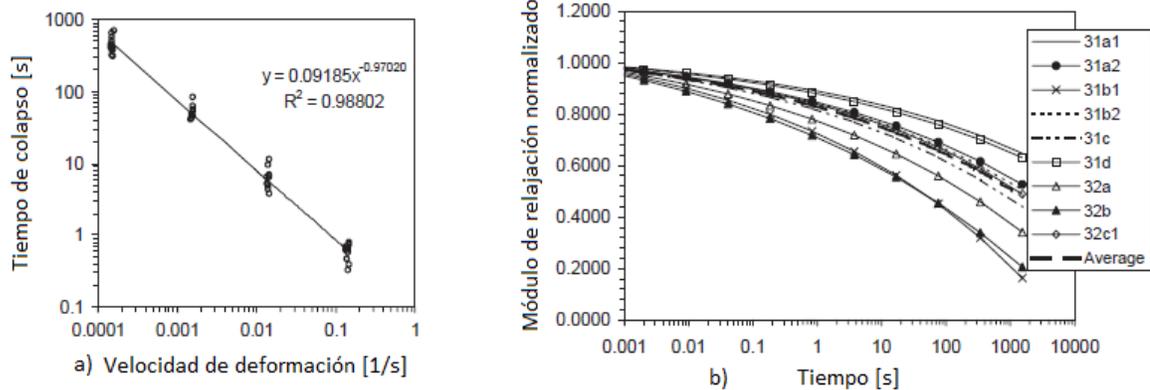
$$\gamma = 0.23$$

$$\tau_1 = 65.7 [s]$$

$$\tau_2 = 4.56 \times 10^6 [s]$$

Tanto Ángeles, 2009 como Guedes et al., 2006, coinciden en que la función de relajación de esfuerzos representa una relación lineal entre la respuesta a la precarga y el valor medio del esfuerzo de relajación.

En pruebas dinámicas se encontró experimentalmente para un tiempo de 0.01 a 100 [s] que hay una relación lineal inversamente proporcional entre la velocidad de deformación y el tiempo de colapso de las muestras. Se utilizó un modelo matemático para encontrar la relación entre el módulo de relajación normalizado y el tiempo de prueba, extrapolando a un tiempo de 10 años en pruebas dinámicas a temperatura ambiente (DMTA) (Figura 2.16, Guedes et al., 2004).



**Figura 2.16** a) Tiempo de colapso contra velocidad de deformación. b) Módulo de relajación normalizado para pruebas dinámicas a temperatura ambiente (DMTA) (Guedes et al., 2004)

---

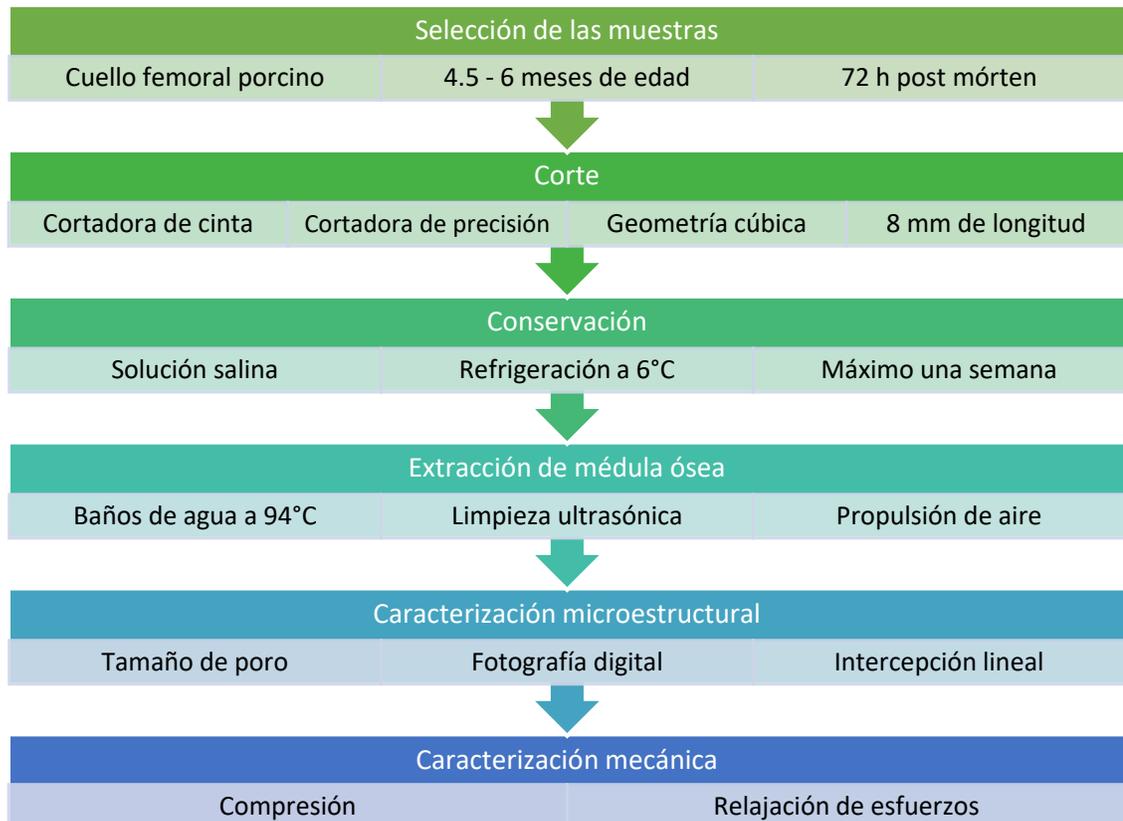
# Capítulo 3

## Técnica Experimental

---

Una vez revisada la bibliografía y tomando en cuenta los estudios realizados por los autores consultados, se consideró elaborar pruebas mecánicas de compresión y de relajación de esfuerzos en muestras cúbicas de hueso trabecular porcino con el objetivo de analizar las propiedades mecánicas y el efecto viscoelástico que confiere la médula ósea sobre el mismo para simular condiciones *in vivo* y de esta manera tener una mejor aproximación a las condiciones reales de carga a las que es sometido dicho tejido.

En la mayoría de los estudios se han elaborado pruebas mecánicas de compresión uniaxial sobre muestras de tejido bovino, dejando de lado el estudio de las propiedades viscoelásticas, ya que evalúan al hueso como un sólido celular. Uno de los mayores inconvenientes de realizar pruebas a tejido bovino es que éste no representa tan buena similitud fisiológica con el tejido humano como el tejido porcino, una cabeza femoral bovina es sometida a cargas muy distintas a las de una cabeza femoral humana *in vivo* y su red trabecular presenta un tamaño de poro mayor, esta diferencia morfológica influye sobre las propiedades mecánicas y el objetivo es obtener resultados que sean comparables con las condiciones humanas (Ibrahim et al., 2006, Busscher et. al, 2010).



**Figura 3.1.** Diagrama del procedimiento general llevado a cabo en la experimentación.

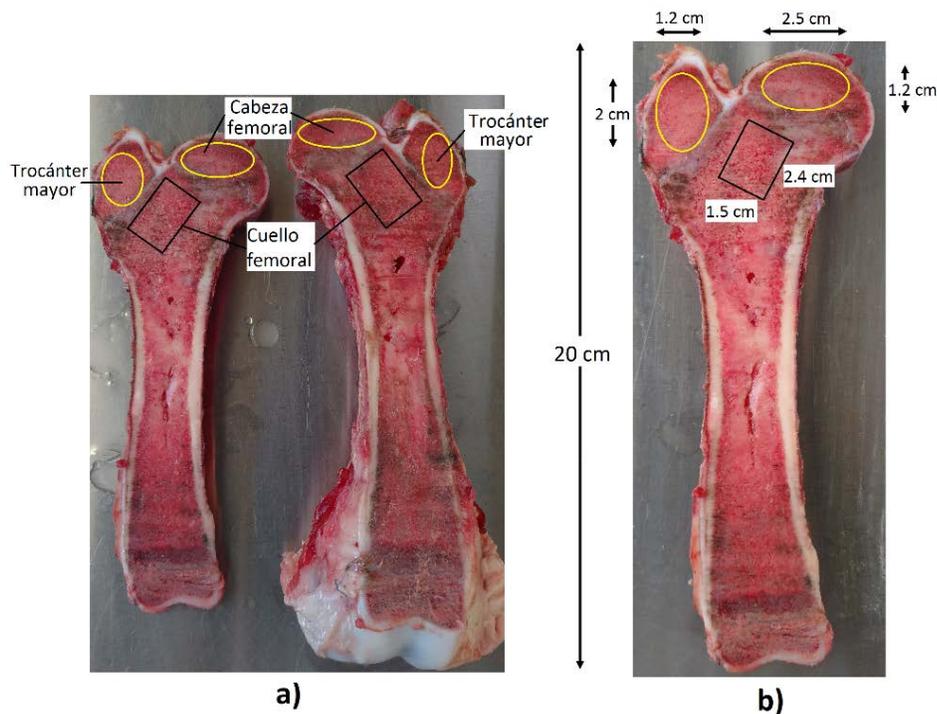
La figura 3.1 muestra el procedimiento general que se llevó a cabo para la experimentación, los detalles de cada sección se explican en seguida.

### 3.1 Selección de las muestras

Se utilizaron fémur de porcinos entre 4.5 y 6 meses de edad, con un máximo de 72 h post mortem, sometidos a enfriamiento de 4°C previo a la extracción de las muestras. Se eligió caracterizar hueso trabecular de porcino debido a la similitud fisiológica que tiene con el ser humano, se han encontrado similitudes anatómicas entre la espina dorsal porcina y humana (Ibrahim et al., 2006) y se ha considerado utilizar cerdos genéticamente modificados para el trasplante de órganos (Busscher et. al, 2010).

La geometría elegida fue cúbica con 8 mm de longitud por lado, cumpliendo con el valor mínimo que se requiere para satisfacer un medio continuo (Linde et al., 1994), esta medida se eligió después de realizar un corte longitudinal a un fémur, dicho corte se hizo con el fin de observar la dirección trabecular principal y las zonas en las que se localiza el mayor volumen de dicho tejido.

La presencia de cartílago y tejido graso en cada fémur limitan el volumen de tejido trabecular y no permitieron la obtención de más de una muestra por espécimen. La longitud total de cada fémur fue de los 20 a los 23 cm, esta heterogeneidad también se consideró al momento de seleccionar la geometría de las muestras. La zona de extracción más adecuada, por su ubicación y geometría, fue el cuello femoral, marcada con un recuadro negro, a pesar de tener tejido trabecular en la cabeza femoral y trocánter mayor, marcadas en óvalos, su geometría y volumen no permitieron una óptima obtención de las muestras (Figura 3.2).



