



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA
DE MÉXICO**

FACULTAD DE INGENIERÍA

**CARACTERIZACIÓN VISCOELÁSTICA DE
MUESTRAS DE TEJIDO CORTICAL BOVINO**

T E S I S

**QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:
INGENIERO MECÁNICO**

P R E S E N T A:

FABRICIO RICARDO RIOS BRAVO

DIRECTOR DE TESIS

M. en I. EDGAR ISAAC RAMÍREZ DÍAZ



CD. UNIVERSITARIA

2015

Agradecimientos.

A mis padres, que me brindaron todo el apoyo para poder cumplir mis metas, que sin sus enseñanzas, consejos y motivaciones nada de esto hubiera sido posible y que a pesar de todo siempre han estado conmigo brindándome su amor y confianza que fueron los pilares que me forjaron como persona, les agradezco por todo.

A mis tíos Fermín y Rosa que son como mis segundos padres y han sido un ejemplo, porque gran parte de mi formación tanto académica como personal se las debo a ellos, gracias por todo su apoyo que es parte de mi motivación para cumplir mis metas.

A toda mi familia pero en especial a mi hermano Marco, a su esposa África y a mi primo Christian, por las grandes experiencias y las valiosas enseñanzas que al convivir con ustedes han hecho de mí una mejor persona.

A mis amigos del CCH y al Cardumen, que a lo largo de todo este tiempo estuvieron brindándome consejos y apoyo, por todos los buenos momentos y por encontrar en ellos una amistad para toda la vida.

A la universidad Nacional Autónoma de México fuente inagotable del saber y a la Facultad de Ingeniería, por la formación académica y realización personal.

A la Dirección General de Asuntos del Personal Académico de la UNAM por el apoyo brindado a través del proyecto PAPIIT 115415 Validación experimental de modelos de tejido óseo desarrollados en elemento finito.

A mi director de tesis el M en I. Edgar Isaac Ramírez Díaz por todo el conocimiento aportado para la realización de ésta tesis, por todo el tiempo invertido para responder todas mis preguntas y por llevar por buen camino ésta tesis.

A mis sinodales Dr. Armando Ortiz Prado, Dr. Lázaro Morales Acosta, M.I. Osvaldo Ruiz Cervantes y al M.I. Efraín Ramos Trejo por el tiempo dedicado en las correcciones de mi tesis.

A la Unidad de Investigación y Asistencia Técnica en materiales (UDIATEM) por la ayuda prestada para la realización de este trabajo.

Prólogo.

El estudio de las propiedades biomecánicas del tejido óseo se realiza con el objetivo de desarrollar y mejorar el diseño de prótesis, así como también obtener información necesaria para el tratamiento de enfermedades, esto con la primicia de que al conocer el comportamiento mecánico del tejido se puedan desarrollar tecnologías para implementar el conocimiento adquirido. Sin embargo el estado del arte acerca de las propiedades mecánicas del hueso, presenta una gran dispersión de los datos reportados, esto ocasionado principalmente por factores como la diferencia biológica entre un espécimen y otro, así como también factores propios de las metodologías implementadas para la selección de muestras, maquinado de las mismas, su preservación entre otros que pudieran afectar el comportamiento in vitro del tejido.

Si bien para la mayoría de los experimentos realizados en tejido óseo se busca tener una aproximación del comportamiento real (in vivo), hasta la fecha no existe una regulación para todas la metodologías utilizadas para evaluar su comportamiento mecánico y todas ellas son adaptación de metodologías implementadas con anterioridad.

Con la finalidad de minimizar en la medida de lo posible esta variación, este trabajo se ajusta a una metodología propuesta anteriormente por Ángeles, en 2014. En este trabajo se evaluarán muestras de tejido cortical para caracterizar su comportamiento viscoelástico, las muestras son extraídas de la zona media de fémur bovino las cuales serán sometidas a un ensayo de compresión para una caracterización como un material homogéneo lineal e isotrópico para obtener sus parámetros biomecánicos y sus límites elásticos con la finalidad, de realizar pruebas de relajación de esfuerzo dentro del rango elástico del material.

Se realiza la caracterización viscoelástica de tejido cortical de la diafisis de fémur ya que la mayor parte de los estudios realizados en este tejido desprecian su comportamiento viscoelástico y los efectos en sus propiedades mecánicas, por lo que se cuenta con poca información al respecto. Al realizar esta caracterización se pretende contar con mayor información que contribuirá para el desarrollo de tecnologías para el tratamiento de fracturas, fijación de prótesis, desarrollo de sustitutos óseos entre otros.