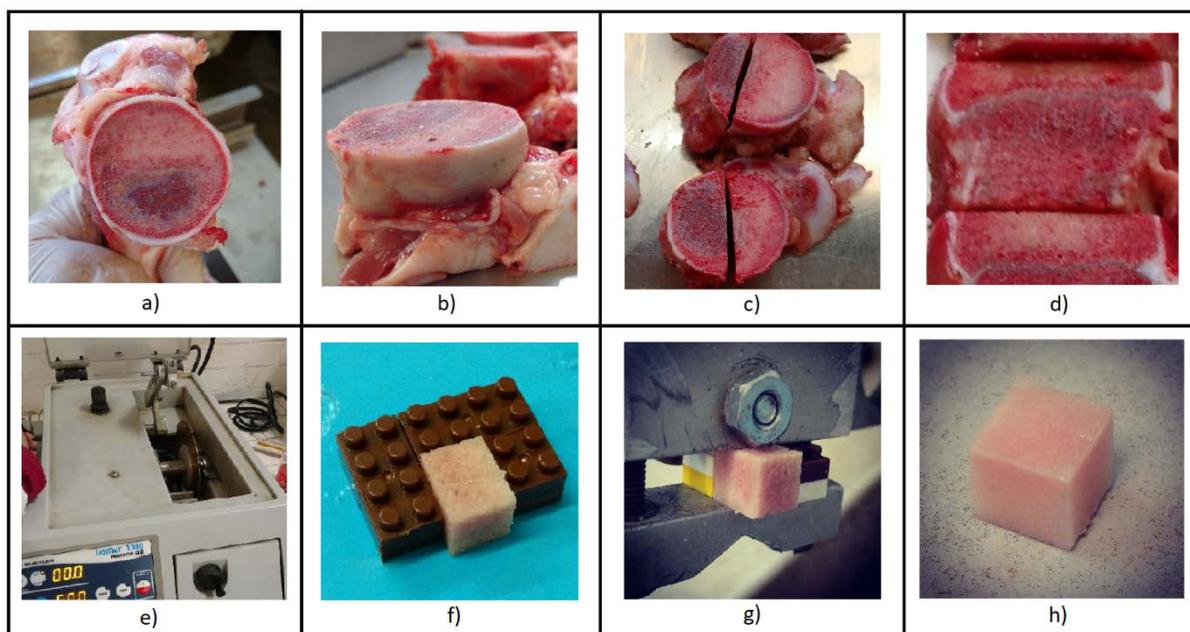
**Figura 3.2. a)** Corte longitudinal de fémur porcino, las regiones marcadas señalan tejido trabecular, el rectángulo muestra la región de la cual se extrajo cada muestra **b)** Dimensiones de las zonas con hueso trabecular

Cabe mencionar que para tener mayor homogeneidad en los resultados, se prefirió trabajar con especímenes más jóvenes, de aproximadamente 4 meses de edad, debido a la notable diferencia en su tejido trabecular, los especímenes con fémur cuya longitud excedía los 20 cm, es decir en edad adulta, tenían poros más grandes y con mayor contenido de tejido graso que aquellos cuya longitud femoral no era mayor a los 20 cm.

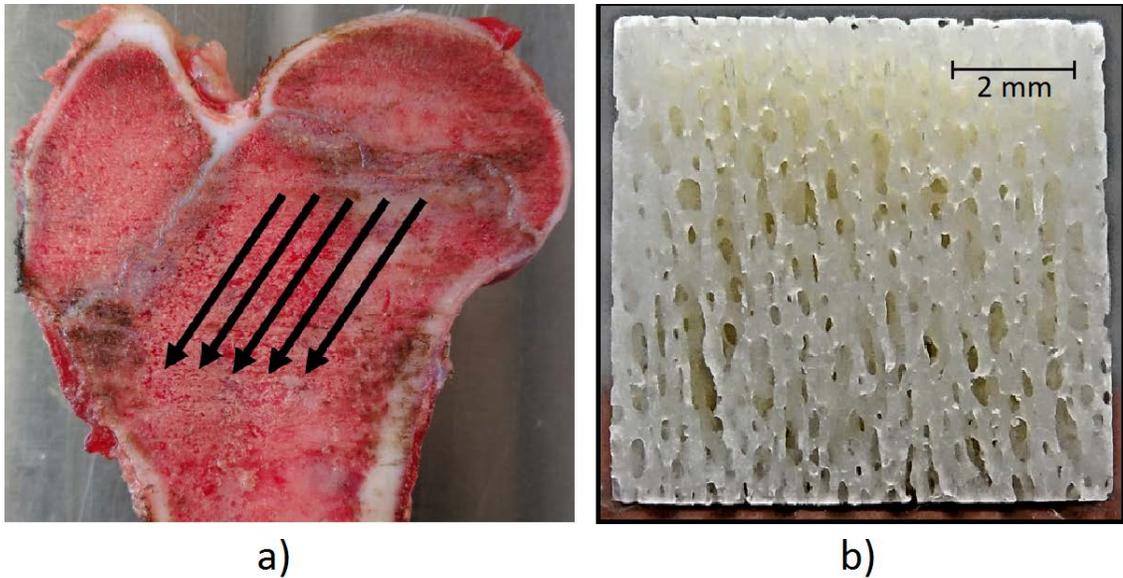
### 3.2 Procedimiento de corte

Los primeros cortes se hicieron para aislar la zona de la que se extraería la muestra y se llevaron a cabo con una cortadora de cinta (Figura 3.3 a, b, c y d), para dar la geometría final se utilizó una cortadora de precisión IsoMet 1000® (Figura 3.3, e) con disco de orilla de diamante a una rapidez angular de 900 rpm, regulando la carga aplicada para evitar daños estructurales por fricción o por calor en la red trabecular y así prevenir un colapso prematuro de la muestra al momento de ser sometida a las pruebas mecánicas. Para garantizar el paralelismo entre las caras del cubo, se utilizaron bloques de plástico ensamblables de 8 mm de longitud (Figura 3.3, f y g), finalmente se obtuvo un cubo de 8 mm de longitud lateral (Figura 3.3, h).

Se buscó realizar el corte en la dirección trabecular principal como se muestra en la figura 3.4, sin embargo debido a la heterogeneidad de los huesos utilizados, algunas muestras tuvieron una desviación máxima de aproximadamente 30° con respecto a la vertical.



**Figura 3.3** Procedimiento de corte de las muestras, desde el primer corte realizado a la cabeza femoral, hasta la geometría final obtenida.



**Figura 3.4** a) Corte longitudinal de fémur, las flechas indican la dirección trabecular principal. b) Muestra sin médula ósea, la dirección trabecular se observa a simple vista.

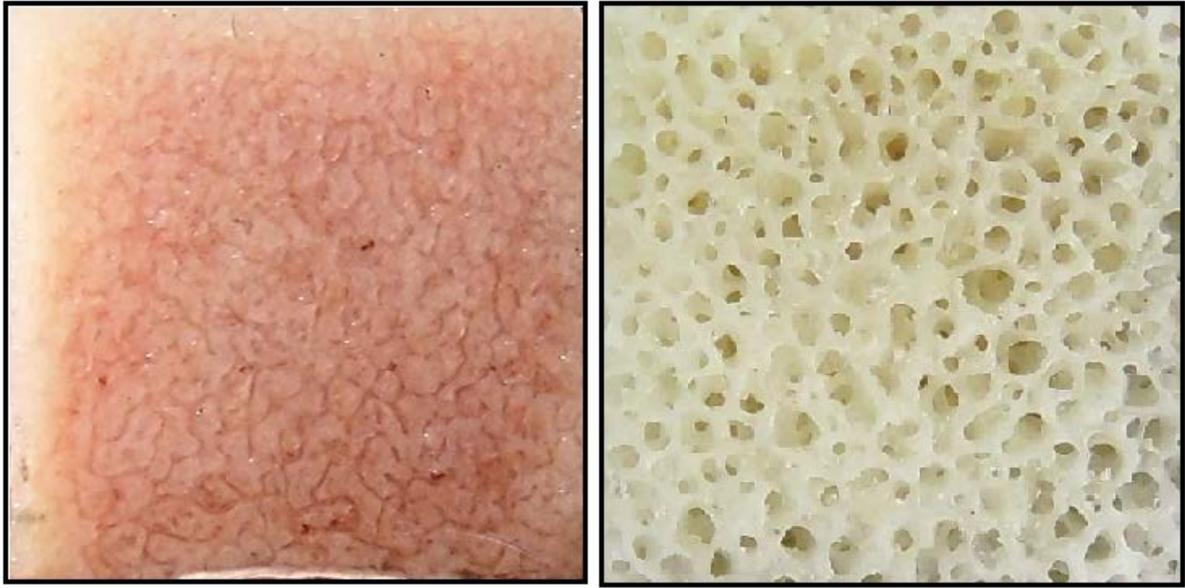
### 3.3 Conservación

El contenido mineral en el hueso afecta las propiedades mecánicas del mismo, una mayor mineralización aporta al tejido dureza y resistencia, pero si el contenido mineral es bajo entonces la red trabecular absorbe menos energía y tiende a colapsar bajo menores cargas. Las propiedades mecánicas también dependen de la frescura y humedad, estas propiedades pueden cambiar en cuestión de minutos si las muestras se secan al aire libre (Pal, 2014). Por esta razón fue muy importante mantener las muestras humectadas durante todo el procedimiento, para dicho fin se utilizó solución salina al 0.9%.

Después de obtener la geometría deseada, se marcó cada muestra en la parte superior para distinguir la dirección a la que se aplicaría la carga, cada muestra se mantuvo sumergida en solución salina y refrigerada a 6°C hasta el momento de su caracterización, dicho tiempo no excedió de una semana. Se tuvo cuidado de no llegar al punto de congelación para evitar así posibles pérdidas de minerales y daño en la red trabecular debido a la expansión del fluido contenido en las mismas.

### 3.4 Extracción de la médula ósea

Con el objetivo de observar el efecto que tiene la médula ósea en el comportamiento viscoelástico del hueso trabecular las muestras se dividieron en dos grupos, el primer grupo conservó la médula ósea dentro de la red trabecular del hueso durante las pruebas mecánicas. Al segundo grupo se le extrajo dicha médula por medio de baños de agua a 94°C con una duración de 30 minutos para asegurar la expulsión total del tejido graso, seguidos por limpieza ultrasónica a 40°C durante dos horas y finalmente propulsión de aire hasta lograr una apariencia incolora y porosa, en la figura 3.5 se comparan ambos grupos, los cuales se mantuvieron todo el tiempo hidratados con solución salina.



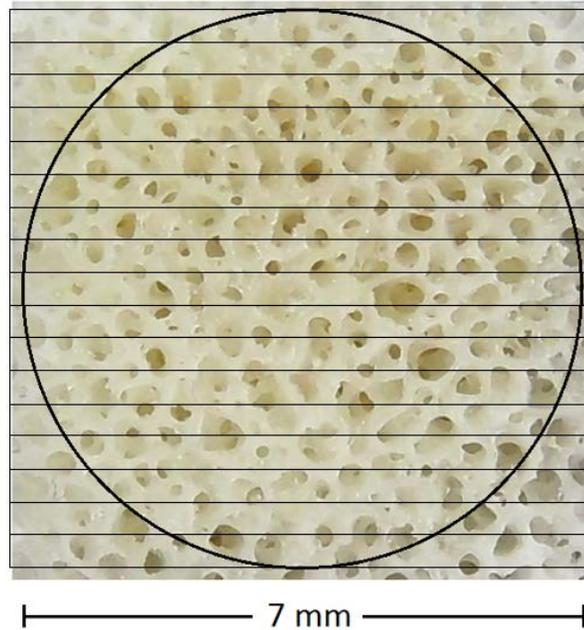
**Figura 3.5** Muestras cortadas previo a su caracterización, de lado izquierdo se mantuvo la médula mientras que de lado derecho se extrajo.

### 3.5 Caracterización microestructural

Las propiedades elásticas del hueso trabecular se definen en un nivel continuo, en el que el hueso es considerado como un material con propiedades que representan un promedio para un volumen representativo. Las dimensiones mínimas de una muestra que se someterá a compresión deben ser significativamente mayores que las dimensiones de sus unidades subestructurales, es decir las distancias intertrabeculares o poros (Harrigan et al., 1988), para el hueso trabecular bovino se requiere una distancia mínima de 5 mm, que representa 10 distancias intertrabeculares para cumplir con la suposición de continuidad (Linde, 1994).

El hueso trabecular porcino exhibe a simple vista un tamaño de poro menor que el hueso trabecular bovino, por eso es necesario medir su tamaño promedio para determinar la longitud adecuada de cada muestra.

Se tomaron fotografías digitales a un total de 5 muestras sin médula ósea con una cámara Canon® a una resolución de 12 Mega píxeles en modo macro, ya que dichas muestras permiten una mejor visibilidad de la red trabecular. Enseguida se aplicó el método de intercepción lineal, con una variación al original para encontrar un tamaño promedio de poro. Debido a que se conocen las dimensiones de las imágenes tomadas, se puede conocer la longitud del diámetro de la circunferencia de la malla, este fue de 7 mm ya considerando la escala (Figura 3.6).



**Figura 3.6** Vista frontal de una muestra sin médula ósea, se trazaron 16 líneas paralelas y equidistantes, el diámetro de la circunferencia es de 7 mm.

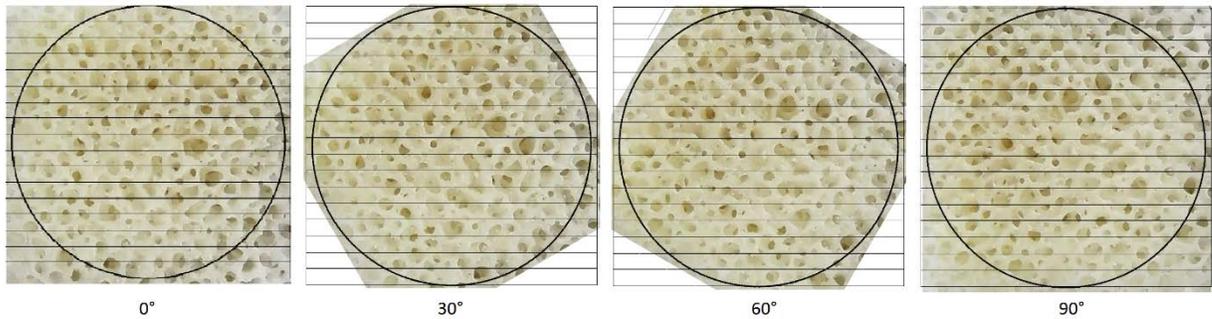
### 3.5.1 Método de intercepción lineal

El principio básico de este método consiste en colocar una malla lineal con una orientación  $w$  sobre la imagen a estudiar y contando el número de intersecciones  $I$  sobre la malla y las intercaras de la red trabecular, la longitud principal entre dos intersecciones cualesquiera es:

$$MIL(w) = \frac{L}{I(w)} \quad (3.1)$$

Donde  $L$  es la longitud de la línea de la malla en mm.

Al conocer las dimensiones de la imagen digital tomada, se generó una escala y la medición se realizó de manera directa. Para calcular el tamaño del poro se superpuso sobre la imagen de interés una rejilla circular con líneas paralelas y equidistantes, la suma de la longitud  $L$  de las líneas en todos los casos fue 91.3 mm, la distancia media entre la intercara de la cavidad del poro (tamaño de poro) se calculó contando y midiendo el número de interfases a lo largo de las líneas de prueba, esto se realizó directamente sobre la imagen. Posteriormente se giró la cuadrícula con respecto al eje arbitrario sobre la imagen para repetir la medición, la variación angular fue  $0^\circ$ ,  $30^\circ$ ,  $60^\circ$  y  $90^\circ$  (Figura 3.7). Dicho procedimiento se llevó a cabo en un total de cinco imágenes tomadas.



**Figura 3.7** Aplicación del método de intercepción lineal para medir el tamaño promedio de poro con distintas orientaciones respecto a un eje arbitrario.

### 3.6 Caracterización mecánica

Se utilizó un total de 60 muestras cúbicas de tejido trabecular, las primeras 32 se dividieron en dos grupos, 16 con médula ósea y 16 sin médula ósea, ambos fueron sometidos a compresión uniaxial hasta lograr una deformación de 20%, equivalente a 1.6 mm de compresión, con el fin de conocer el valor de la carga máxima y el módulo de elasticidad, el porcentaje de deformación fue elegido después de realizar una prueba y observar que las propiedades mecánicas de interés para este trabajo podían ser calculadas sin necesidad de exceder dicho porcentaje.

Para las 28 muestras restantes, 14 con médula ósea y 14 sin médula ósea, se realizaron pruebas de relajación de esfuerzos bajo tres distintos valores de carga equivalente al 50, 65 y 80% del valor de carga máxima obtenido de las pruebas de compresión uniaxial.

Para la realización de ambas pruebas se utilizó una máquina marca Shimadzu AG-X® con una celda de carga de 500 kg o 5kN. Los parámetros utilizados en las pruebas de compresión uniaxial fueron: una velocidad de deformación de  $0.01 \text{ s}^{-1}$ , lo que es equivalente a una razón de deformación de 0.5 mm/min y se aplicó una precarga de 5 N para asegurar el paralelismo entre el plato y la muestra, dichos parámetros fueron elegidos con base en los distintos autores consultados. Para las pruebas de relajación de esfuerzos se utilizó la misma velocidad de deformación con un tiempo de relajación de 600 s, el cual fue determinado después de realizar una prueba y observar que a partir de ese punto el esfuerzo ya no variaba de manera significativa sino que se mantenía cuasiestático.

En todo momento ambos grupos de muestras se mantuvieron hidratados con solución fisiológica y las pruebas se llevaron a cabo sin confinamiento a temperatura ambiente.

---

## Capítulo 4

### Análisis de resultados

---

Una particularidad del hueso trabecular porcino es que se trata de un tejido muy graso, al realizar los cortes correspondientes se observó poco volumen de hueso libre de grasa, de un total de 90 muestras extraídas, 30 colapsaron prematuramente al ser sometidas a las pruebas mecánicas de compresión uniaxial y de relajación de esfuerzos y por ende fueron descartadas (Figura 4.1), sólo 60 muestras correspondientes al 70% del total fueron útiles para llevar a cabo la caracterización. Cabe señalar que esto ocurrió sobre todo en especímenes cuya longitud excedía los 20 cm, por este motivo se prefirió elegir esa longitud como máxima para cada fémur. Para obtener resultados lo más homogéneos posibles el proveedor siempre fue el mismo y las condiciones de conservación y manejo no variaron.



**Figura 4.1** Muestra con colapso trabecular prematuro debido al tejido graso.

#### 4.1 Caracterización microestructural

Con el método de intercepción lineal se encontró un tamaño promedio de poro de  $0.28 \pm 0.056$  mm, este tamaño permitió determinar una longitud lateral de 8 mm para la muestra cúbica, ya que de acuerdo a Linde en 1994, el requerimiento mínimo para satisfacer un medio continuo tendría que ser de 2.8 mm, es decir 10 distancias intertrabeculares, los resultados de la medición para una sola imagen se muestran en la tabla 4.1. El haber realizado los cortes sobre la misma orientación trabecular permitió que los valores obtenidos fueran más homogéneos y como resultado se tiene una estructura que no muestra una orientación preferencial predominante.

<b>TABLA 4.1</b> <i>Tamaño promedio de poro por el método de intercepción lineal</i>					
Ángulo [°]	L [mm]	Espacio de poro [mm]	Número de poros	Tamaño promedio [mm]	Desviación estándar
0	91.3	21.00	82	0.25	0.0605
30	91.3	19.26	72	0.26	0.0553
60	91.3	20.41	74	0.26	0.0533
90	91.3	24.10	87	0.28	0.0489
Tamaño promedio de poro: 0.28 mm ± 0.056 mm					

## 4.2 Caracterización mecánica

Una vez que se eligieron las dimensiones de las muestras para cumplir con la condición de un medio continuo, se realizaron las pruebas mecánicas de compresión uniaxial y de relajación de esfuerzos.

### 4.2.1 Pruebas de compresión uniaxial

De las pruebas de compresión uniaxial se descartaron los dos valores mayores y menores para obtener una mejor representación estadística de los resultados, quedando con un total de 12 muestras analizables para cada grupo, los valores que se obtuvieron de estas pruebas fueron: esfuerzo máximo, porcentaje de deformación en el esfuerzo máximo, módulo de Young y tenacidad, ésta última se midió desde el inicio de la deformación y hasta el esfuerzo máximo. Dichos resultados concuerdan con los de Halgrin et al. en 2011, en el sentido de que en promedio los valores de esfuerzo máximo y módulo de Young fueron más altos para las muestras sin médula ósea, lo cual se traduce como una mayor resistencia y rigidez en dichas muestras.

Una posible explicación a este fenómeno es que las muestras sin médula ósea son más rígidas porque la carga la resiste en mayor proporción la hidroxiapatita y no hay distribución de esfuerzos hacia la médula ósea, sino hacia la solución salina contenida en la red trabecular que es menos viscosa. La viscosidad de la médula ósea es de 3 a 5 veces mayor que la del agua (Hall, 2016) y al ser más viscosa la médula ósea que la solución salina, opone mayor resistencia al flujo y se genera una concentración de esfuerzos localizada sobre las trabéculas, lo cual conlleva a una falla en la estructura trabecular más temprana, Halgrin et al. en 2011 dieron una explicación a este fenómeno por medio de modelado en elemento finito estimando el efecto de la presión transversal generado en una trabécula idealizada de sección circular. El hecho de que la tenacidad fuera más alta para las muestras sin médula ósea, indica que estas muestras tuvieron mayor capacidad de carga en la zona plástica, almacenaron más energía por unidad de volumen y alcanzaron una mayor deformación antes de llegar al colapso total de la red trabecular.

Por otro lado es importante considerar la cantidad de grasa contenida en el tejido trabecular porcino, ya que se distribuye a través de la médula ósea aumentando su viscosidad, si se tuviesen especímenes con una cantidad de grasa menor, los resultados cambiarían, sin embargo no se cuenta con la información suficiente para saber qué tan considerable sería esta diferencia. En la Tabla 4.2 se muestran los valores obtenidos con su promedio y desviación estándar (Ec. 4.1).