A continuación se hace una breve descripción de cada uno de los capítulos que conforman esta tesis así como el contenido de cada uno de ellos:

El capítulo 1 es una revisión biológica de la composición y estructura del tejido óseo. Conocer todos estos aspectos es de gran importancia ya que brindan una buena información para trabajar con él, como su clasificación, su función y distribución en el sistema óseo, de la cual dependen en gran parte sus propiedades mecánicas.

En el capítulo 2 se explican las principales propiedades biomecánicas del tejido cortical y los factores que generan cambios en sus propiedades, así como una revisión del concepto de viscoelasticidad y las diferentes pruebas mediante las cuales se evalúa esta propiedad de los materiales, así mismo se hace una revisión de la literatura acerca de los trabajos realizados por diversos autores para evaluar la viscoelasticidad en el tejido cortical y los resultados a los que llegaron.

PRÓLOGO

En el capítulo 3 se describe la metodología para la recolección, extracción y maquinado de las muestras, donde se justifica cada uno de los parámetros utilizados para la geometría y preservación de las mismas, de igual manera se explica el desarrollo del ensayo de compresión y relajación de esfuerzos, y por qué se eligió la velocidad de deformación utilizada para la experimentación.

En el capítulo 4 se muestran los resultados obtenidos de cada una de las pruebas. Del ensayo de compresión se muestran los parámetros biomecánicos, cálculos y las curvas esfuerzo-deformación generadas de los datos obtenidos; de las pruebas de relajación de esfuerzos se muestran las curvas esfuerzo-tiempo y los ajustes matemáticos al modelo KWW para cada nivel de precarga aplicado. Como parte final se presenta un análisis del esfuerzo de relajación promedio para cada precarga mediante el cual se evaluó la linealidad del efecto viscolástico del tejido cortical.

Finalmente se presentan las conclusiones a las que se llegan mediante las pruebas realizadas, se identifican algunos factores dentro de la metodología que pudieran ser modificados si se planean trabajos a futuro que pudieran generar un cambio en los resultados obtenidos.

Fabrizio Ricardo Ríos Bravo

Cd. Universitaria 2015

Índice

Capítulo 1. Composición y estructura del tejido óseo.	1
1.1 Generalidades del tejido óseo.....	1
1.2. Clasificación del tejido óseo según su porosidad.....	2
1.2.1. Tejido compacto o cortical.....	4
1.2.2. Tejido esponjoso o trabecular.....	5
1.3. Clasificación de los huesos según su morfología.....	6
1.3.1 Huesos cortos, planos e irregulares.....	6
1.3.2 Huesos largos.....	7
Capítulo 2. Comportamiento mecánico del tejido óseo	9
2.1. Parámetros biomecánicos del tejido óseo.....	9
2.2. Propiedades del tejido cortical.....	11
2.3. Viscoelasticidad del tejido cortical.....	15
2.3.1. Pruebas mecánicas para evaluar viscoelasticidad.....	16
2.3.2 Pruebas realizadas en tejido cortical para evaluar su viscoelasticidad.....	21
Capítulo 3. Metodología experimental para la realización de pruebas mecánicas.	31
3.1. Geometría y maquinado de las probetas.....	31
3.2. Conservación de las muestras.....	35
3.3. Ensayo de compresión.....	36
3.4. Ensayo de relajación de esfuerzos.....	36
3.4.1. Niveles de precarga.....	37
3.4.2. Tiempo de relajación.....	37
3.5. Adquisición de resultados.....	37
Capítulo 4. Análisis de resultados	38
4.1. Ensayo de compresión.....	38
4.2. Ensayo de relajación de esfuerzos.....	45
Conclusiones.....	60
Bibliografía.....	61



Capítulo 1. Composición y estructura del tejido óseo.

Los huesos son los encargados de brindarle soporte al cuerpo; se encargan de formar una estructura rígida para el soporte de los músculos y tejidos blandos que actuando en conjunto son capaces de brindarle locomoción al organismo. Los músculos se insertan con los huesos a través de los tendones los cuales ejercen acciones que provocan el movimiento en todo el cuerpo. La estructura ósea forma cavidades capaces de alojar tejidos blandos para brindarles protección que además de ser una estructura sólida y firme para el cuerpo también alojan a la médula ósea, la cual se encarga de la producción de glóbulos rojos.

Los huesos tienen la peculiar capacidad de regenerarse y adaptarse de acuerdo con las sollicitaciones a las que se encuentren expuestos, su geometría depende en gran medida de la localización anatómica y la disposición de las cargas (Rho et al., 1998). En este capítulo se presenta una descripción del tejido óseo en un nivel macroestructural así como una pequeña descripción de sus componentes microestructurales.

1.1 Generalidades del tejido óseo

Los huesos son los componentes del sistema esquelético, mientras que el tejido óseo es conocido como el componente estructural de los huesos. Típicamente, un hueso completo se encuentra constituido no solo por tejido óseo, también se encuentran presentes diversos tejidos, nervios y vasos sanguíneos, donde la disposición y configuración de estos dependerá de la función que desempeñe el hueso.

El tejido óseo es una composición especializada de tejido conjuntivo, que al igual que otros tipos de tejido está compuesto por células y una matriz extracelular. A diferencia del resto, este presenta un elevado grado de mineralización, matriz mineralizada u ósea, la cual produce un componente duro que le brinda rigidez al tejido. Este mineral es fosfato de calcio con cristales en forma de hidroxiapatita $[\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2]$, la cual compone el 65% del tejido y el 35% restante lo conforman la matriz orgánica, células y agua (Pinzón, 2011).

La capacidad de mineralizar no solo le brinda rigidez al tejido, también sirve como sitio de depósito de calcio y fosfato los cuales pueden ser movilizados de la matriz ósea y captados por el flujo sanguíneo según sea necesario para mantener las concentraciones necesarias para el buen funcionamiento del organismo.

La matriz ósea también se compone por diversas proteínas siendo su principal componente colágeno de tipo I y en menor medida colágeno del tipo V, los cuales componen el 90 % del peso de las proteínas presentes y le proporcionan características viscoelásticas al tejido. Las células no colágenas en la matriz ósea del hueso, componen el 10 % restante de su peso y son proteínas que forman la sustancia fundamental y son indispensables para el remodelado y reparación del tejido.

Tanto el colágeno como la sustancia fundamental se mineralizan para formar el tejido óseo y es en esta sustancia fundamental, donde se encuentran las células encargadas de brindarle características especiales al tejido como la adaptación y regeneración.

Las células osteoprogenitoras, derivan de células madre y dan origen a los osteoblastos, los cuales encargan de secretar a la matriz extracelular, una vez que esta célula queda rodeada por la matriz secretada se transforman en osteocitos, los cuales se encargan de generar una red de túneles (canalículos) a través de toda la matriz ósea con la finalidad de comunicar cada laguna u osteoclasto. Los osteoclastos son células de resorción ósea, donde el hueso se está eliminando o remodelando, por ejemplo están presentes en zonas donde el hueso ha sido lesionado, estas células se encargan de brindarle la capacidad de remodelarse y regenerarse para afrontar las demandas mecánicas a las que se encuentre sometido, por lo que el hueso gana o pierde tejido cortical o trabecular según sea requerido (Ross, 2008).

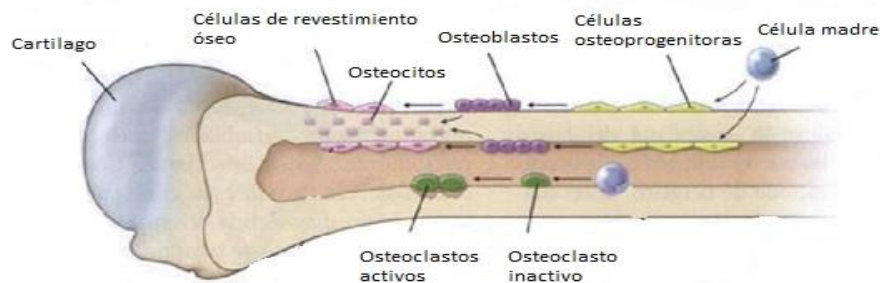


Figura 1.1. Representación esquemática de las células asociadas con el hueso. (Ross, 2007).

1.2. Clasificación del tejido óseo según su porosidad.

Existen dos tipos de tejido óseo según sus niveles de porosidad, (Nordin y Frankel, 1980) aunque existe una pequeña zona de transición entre cada tejido, estos dos son claramente distinguibles y se clasifican en tejido compacto o cortical y tejido esponjoso o trabecular. El tejido cortical presenta proporciones de entre 5% y 30% de porosidad mientras que el tejido trabecular tiene proporciones más elevadas de entre 30% y 90% de porosidad (Carters y Hayes, 1977).

Los dos tipos de tejidos, cortical y trabecular son los más importantes para el estudio mecánico del material desde un enfoque macroestructural, existen diversos niveles jerárquicos para describir la estructura de los huesos. Los diversos niveles jerárquicos y clasificaciones según distintos autores, a continuación se muestra la tabla 1.1.

Tabla 1.1 Descripción jerárquica de la estructura de huesos según diversos autores. (Caeiro J.R. et al., 2013).