		<b>TABLA 4.2 Propiedades mecánicas, pruebas de compresión uniaxial</b>			
		Módulo de Young [MPa]	Esfuerzo máximo [MPa]	% deformación en el esfuerzo máximo	Tenacidad [kJ/m <sup>3</sup> ]
Muestras con médula ósea	1	81.20	2.6	4.3	52.0
	2	118.26	3.45	3.7	92.0
	3	204.67	3.77	2.7	34.5
	4	135.62	4.24	3.7	69.0
	5	438.18	5.27	2.2	35.2
	6	238.75	5.65	3.3	82.0
	7	170.10	5.7	4.5	122.5
	8	186.10	5.8	3.9	90.5
	9	164.06	7.1	5.4	157.0
	10	309.40	7.7	3.4	139.0
	11	336.34	8.6	4.6	115.0
	12	340.20	8.8	3.7	156.0
		$\bar{x}$	<b>226.9 ± 102.9</b>	<b>5.72 ± 1.93</b>	<b>3.7</b>
Muestras sin médula ósea	1	215.41	5.20	8.8	279.6
	2	195.78	5.51	4.3	123.5
	3	245.90	6.11	7.0	303.0
	4	292.90	6.82	5.5	278.6
	5	138.05	7.10	7.7	337.0
	6	338.12	8.79	7.0	480.6
	7	249.52	9.03	6.6	408.3
	8	434.54	9.61	5.2	374.0
	9	378.17	9.97	5.1	309.4
	10	627.05	10.10	5.0	298.8
	11	460.05	10.75	4.5	352.8
	12	406.89	13.26	12.9	640.0
		$\bar{x}$	<b>331.9 ± 131.4</b>	<b>8.52 ± 2.32</b>	<b>6.6</b>

$$\sigma = \frac{\sum(x_i - \mu)^2}{N} \quad (4.1)$$

De donde:

$\sigma$  es la desviación estándar

$x_i$  es el i-ésimo dato

$\mu$  es la media

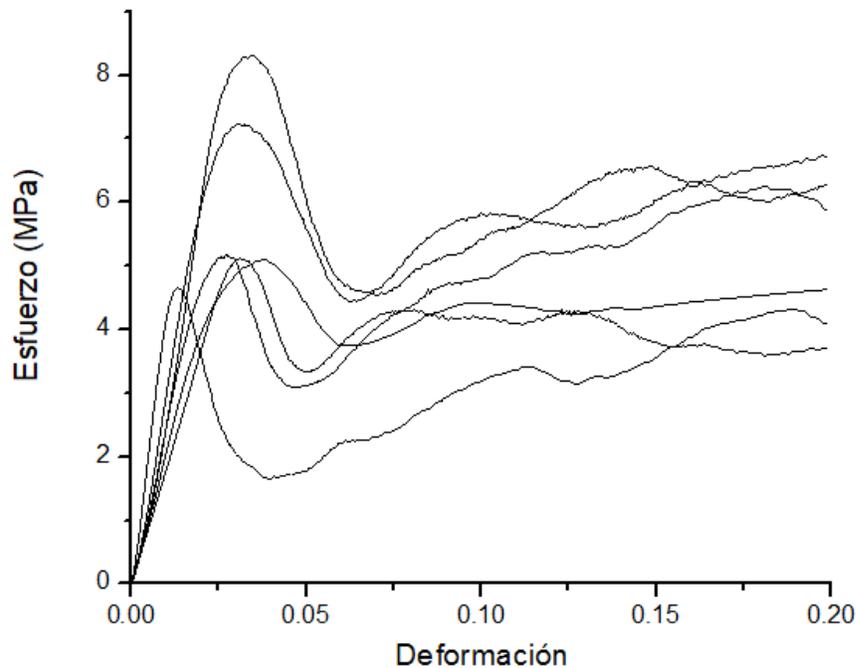
$N$  el número total de muestras

Los resultados muestran mucha dispersión en los valores, como era de esperarse en un material heterogéneo como lo es el tejido trabecular porcino debido a su naturaleza característica de un material biológico compuesto, el cual puede variar estructuralmente debido a muchos factores, tales como las condiciones de crecimiento de los especímenes, la edad, la alimentación y la actividad física que hayan tenido durante su crecimiento. La Tabla 4.3 resume los valores mínimos y máximos de las propiedades mecánicas para cada grupo de muestras, para las muestras sin médula ósea las cuatro propiedades medidas tienen valores mayores.

<b>TABLA 4.3 Porcentajes de dispersión en los valores promedio de las propiedades mecánicas</b>							
		<b>Muestras con médula ósea, n=12</b>			<b>Muestras sin médula ósea, n=12</b>		
<b>Propiedad</b>	Media	Valor mínimo	Valor máximo	Media	Valor mínimo	Valor máximo	
Módulo de Young	226.9	81.2	438.1	331.9	138	627	
Esfuerzo máximo	5.72	2.6	8.8	8.52	5.2	13.2	
Deformación máxima	3.78	2.2	5.4	6.6	4.3	12.9	
Tenacidad	95.5	34.5	157	348.8	123.5	640	

Se graficó el esfuerzo ingenieril contra la deformación ingenieril para los dos grupos de muestras, figuras 4.2 y 4.3, mostrando las 6 curvas más representativas para ambos casos.

Para el primer grupo de muestras, que corresponde a las muestras con médula ósea, se pueden observar 3 fases: en la primera se presenta un comportamiento lineal característico de la deformación elástica, llegando al punto más alto que representa el esfuerzo máximo con su respectiva deformación alcanzada; la segunda fase está representada por la disminución del esfuerzo hasta un punto mínimo, indicando que la red trabecular comienza a colapsar llegando a un valor mínimo de esfuerzo o meseta; en la tercera fase se ve un aumento aparente en el esfuerzo, lo que en realidad representa el colapso total de la red trabecular, la deformación y el esfuerzo aumentan pero la red presenta un daño estructural considerable. La médula ósea contenida en los intersticios de la red trabecular parece sobrecargar las trabéculas y llevarlas a una falla prematura.



**Figura 4.2** Gráfica de esfuerzo contra deformación para muestras con médula ósea.

Las curvas obtenidas para el segundo grupo de muestras, que corresponden a las muestras sin médula ósea, presentan una variación respecto al primer grupo, sin embargo también se observan 3 fases, en la primera se muestra un comportamiento lineal característico de la deformación elástica, sin embargo para la segunda fase, que es en la que se alcanza el esfuerzo máximo, se puede observar que dicha región se amplía, indicando que la deformación continúa sin necesidad de aumentar la carga, en esta etapa la estructura resiste las condiciones de carga sin colapsar, el esfuerzo se mantiene cuasiestático y eso se traduce a una mayor tenacidad ya que el tiempo de resistencia de las muestras aumenta; enseguida viene un colapso trabecular parcial representado por la tercera fase, en la que se alcanza un esfuerzo de meseta o disminución de la carga que las muestras son capaces de tolerar, sin embargo esta meseta no es tan evidente en algunas muestras. Al no haber médula ósea presente en la red trabecular, la distribución de esfuerzos se reparte hacia las trabéculas y el material se comporta mayormente como un sólido rígido pero tenaz, con un mayor módulo de elasticidad, las curvas para este grupo de muestras indican que tienen una capacidad de resistencia mayor.

En la Figura 4.4 se incluyen las gráficas más representativas de esfuerzo contra deformación para ambos grupos.

Para todas las muestras, se calculó la tenacidad desde la deformación inicial hasta la obtenida en el esfuerzo máximo, se tomó en cuenta este rango porque pasado dicho esfuerzo la red trabecular comienza a fallar.

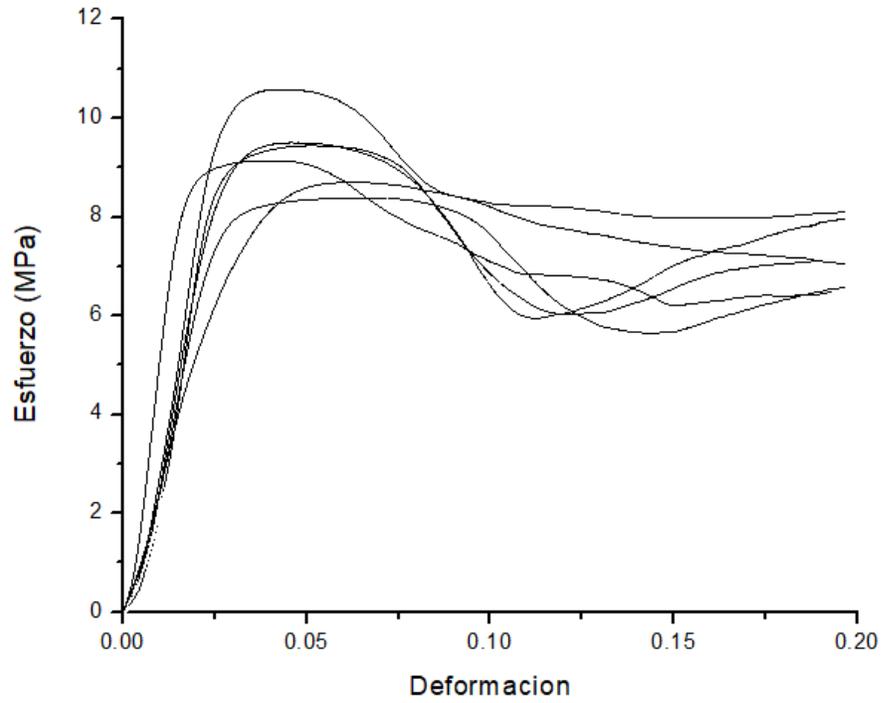


Figura 4.3 Gráfica de esfuerzo contra deformación para muestras sin médula ósea.