Nivel Jerárquico	Componentes principales	Referencias
Macroestructural	Hueso cortical y trabecular	(Rho et al., 1998)
Microestructural	Osteonas y trabéculas individuales	
Submicroestructural	Láminas	
Nanoestructural	Colágeno fibrilar y componentes minerales	
Subnanoestructural	Estructura molecular de los distintos elementos	
Nivel 7	Hueso entero	(Weiner y Wagner, 1998)
Nivel 6	Hueso cortical y trabecular	
Nivel 5	Osteonas	
Nivel 4	Patrones de las fibras (hueso maduro vs. Hueso intersticial)	
Nivel 3	Fibras de colágeno	
Nivel 2	Fibrillas de colágeno y minerales	
Nivel 1	Moléculas	(Hoffler et al., 2000)
Nivel hueso entero	Hueso entero o representativo de ambos subtipos	
Nivel arquitectural	Hueso cortical o trabecular	
Nivel tisular	Trabéculas y osteonas individuales	
Nivel laminar	Láminas	(An, 2000)
Nivel ultraestructural	Componentes minerales moleculares	
Macroestructura	Hueso entero o representativo de ambos subtipos	
Arquitectura	Bloques de hueso cortical o trabecular	
Microestructura	Trabéculas y osteonas individuales	
Submicroestructura	Láminas, fibras grandes de colágeno	
Ultra o nanoestructura	Fibrillas y moléculas de colágeno, componentes minerales	

De acuerdo con los niveles jerárquicos antes descritos, en este trabajo de tesis se tomarán como referencia los niveles propuestos por Rho et al., en 1998 y se trabajará a nivel macroestructural ya que se realizarán pruebas de compresión y relajación de esfuerzos para muestras de tejido cortical proveniente de fémur bovino. En la figura 1.2 se muestra una descripción jerárquica de las estructuras y subestructuras que se encuentran presentes en los tejidos óseos.

La capacidad del tejido para remodelarse, regenerarse y adaptarse depende de algunos factores como; calidad de vida, edad del espécimen, malformaciones, enfermedades, alimentación entre otras más. La proporción de un hueso en cuanto a tejido cortical y trabecular dependerá de la localización anatómica y los rasgos ya antes mencionados, en la figura 1.3 se observa la distribución de ambos tejidos donde es visible la diferencia de porosidad entre cada tipo de tejido y su zona de transición.

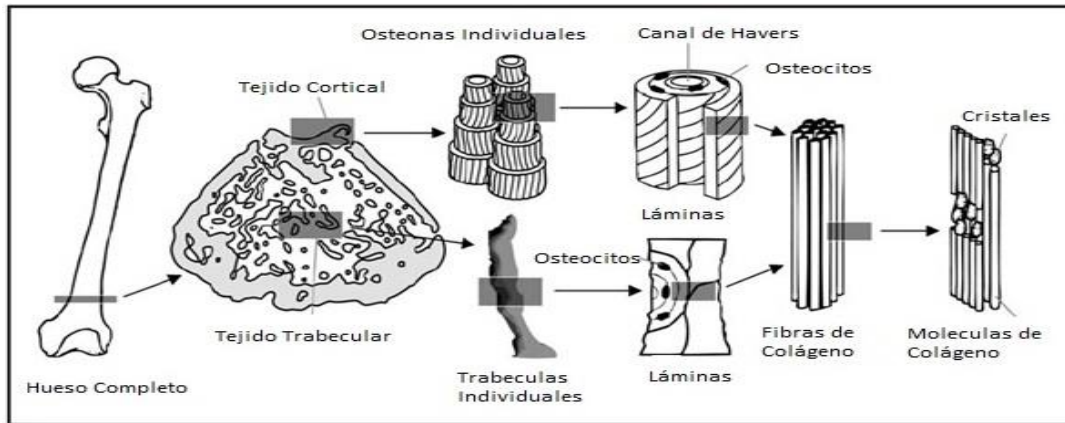


Figura 1.2. Esquema representativo de los diferentes niveles jerárquicos de hueso (Caeiro, 2013).

Algunos autores han mencionado que, para huesos largos se tiene una proporción de 90% tejido cortical y 10% tejido trabecular, mientras que para huesos con otras morfologías se tienen rangos de entre 62% y 38% respectivamente (Ramírez, 2007).

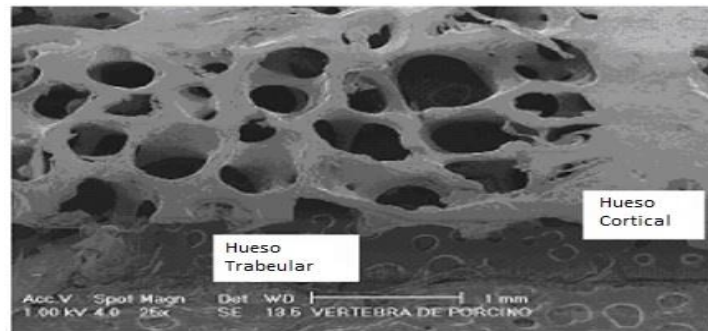


Figura 1.3. Zona de transición de tejido esponjoso y tejido cortical (Narváez, 2004).

1.2.1. Tejido compacto o cortical

Es una capa de tejido compacto y denso que forma la parte externa de los huesos, dentro de su composición se encuentran una matriz ósea mineralizada dispuesta en forma de laminillas (lamelas) que miden de 3 a 7 μm de espesor y que se encuentran ordenadas concéntricamente de forma muy regular, es decir están alrededor de un canal longitudinal vascular llamado conducto de Havers, donde se forman estructuras cilíndricas llamadas osteonas o sistemas Haversianos los cuales miden de 150 a 250 μm de diámetro y son conductos con vasos sanguíneos, nervios y tejido conjuntivo que comunican con la médula ósea y el periostio a través de los conductos de Volkman los cuales forman un red interna que comunica la superficie exterior con la interior (Martínez, 2010).

El tejido compacto se adapta a las sollicitaciones mecánicas del hueso orientando los sistemas de Havers, existe una pequeña clasificación de las osteonas según su orientación, si estas se orientan longitudinalmente se habla de osteonas longitudinales, pero si además se presenta una combinación entre osteonas longitudinales y transversales se definen como osteonas alternas. Muy poco se conoce y se habla de un tercer tipo, donde las fibras de colágeno de todas las láminas se orientan transversalmente llamadas osteonas transversales o circulares (Caeiro, 2013).

Cuando las sollicitaciones cambian, los sistemas sufren una reabsorción parcial o total reordenando estos sistemas según las sollicitaciones, esto se conoce como principio de Heuter Volkman el cual enuncia: "El crecimiento de la placa fisiaria es inversamente proporcional a la compresión que se ejerce sobre ella" este principio también es conocido como el principio invertido de la ley de Wolf (Solano, 2006).

El tejido compacto se encarga de brindarle rigidez a los huesos ya que al estar formado por tejido compacto adquiere la capacidad de soportar grandes cargas. Es por esto que este tejido se encuentra en un 80% de la masa total del esqueleto, principalmente en la zonas externas del hueso (Ramírez, 2007).

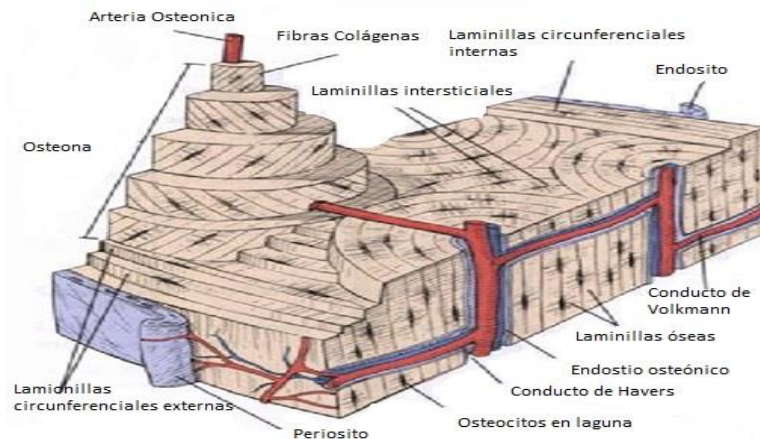


Figura 1.4. Anatomía del tejido cortical (Ross, 2007).

1.2.2. Tejido esponjoso o trabecular

Se asemeja a una esponja, consta de una serie de barras y placas dispuestas de forma irregular llamadas trabéculas, las cuales forman una estructura semejante a un sólido celular como se observa en la figura 1.5.

Los espacios que hay en la malla se encuentran comunicados y en los seres vivos contienen la médula ósea y los vasos sanguíneos. Este tipo de tejido tiene la capacidad de respuesta rápida a cargas ya que gracias a su disposición estructural y a la médula ósea, presenta un comportamiento viscolástico capaz de soportar y reaccionar ante cargas cíclicas.

Las trabéculas se adaptan según las cargas mecánicas a las que se les someten, según la ley descrita por Julius Wolf en 1892 en el libro "The law of bone transformation" donde afirma que la forma y la estructura de los huesos en crecimiento es dependiente de las sollicitaciones a las que son sometidos. De acuerdo con lo anteriormente descrito, las trabéculas se orientan de acuerdo con las diferentes líneas de carga, si se tienen cargas en una sola dirección la orientación preferencial de trabéculas será en la dirección de las cargas, pero si se tienen sollicitaciones complejas el arreglo trabecular y disposición de estas dependerá de la complejidad de las cargas.