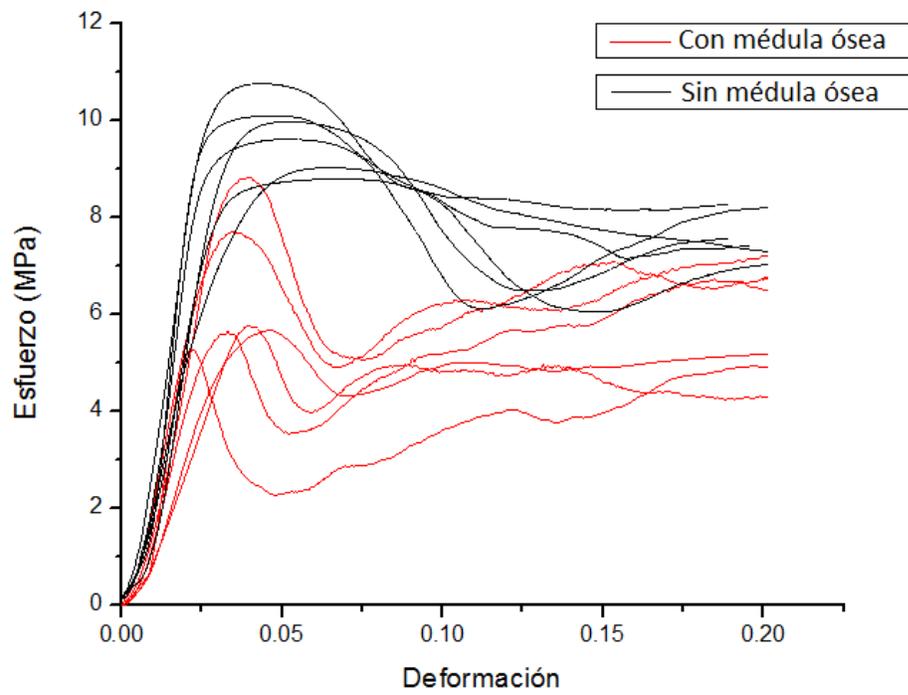
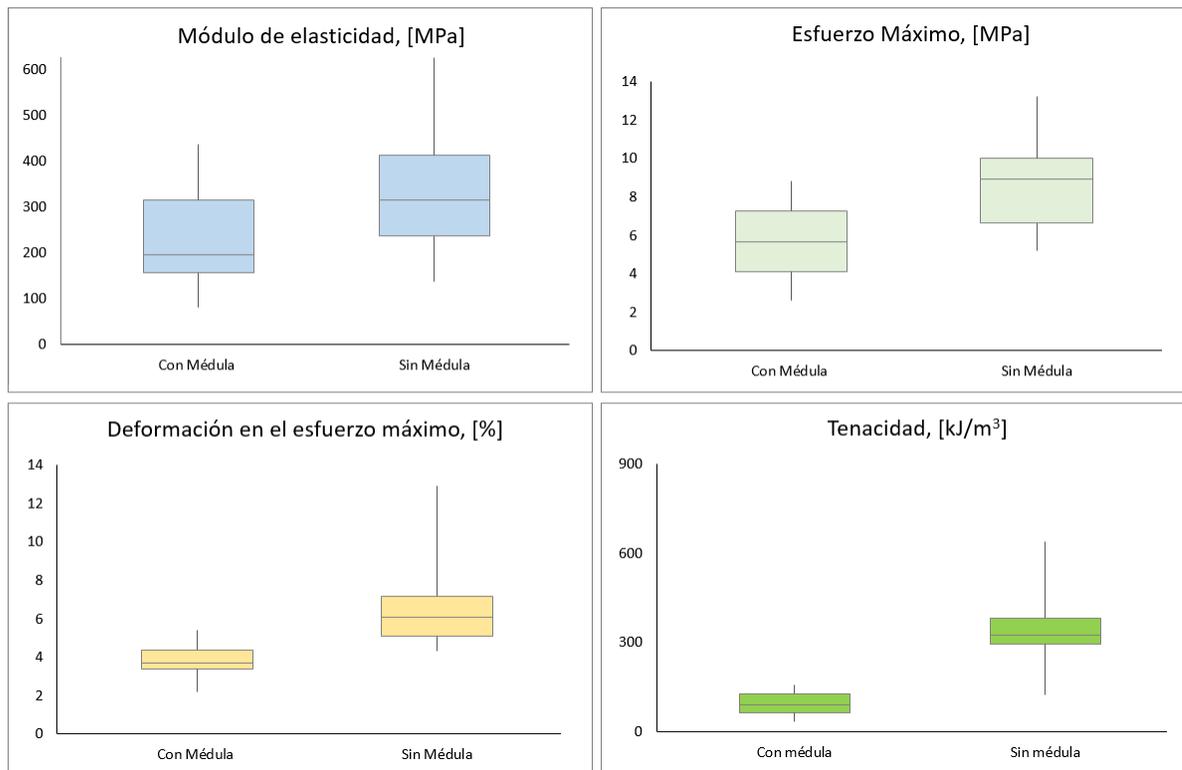


Figura 4.4 Gráfica comparativa de esfuerzo contra deformación para ambos grupos de muestras.

De manera general, las muestras sin médula ósea presentaron valores mayores para todas las propiedades medidas, marcando una diferencia considerable para la deformación en el esfuerzo máximo y en la tenacidad.

Los valores del módulo de elasticidad son mayores para las muestras sin médula ósea, sin embargo hay un rango entre 250 y 300 MPa para el cual ambos grupos coinciden, en otras palabras la rigidez para las muestras con médula ósea es menor. Para el esfuerzo máximo, las muestras sin médula ósea tuvieron el doble de valores alcanzados, esto quiere decir que soportaron mayores valores de carga. Al combinar ambos resultados se obtiene una mayor tenacidad para este grupo de muestras. Por otro lado, también se encontró que las muestras sin médula ósea son al menos tres veces más tenaces que las muestras que contienen médula ósea en la red trabecular, es importante remarcar que la tenacidad se midió desde el inicio de la deformación y hasta el valor de esfuerzo máximo.

La figura 4.5 resume por medio de diagramas de caja las dispersiones en los valores para ambos grupos de muestras, por medio de estos diagramas se hace más evidente la diferencia cuantitativa en las propiedades mecánicas de ambos grupos de muestras.



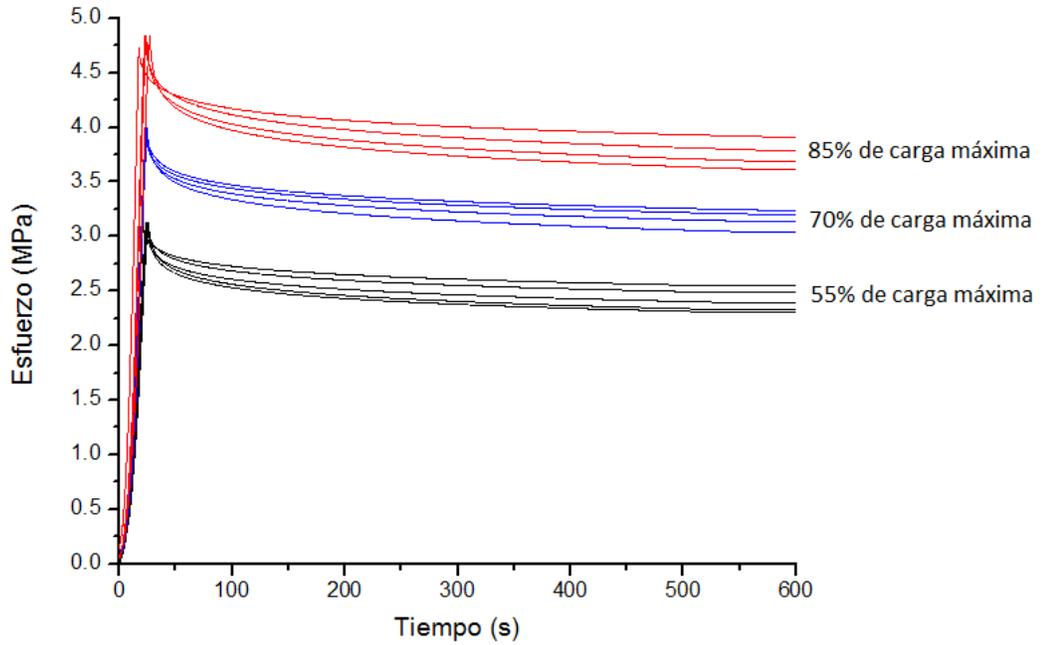
**Figura 4.5** Diagramas de caja para las propiedades mecánicas de ambos grupos de muestras.

#### 4.2.2 Pruebas de relajación de esfuerzos

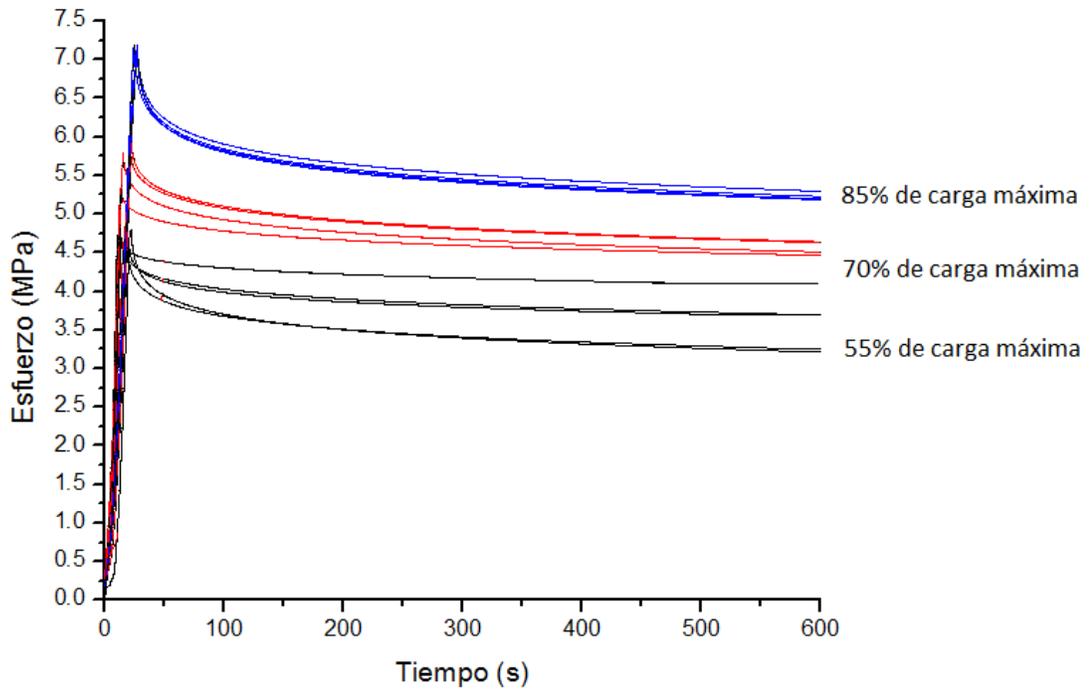
Para llevar a cabo las pruebas de relajación de esfuerzos primero fue necesario conocer el valor de la carga máxima promedio soportada en cada grupo de muestras, para ello el valor del esfuerzo máximo promedio se convirtió a carga multiplicándolo por el valor del área de sección transversal correspondiente a 64 mm<sup>2</sup>, con el fin de obtener tres distintos porcentajes de carga (Tabla 4.4) en seguida se hizo una prueba para determinar el valor del tiempo de relajación, el cual fue de 10 minutos, ese tiempo fue suficiente para notar que el esfuerzo ya no disminuía de manera considerable, sino que se mantenía cuasiestático. De estas pruebas se obtuvo la gráfica de esfuerzo contra tiempo de relajación para cada grupo de muestras, las curvas obtenidas se muestran en las figuras 4.6 y 4.7.

<b>TABLA 4.4 Porcentajes de carga máxima y su equivalente en esfuerzo</b>	
<b>Muestras con médula ósea</b>	<b>Muestras sin médula ósea</b>
Esfuerzo máximo promedio: 5.72 MPa	Esfuerzo máximo promedio: 8.52 MPa
Carga máxima promedio: 366 N	Carga máxima promedio: 545 N
85% de la carga máxima: 310 N (4.8 MPa)	85% de la carga máxima: 460 N (7.2 MPa)
70% de la carga máxima: 250 N (3.9 MPa)	70% de la carga máxima: 380 N (5.9 MPa)
55% de la carga máxima: 200 N (3.1 MPa)	55% de la carga máxima: 300 N (4.7 MPa)

Las muestras con médula ósea tienen una menor dispersión en la disminución de esfuerzos, esto puede deberse al efecto viscoelástico que les confiere la médula, ya que tiene al menos 3 veces mayor viscosidad que la solución salina contenida en las muestras sin médula. Para las mismas muestras hubo una reducción de esfuerzo promedio de 23%, mientras que para las muestras sin médula ósea la reducción fue de 25% (tabla 4.5). La figura 4.8 representa por medio de un diagrama de caja la dispersión en los porcentajes de reducción de esfuerzos, de la cual se observa que la disminución fue mayor para las muestras sin médula ósea, esto puede deberse a que son más rígidas.