La interacción directa de las trabéculas con la médula ósea vuelven a este tejido el más activo metabólicamente, esta condición le brinda la gran capacidad que tiene para regenerarse y reorientarse. Entre los dos tipos de hueso existen diferencias en desarrollo, arquitectura, función, proximidad a la médula, suministro sanguíneo, rapidez de generación y a lo largo de la vida en cambios y fracturas (Frankel & Nordin, 2004).

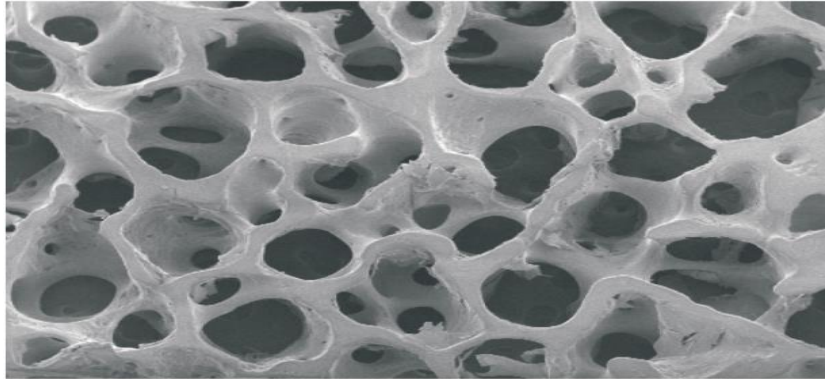


Figura 1.5. Hueso trabecular 200X (Narváez, 2004).

1.3. Clasificación de los huesos según su morfología

Los huesos completos se pueden clasificar por su morfología en huesos largos, cortos, planos e irregulares, cada uno con sus propias características morfológicas. En cada uno de ellos la distribución de los dos tipos de tejido óseo se encuentra en diferentes proporciones ya que no todos los huesos se encuentran bajo las mismas solicitaciones y de estas dependen su función y localización anatómica.

1.3.1 Huesos cortos, planos e irregulares

En la mayor parte de los huesos cortos se tiene tejido esponjoso a excepción de su superficie en donde se tiene tejido cortical, sus longitudes guardan gran similitud y en su mayoría se encuentran localizados en pies y manos.

Los huesos planos se caracterizan por estar constituidos por una capa de tejido esponjoso entre dos placas de tejido compacto, su función principal es dar protección a tejidos blandos, mientras que los huesos del tipo irregular presentan geometrías que no permiten clasificarlos en ningún tipo de los antes mencionados. En la figura 1.6 se observan las diferencias entre los huesos cortos, planos e irregulares sometidos a un corte transversal, es claramente apreciable la zona esponjosa de la zona cortical.

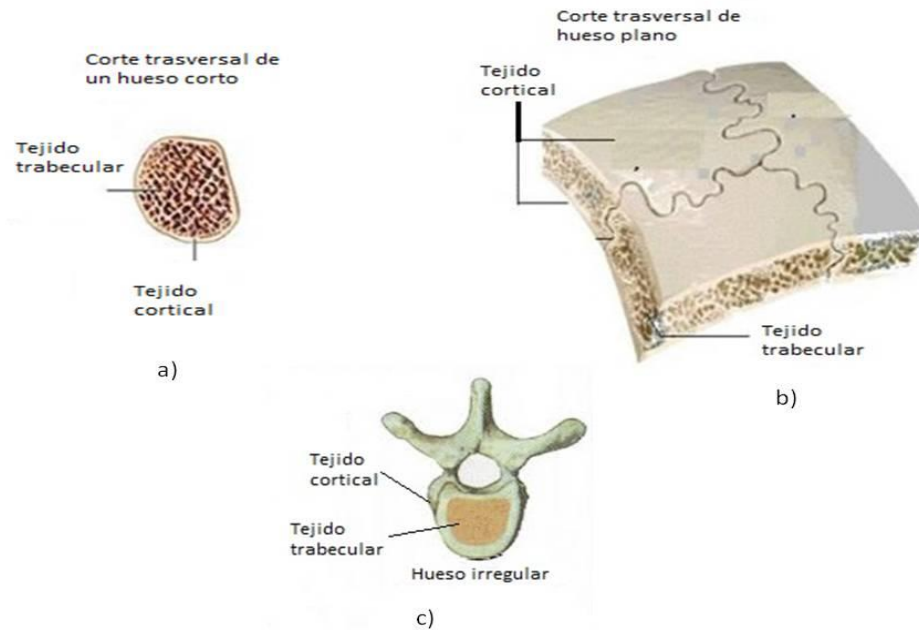


Figura 1.6. a) Corte transversal de hueso corto, b) corte transversal de hueso plano, c) corte transversal de hueso irregular.

1.3.2 Huesos largos

Tienen formas donde predomina la longitud sobre el espesor y una geometría tubular que consta de dos partes principales llamadas diáfisis y epífisis. La diáfisis es conocida como el tallo del hueso y está formada por una sección hueca tubular que en su mayor parte está formada por tejido óseo cortical, la parte interna de esta sección recibe el nombre de cavidad medular donde se aloja la medula ósea.

Los huesos largos constan de dos epífisis en sus extremos, que regularmente son más anchos que la diáfisis, ya que en estas regiones se conectan las articulaciones. Las epífisis están compuestas por tejido óseo cortical que en el interior tiene tejido óseo trabecular el cual se encarga de distribuir las cargas hasta la zona cortical.

En la superficie articular de la epífisis se encuentra un recubrimiento de cartílago llamado hialino cuya función es estar en contacto con el otro hueso y amortiguar las cargas que se generan en las superficies en contacto. La superficie externa del hueso tiene un recubrimiento de tejido conjuntivo denso llamado periostio. La zona de transición o unión entre la epífisis y la diáfisis es una porción dilatada del hueso conocida como metáfisis, la cual se extiende desde la diáfisis hasta la línea epifisiaria. En la figura 1.7 se observan las partes del fémur descritas anteriormente.

Dentro de los huesos largos el ejemplo común es el fémur el cual es considerado el hueso más largo, fuerte y voluminoso del cuerpo, anatómicamente se encuentra localizado en el muslo, orientado verticalmente de arriba abajo y de fuera hacia adentro. Se encuentra sometido a constantes cargas dinámicas por el simple hecho de caminar. El cuerpo del fémur o diáfisis forma un arco cóncavo en la parte posterior y presenta una torsión leve entre plano transversal de su extremo inferior y el plano transversal de su extremo superior lo que hace que estos no se encuentren totalmente paralelos.

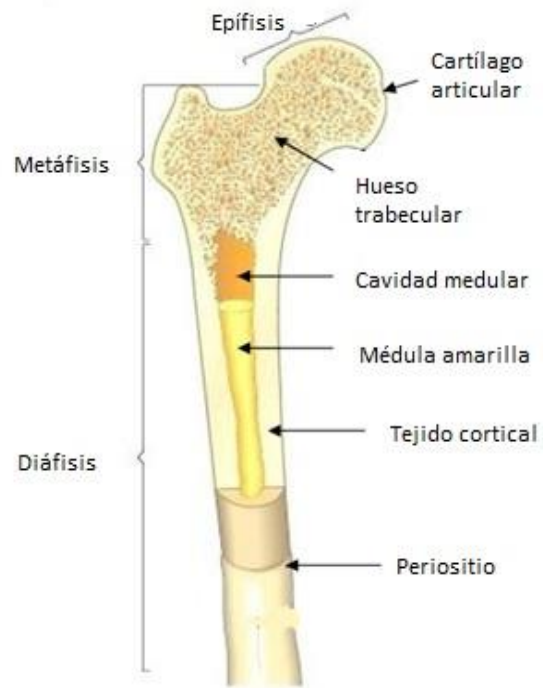


Figura 1.7. Estructura de un hueso largo típico (Jiménez, 2009).



Capítulo 2. Comportamiento mecánico del tejido óseo

El hueso, es una estructura que se encarga de desempeñar algunas funciones metabólicas además de brindar soporte y protección a los órganos, para esto tiene que adaptarse adquiriendo propiedades mecánicas tales como, resistencia y rigidez. El estudio de las características mecánicas del hueso resulta de gran interés ya que brinda una aproximación de su comportamiento ante una posible fractura o bien en el tratamiento de patologías y diseño de prótesis.

Las propiedades mecánicas del hueso dependen del nivel jerárquico que se estudie, mecánicamente se han estudiado dos, el estructural y el material. En el primero se considera al hueso como un conjunto entre tejido cortical y trabecular el cual es sometido a pruebas mecánicas asumiendo que ambos tejidos se pueden modelar como una estructura continua, mientras que en el nivel material se hace una distinción entre tejidos, en donde se realizan ensayos individuales para cada uno.