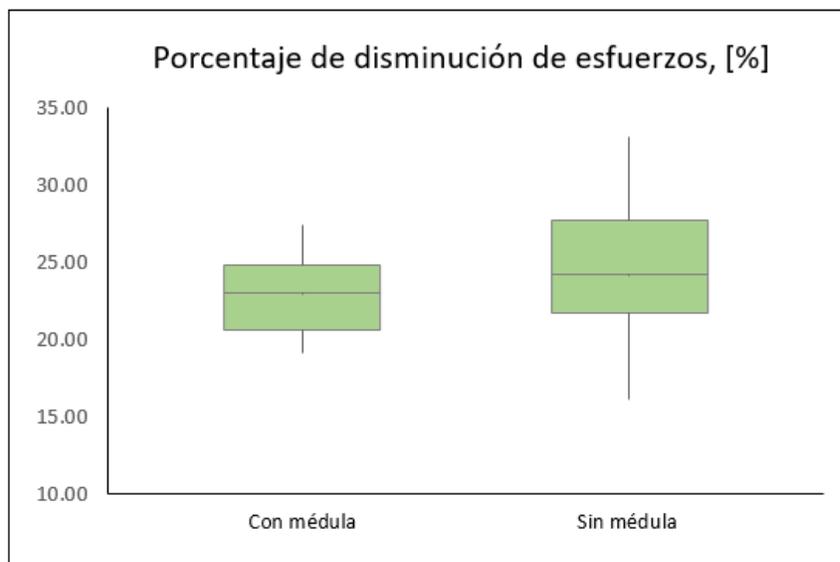


**Figura 4.6** Gráfica de esfuerzo vs tiempo para la prueba de relajación de esfuerzos en muestras con médula ósea.



**Figura 4.7** Gráfica de esfuerzo vs tiempo para la prueba de relajación de esfuerzos en muestras sin médula ósea.

<b>TABLA 4.5 Esfuerzo de relajación</b>						
<b>Muestras con médula ósea</b>				<b>Muestras sin médula ósea</b>		
<b>% de carga</b>	<b>Muestra</b>	<b>Esfuerzo de relajación [MPa]</b>	<b>Porcentaje de disminución de esfuerzo</b>	<b>Muestra</b>	<b>Esfuerzo de relajación [MPa]</b>	<b>Porcentaje de disminución de esfuerzo</b>
<b>55%</b>	1	2.54	19.11	1	3.24	29.80
	2	2.48	21.02	2	3.78	19.26
	3	2.39	23.89	3	3.21	33.14
	4	2.28	27.39	4	4.07	13.05
	5	2.30	26.75	5	3.70	21.16
		<b>2.4 ± 0.1</b>			<b>3.6 ± 0.33</b>	
<b>70%</b>	1	3.20	20.00	1	4.46	16.10
	2	3.18	20.50	2	4.51	22.18
	3	3.14	21.50	3	4.05	31.71
	4	3.03	24.25	4	4.64	21.83
	5	3.00	25.00	5	4.63	22.00
		<b>3.11 ± 0.08</b>			<b>4.46 ± 0.22</b>	
<b>85%</b>	1	3.91	19.38	1	5.20	27.67
	2	3.78	22.06	2	5.29	26.30
	3	3.68	24.12	3	5.18	27.86
	4	3.61	25.57	4	5.22	27.28
		<b>3.75 ± 0.11</b>			<b>5.22 ± 0.04</b>	
Promedio de porcentaje de disminución: <b>23%</b>			Promedio de porcentaje de disminución: <b>25%</b>			

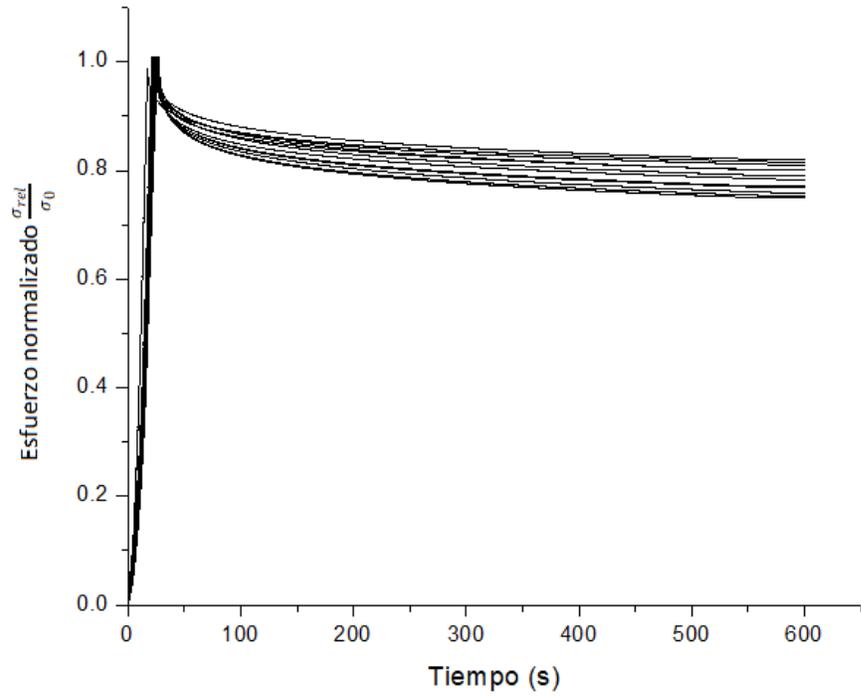


**Figura 4.8** Diagramas de caja para el porcentaje de disminución de esfuerzos.

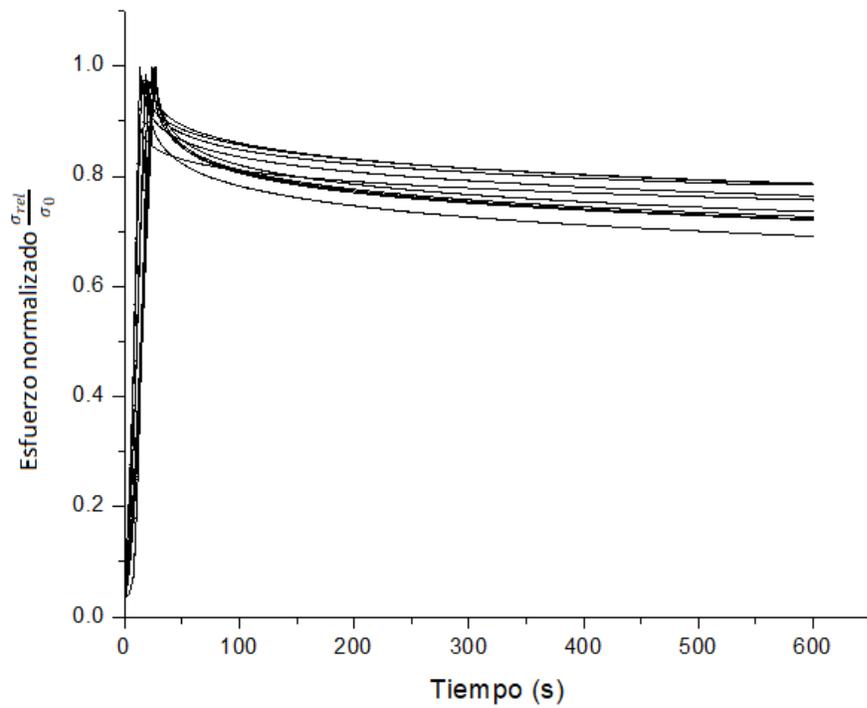
Para obtener una aproximación a un modelo matemático y observar si existe o no dependencia entre el valor de la precarga inicial aplicada con el porcentaje de reducción de esfuerzos, se calculó un esfuerzo normalizado (Ec. 4.2), resultado de dividir el esfuerzo de relajación entre el esfuerzo inicial para cada muestra y de esta forma graficar el esfuerzo normalizado en función del tiempo de relajación, las muestras sin médula ósea tuvieron una disminución mayor que las muestras con médula ósea (Figura 4.9 y 4.10).

$$\sigma_n = \frac{\sigma_{rel}}{\sigma_0} \quad (4.2)$$

<b>TABLA 4.6 Esfuerzo de relajación normalizado</b>					
		<b>Muestras con médula ósea</b>		<b>Muestras sin médula ósea</b>	
<b>% de carga</b>	<b>Muestra</b>	<b>Esfuerzo de relajación normalizado</b>	<b>Muestra</b>	<b>Esfuerzo de relajación normalizado</b>	
<b>55%</b>	1	0.82	1	0.69	
	2	0.80	2	0.80	
	3	0.77	3	0.68	
	4	0.74	4	0.87	
	5	0.74	5	0.79	
<b>70%</b>	1	0.82	1	0.76	
	2	0.82	2	0.76	
	3	0.81	3	0.69	
	4	0.78	4	0.79	
	5	0.77	5	0.78	
<b>85%</b>	1	0.81	1	0.72	
	2	0.79	2	0.73	
	3	0.77	3	0.72	
	4	0.75	4	0.73	



**Figura 4.9** Curvas de esfuerzo normalizado en función del tiempo para muestras con médula ósea.



**Figura 4.10** Curvas de esfuerzo normalizado en función del tiempo para muestras sin médula ósea.

Existen varios modelos matemáticos relacionados con la relajación de esfuerzos en materiales viscoelásticos como el hueso trabecular, uno de ellos es el de KWW (Kohlrusch-Williams-Watts) (Ec 4.3; Iyo et al., 2003) el cual por medio de un ajuste matemático será utilizado para representar la relajación de esfuerzos en ambos grupos de muestras.

$$E(t) = E_0 \left\{ A_1 \exp \left[ - \left( \frac{t}{\tau_1} \right)^\beta \right] + (1 - A_1) \exp \left[ - \left( \frac{t}{\tau_2} \right)^\gamma \right] \right\}, [0 < A_1, \beta, \gamma < 1] \quad (4.3)$$

Haciendo una modificación a la ecuación 4.3, que consiste en utilizar el esfuerzo normalizado en vez del módulo elástico inicial, queda de la siguiente manera:

$$\sigma_n = \left\{ A_1 \exp \left[ - \left( \frac{t}{\tau_1} \right)^\beta \right] + (1 - A_1) \exp \left[ - \left( \frac{t}{\tau_2} \right)^\gamma \right] \right\}, [0 < A_1, \beta, \gamma < 1] \quad (4.4)$$

Los valores de las constantes determinadas para cada grupo de muestras y el porcentaje de error respecto al modelo KWW fueron calculados por medio de paquetería Microsoft Office Excel® por medio del uso de la herramienta Solver y se muestran en la tabla 4.7, la figura 4.11 representa el ajuste al modelo para cada grupo de muestras, para lo cual se utilizó un promedio de esfuerzo normalizado.

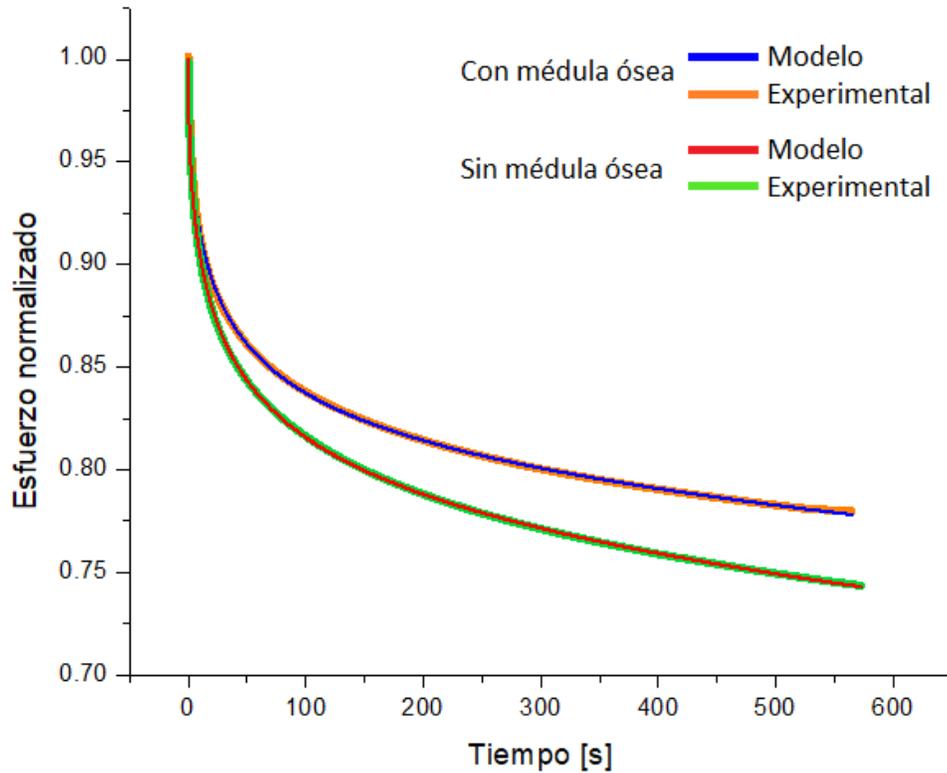
<b>Tabla 4.7 Constantes del modelo KWW</b>			
Constantes	Iyo et al., 2003	Ajuste, muestras con médula ósea	Ajuste, muestras sin médula ósea
$A_1$	0.11	0.1273	0.1340
$\tau_1$	50	18.6949	18.6950
$\beta$	0.26	0.5046	0.4926
$\tau_2$	6400000	103926	61850
$\gamma$	0.37	0.4141	0.3994
% error		<b>5.6%</b>	<b>3.0%</b>

Modelo KWW ajustado para muestras con médula ósea:

$$\sigma_n = \left\{ 0.1273 \exp \left[ - \left( \frac{t}{18.7} \right)^{0.5046} \right] + (1 - 0.1273) \exp \left[ - \left( \frac{t}{103926} \right)^{0.4141} \right] \right\}$$

Modelo KWW ajustado para muestras sin médula ósea:

$$\sigma_n = \left\{ 0.1340 \exp \left[ - \left( \frac{t}{18.7} \right)^{0.4926} \right] + (1 - 0.134) \exp \left[ - \left( \frac{t}{61850} \right)^{0.3994} \right] \right\}$$



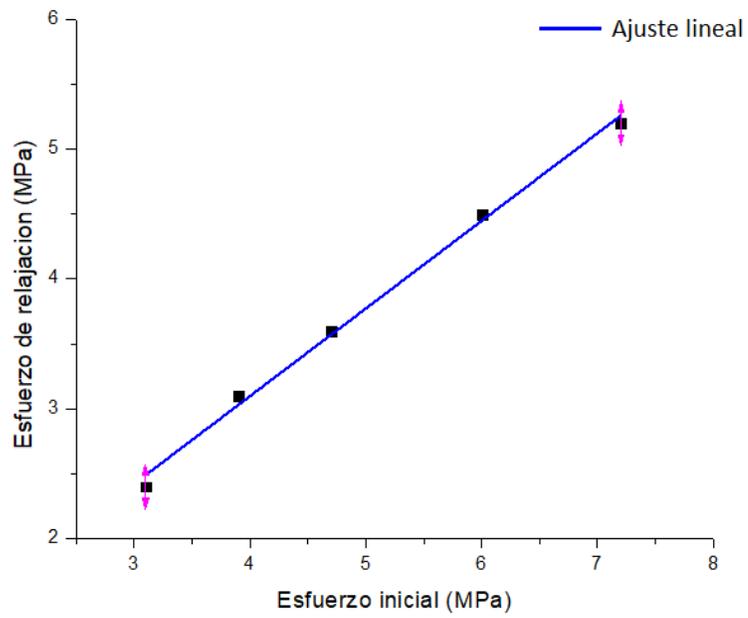
**Figura 4.11** Curvas de esfuerzo normalizado experimental y ajustado al modelo KWW.

Las muestras sin médula ósea presentan una disminución de esfuerzos mayor y eso remarca la importancia de la viscosidad del fluido que ocupa los espacios intertrabeculares, con las pruebas de relajación de esfuerzos se corrobora la naturaleza viscoelástica del hueso trabecular, ya que si se tratase únicamente como un sólido elástico no exhibiría una función de relajación de esfuerzos dependiente del tiempo, al aplicar una precarga existe una oposición inicial al cambio pero con el tiempo el valor del esfuerzo decrecerá, sin embargo el esfuerzo nunca tomará un valor de cero, sino que se estabilizará, de las gráficas obtenidas se puede observar que ambos grupos de muestras tuvieron dicho comportamiento. Se dice que un material viscoelástico tiene memoria, es decir, que recuerdan la historia de las deformaciones a las que es sometido y reaccionan en consecuencia, es por este motivo que es importante caracterizar al hueso trabecular como un material viscoelástico, para tener una mejor aproximación a su comportamiento real.

Finalmente para corroborar la linealidad que existe entre la precarga aplicada y el esfuerzo de relajación, independientemente del tipo de muestra, se hizo un ajuste lineal (Figura 4.12) la función obtenida es la Ec. 4.5 la cual indica que el esfuerzo de relajación se reducirá en un 24% del valor del esfuerzo inicial aplicado.

$$\sigma_{rel} = 0.76 \sigma_0 \quad R^2 = 0.995 \quad (4.5)$$

El obtener una relación lineal entre el esfuerzo inicial aplicado y el esfuerzo de relajación, es una manera de corroborar que el material estudiado tiene comportamiento viscoelástico lineal.



**Figura 4.12** Ajuste lineal para esfuerzo de relajación contra esfuerzo inicial.

---

# Capítulo 5

## Conclusiones

---

Uno de los objetivos del presente trabajo se enfocó en cuantificar el efecto que tiene la médula ósea sobre las propiedades mecánicas del tejido trabecular porcino bajo la acción de una carga de compresión uniaxial a baja velocidad de deformación. Cuando el tejido trabecular es sometido a cargas de baja intensidad, la estructura de éste se adapta a los cambios en el flujo de la médula ósea.

Se encontró que las propiedades mecánicas como el módulo de elasticidad, el esfuerzo máximo y la deformación al esfuerzo máximo, así como la tenacidad, tienen valores mayores cuando la médula ósea es extraída de las muestras y sustituida por solución salina, cuantitativamente se presenta un aumento de 37% para el módulo elástico, un 39% para el esfuerzo máximo, un 54% para la deformación en el esfuerzo máximo y un 300% en la tenacidad. Estos resultados indican que las muestras sin médula ósea tienen una mayor rigidez y cuando el flujo intersticial en la estructura trabecular es menos viscoso, tiene mayor capacidad de fluir y salir de la estructura sin provocar daños prematuros en la red, es importante tomar en cuenta que las pruebas realizadas no se hicieron en confinamiento, habría que considerar qué pasaría en el caso de que el fluido no pudiera salir de la red trabecular. Por otro lado se consideró que la sección transversal de área sobre la cual se aplicó la carga en las pruebas de compresión tuvo un valor constante de 64 mm<sup>2</sup> y no se tomó en cuenta la porosidad en el tejido, de haberla tomado en cuenta el área sería menor y los valores obtenidos habrían sido mayores, para esto sería necesario hacer un análisis de la microestructura en cada muestra antes de realizar las pruebas mecánicas.

Cuando la médula ósea está presente, su flujo es limitado y no da lugar a un acomodo entre los poros de la red trabecular, generando daños localizados en la estructura provocando una falla prematura en la red. Por lo tanto, es muy importante considerar el efecto que la viscosidad de la médula ósea le confiere a la estructura, ya que de ella depende el comportamiento mecánico del tejido trabecular.

Por otro lado, hubo una variación considerable en las propiedades mecánicas obtenidas para ambos grupos de muestras, lo cual se atribuye a varios factores que estuvieron fuera del alcance del proyecto. Las variaciones biológicas y ambientales a las que fue sometido cada espécimen durante su crecimiento. La estructura del hueso trabecular de naturaleza heterogénea por ser un material complejo. La cantidad de tejido graso contenido en la red trabecular. Una posible desviación angular respecto a la dirección trabecular principal al momento de comprimir las muestras. Una posible falta de paralelismo entre las caras de las muestras. La posible presencia de cartílago en las muestras. Todos los factores anteriormente mencionados se suman y generan dispersión en los resultados.

Por estos motivos es importante tener un control estricto sobre el tipo de muestras que se obtendrán y tener cuidado de que sus condiciones de manufactura, manejo y almacenamiento no varíen.

En cuanto a las pruebas de relajación de esfuerzos, se observó un decaimiento en el esfuerzo aplicado de 23% para muestras con médula ósea y de 25% para muestras sin médula ósea, esta diferencia del 2% remarca que para velocidades de deformación bajas y en el rango de deformación elástica, la influencia de la médula ósea no es considerable.

El modelo matemático KWW utilizado para la función de relajación de esfuerzos para ambos grupos de muestras ofrece una aproximación para predecir la reducción del esfuerzo para tiempos mayores a los 600 s aplicados en las pruebas con un porcentaje de error de 5.6% para muestras con médula ósea y 3.0% para muestras sin médula ósea.

Se corroboró que el tejido trabecular tiene un comportamiento viscoelástico lineal por medio de la linealidad de la función de relajación de esfuerzos, con un porcentaje de error de 11%.

Como recomendaciones futuras para obtener una menor heterogeneidad en los resultados obtenidos, sería necesario llevar un seguimiento y control de los factores biológico ambientales a los que se somete el espécimen durante su crecimiento. Llevar a cabo los cortes con una máquina de precisión en óptimas condiciones de funcionamiento. Verificar por medio de micro CT la dirección trabecular principal para llevar a cabo el corte y en seguida que no haya daños en la red trabecular provocados por el mismo y la sujeción de las muestras al momento de manufacturarlas en la máquina. Por último realizar un análisis de TGA para corroborar que no exista una posible desmineralización del tejido provocada por la extracción de la médula ósea.

Por otro lado, para tener resultados lo más cercanos a un modelo real, sería importante considerar una sección transversal de área que considere la porosidad en cada muestra.

---

# Referencias

---

- An, Yuehuei H. and Draughn Robert A., **Mechanical testing of bone and the bone-implant interface**, CRC Press, USA, 2000
- Angeles, H. J., **Caracterización mecánica del comportamiento viscoelástico de muestras de hueso trabecular bovino**, Tesis de licenciatura, UNAM, México, 2014
- ASTM, **1994 Annual book of ASTM Standards**: Section 3 – Metals test methods and analytical procedures. Vol. 03.01 – Metals - mechanical testing; Elevated and low temperature test, 1994
- Athanasίου, K. A., Zhu, M. S., Lanctot, B.S., Agrawal, C. M., Wang, X., **Fundamentals of biomechanics in tissue engineering of bone**, Tissue Engineering, 6, 4, 361-381, USA, 2000
- Bowman, S. M., Keaveny, T. M., Gibson, L. J., Hayes, W. C., and McMahon, T. A., **Compressive creep behavior of bovine trabecular bone**, Journal of biomechanics, 27, 301-310, USA, 1994
- Bowman, S. M., Gibson, L. J., Hayes, W. C., and McMahon, T. A., **Results from demineralized creep tests suggest that collagen is responsible for the creep behavior of bone**, Journal of Biomechanical Engineering, 121, 253-258, USA, 1999
- Brandt KD, Doherty M. **Osteoarthritis**. Oxford, Oxford University Press, UK, 1998
- Bronner, F. and Worrell, R. V., Eds., **Orthopedics, Principles of basic and clinical science**, CRC Press, Boca Raton, FL, 1999
- Busscher, I., Joris, J. W., Gijssbertus, J. V., Veldhuizen, A. G., **Comparative anatomical dimensions of the complete human and porcine spine**, Eur Spine, 19, 1104 – 1114, Netherlands, 2010
- Cabello, Sandra, **Relajación de esfuerzos: definición, mecanismos de actuación y modelos matemáticos aplicables (Parte I)** Revista INGENIERÍA UC, 21, 1, 16-22, Venezuela, 2014
- Carter, D. R., Caler, W. E., Spengler, D. M. and Frankel, V. H, **Fatigue behavior of adult cortical bone: The influence of mean strain and strain range**, Acta Orthopaedica Scandinavica, 52, 5, 481-490, USA, 1981
- Cowin, S., ed. **Bone Mechanics Handbook**. CRC Press, USA, 2001
- Currey, J., **The mechanical adaptations of bones**, Princeton University Press, Princeton NJ, USA, 1984
- Drozovov Aleksey D., **Viscoelastic Structures, Mechanics of growth and aging**, Academic Press, USA, 1998

- Gibson, J. L., **Biomechanics of cellular solids**, Journal of biomechanics, 38, 377-399, USA., 2005
- Gottesman, T. and Hashin, Z., **Analysis of viscoelastic behavior of bones on the basis of microstructure**, Journal of biomechanics, 13, 89-96, Israel, 1980
- Guedes, R. M., Simoes J. A. and Morais J. L., **Viscoelastic behavior and failure of bovine cancellous bone under constant strain rate**, Journal of biomechanics, 39, 1, 49-60, Portugal, 2006
- Halgrin, J., Chaari, F. and Markiewicz, **On the effect on marrow in the mechanical behavior and crush response of trabecular bone**, Journal of the mechanical behavior of biomedical materials, 5, 231-237, Francia, 2012
- Hall, E. J. **Tratado de fisiología médica**, Elsevier, 13va Edición, USA, 2016
- Hancox, N. M. **Biology of bone**, Cambridge University Press, Cambridge UK, 1972
- Harnden T., course notes: **The skeletal system: Macro and micro anatomy**, Georgia Highlands College, Georgia, USA, <http://www.highlands.edu/academics/divisions/scipec/biology/faculty/harnden/2121/notes/skeletal.htm> Fecha de consulta: 20 de Octubre de 2015
- Harrigan, T. P., Jasty, M., Mann, R. W. and Harris, W. H., **Limitations of the continuum assumption in cancellous bone**, Journal of biomechanics, 21, 4, 269 – 275, USA, 1988
- Hayes W. and Keaveny T., **A 20-Year perspective on the mechanical properties of trabecular bone**, Journal of biomechanical engineering, 115, 534-542, Boston USA, 1993
- Heaney R., Enciclopedia Británica, <http://global.britannica.com/science/bone-anatomy> fecha de consulta: 20 de Octubre de 2015
- Ibrahim, Z., Busch, J., Awwad, M., Wagner, R., Wells, K., Cooper DKC, **Selected physiologic compatibilities and incompatibilities between human and porcine organ systems**, Xenotransplantation, 13, 488-499, USA, 2006
- Iyo, T., Maki, Y., Sasaki, N., Nakata, M., **Anisotropic viscoelastic properties of cortical bone**, Journal of biomechanics, 37, 1433-1437, Japan, 2003
- Iyo, T., Sasaki, N., Maki, Y., Nakata, M., **Mathematical description of stress relaxation of bovine femoral cortical bone**, Biorheology, 3, 2, 117-132, Japan, 2006
- Jansen, L.E., Birch, N.P., Schiffman, J.D., Crosby, A.J. and Peyton, S.R., **Mechanics of intact bone marrow**, Journal of the mechanical behavior of biomedical materials, 50, 299-307, USA, 2015
- Katz, J. L. **Hard tissue as a composite material – I. Bounds on the elastic behavior**, Journal of Biomechanics, 4, 455-473, NY USA, 1971

- Keaveny, T.M., Morgan, E.F., Niebur, G.L. and Yeh, O.C., **Biomechanics of trabecular bone**, Annual Review of Biomedical Engineering, 3, 307-333, USA, 2001
- Keaveny, T.M., Pinilla, T.P., Crawford, R.P., Kopperdahl, D.L. and Lou, A., **Systematic and random errors in compression testing of trabecular bone**. Journal of Orthopedic Research, 15, 101–110, USA, 1994
- Lakes R. and Saha, S., **Cement line motion in bone**, Science, 204, 501-503, USA, 1979
- Lakes R., **Materials with structural hierarchy**, Nature, 361, 511-515, USA, 1993
- Lakes R., **Viscoelastic Materials**, Cambridge University Press. USA, 2009
- Laporte S., David F., Bousson V. and Pattofatto S., **Dynamic behavior and microstructural properties of cancellous bone**, DYMAT International Conferences, 9, Bélgica, 2009
- Levenston, M. E. and Carter, D. R., **An energy dissipation-based model for damage simulated bone adaptation**, Journal of Biomechanics, 31, 7, 579-586, USA, 1998
- Linde, F., **Elastic and viscoelastic properties of trabecular bone by a compression testing approach**, Danish Medical Bulletin, 41, 119, Denmark, 1994
- Linde, F., Hvid I., **The effect of constraint on the mechanical behavior of trabecular bone specimens**, Journal of Biomechanics, 22, 5, 485-490, Denmark, 1989
- Linde, F., Sorensen, H.C., **The effect of different storage methods on the mechanical properties of trabecular bone**, Journal of Biomechanics, 26, 1249-1252, Denmark, 1993
- Martin, R. B., **Determinants of the mechanical properties of bones**, Journal of Biomechanics, 24, Supplement 1, 79-88, USA, 1991
- Mehrabadi, M. M. and Cowin, S. C., **Eigensensors of linear anisotropic elastic materials**, The quarterly journal of mechanics & applied mathematics, 43, 15, NY USA, 1990
- Mitton, D., Rumelhart, H., Hans, D., Meunier, P., **The effects of density and test conditions on measured compression and shear strength of cancellous bone from the lumbar vertebra of ewes**, Medical engineering & physics, 19, 5, 464-474, France, 1997
- Mullender, M. G., Huiskes, R., Versleyen, H. and Buma, P., **Osteocyte density and histomorphometric parameters in cancellous bone of proximal femur in five mammalian species**, Journal of Orthopaedic Research, 14, 972, Netherlands, 1996
- Morgan, E. F., Bayraktar, H. H. and Keaveny, T. M., **Trabecular bone modulus-density relationships depend on anatomic site**, Journal of Biomechanics, 36, 897-904, USA, 2003

Ocampo T., course notes: **Axial Skeleton**, Spartanburg Community College, South Carolina USA, <https://www.studyblue.com/#flashcard/view/9362016> fecha de consulta: 20 de Octubre de 2015

Öhman, C., Baleani, M., Perilli, E., Dall'Ara, E., Tassani, S., Baruffaldi, F. and Viceconti, M., **Mechanical testing of cancellous bone from the femoral head: Experimental error due to off-axis measurements**, Journal of Biomechanics, 40, 2426-2433, Italia, 2007

Ortiz, A., Ortiz, J. y Ruiz, O., **Introducción a la mecánica del medio continuo**. Universidad Nacional Autónoma de México, Facultad de Ingeniería, México, 2013

Özkaya, N., Nordin, M., Goldsheyder, D., and Leger, D., **Fundamentals of biomechanics – Mechanical properties of biological tissues**, Springer, USA, 2012

Pal, S., **Design of artificial human joints and organs - Mechanical properties of biological materials**, Springer, USA, 2014

Pothuau, L., Rietbergen, B. V., Mosekilde, L., Beuf, O., Levitz, P., Benhamou, C. L. and Majumdar, S., **Combination of topological parameters and bone volume fraction better predicts the mechanical properties of trabecular bone**, Journal of Biomechanics, 35, 1091-1099, USA, 2002

Prot, M., Saletti, D., Pattofatto, S., Bousson, V. and Laporte, S., **Links between mechanical behavior of cancellous bone and its microstructural properties under dynamic loading**, Journal of Biomechanics, 48, 3, 498-503, Francia, 2015

Quaglini, V., La Rusa, V., Corneo, S., **Nonlinear stress relaxation of trabecular bone**, Mechanics Research Communications, Volumen 36, Issue 3, 285-283, Italy, 2009

Recker, R.R., Ed., **Bone Histomorphometry: Techniques and Interpretation**, CRC Press, Boca Raton, FL USA, 1983

Sever, R., ed. **Cold Spring Harbor Protocols**, Volumen 2016, Issue 2, February, CSH Press, USA, 2006

Stone, J. L., Beaupre, G. S. and Hayes, W. C., **Multiaxial strength characteristics of trabecular bone**, Journal of Biomechanics, 16, 9, 743-747, USA, 1983

Tassani, S., Öhman, C., Baleani, M., Baruffaldi, F. and Viceconti, M., **Anisotropy and inhomogeneity of the trabecular structure can describe the mechanical strength of osteoarthritic cancellous bone**, Journal of Biomechanics, 43, 1160-1166, Italia, 2010

Terzaghi, K., **The shearing resistance of saturated soils and the angle between the planes of shear**, First international conference on soil mechanics and foundation engineering, Harvard University, 54-56, USA, 1936

Turner, C. H. and Burr, D., **Basic biomechanical measurement of bone: a tutorial**, Bone, 14, 595-606, USA, 1993

Turner, C. H. and Cowin, S. C., **Errors induced by off-axis measurement of the elastic properties of bone**, Journal of Biomechanical Engineering, 110, 3, 213-215, USA, 1988

Ugural, A., Fenster, S., **Advanced strength and applied elasticity**, Prentice Hall, USA, 2003

Van Rietbergen, B., Odgaard, A., Kabel, J., and Huiskes, R., **Direct mechanics assessment of elastic symmetries and properties of trabecular bone architecture**, Journal of Biomechanics, 29, 1653, Netherlands, 1996

Weiss, L. ed. **Cell and Tissue Biology: A Text of Histology**. Urban and Schwarzenberg, USA, 1988

Yamashita, J., Li, X. O., Furman, B. R., Rawls, H. R., Wang, X. D. and Agrawal, C. M., **Collagen and bone viscoelasticity: a dynamic mechanical analysis**, Journal of Biomedical Materials Research, 63, 1, 31-36, USA, 2002

Zhu, M., Keller, T. S. and Spengler, D. M., **Effects of specimen load-bearing and free surface layers on the compressive mechanical properties of cellular materials**, Journal of Biomechanics, 27, 1, 57-66, USA, 1994