2.1. Parámetros biomecánicos del tejido óseo.

Mecánicamente existen dos propiedades fundamentales para la caracterización de cualquier material, estas propiedades se conocen como rigidez y resistencia, las cuales se pueden conocer mediante la realización de diversos ensayos en donde un material es sometido a cargas que generan una deformación la cual puede ser medida y representada por una curva.

En la figura 2.1 se muestra una curva esfuerzo-deformación, donde se muestran algunos parámetros de interés en el estudio mecánico del hueso.

El segmento rectilíneo representa el comportamiento elástico, donde existe una relación lineal entre el esfuerzo que genera una deformación, la zona elástica es representada por el módulo de Young (E) y es una medida de la rigidez del hueso. El esfuerzo último representa al nivel máximo de carga que el hueso puede resistir sin presentar una falla evidente. El área bajo la curva (U), es una representación total de la cantidad de trabajo necesario para que el hueso falle.

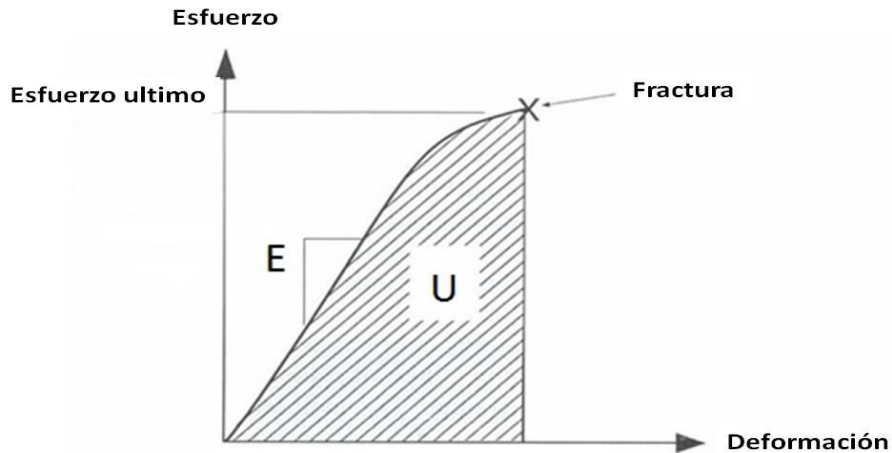


Figura 2.1. Curva esfuerzo-deformación para hueso donde se muestran sus principales tres parámetros biomecánicos: Esfuerzo último, rigidez (E), trabajo de falla (U).

El comportamiento mecánico de la estructura ósea completa resulta de la interacción entre sus componentes y de su distribución geométrica en el espacio.

Los huesos están formados por dos matrices con diferentes propiedades, las fibras de colágeno se encuentran unidas por un arreglo de triple hélice, que le brindan resistencia a la tracción en sentido longitudinal mientras que los cristales que se alojan en los huecos de la matriz orgánica le proporcionan rigidez y resistencia a la compresión.

Desde un enfoque material, el comportamiento de los dos tipos de tejidos difiere por su composición estructural, mientras que el hueso compacto tiende a comportarse como un material frágil, el tejido esponjoso se tiende a comportar como un sólido celular. Este comportamiento se observa en la figura 2.2 donde se hace una distinción entre ambos tejidos según su porosidad.

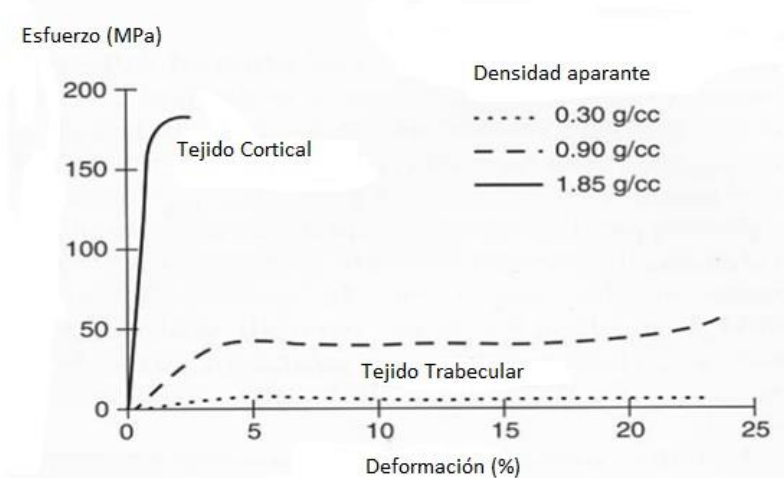


Figura 2.2. Curva esfuerzo-deformación para los distintos tipos de tejido según su densidad aparente (Nordin & Frankel, 2001)

2.2. Propiedades del tejido cortical.

El hueso compacto o cortical es un material considerado complejo ya que es un material anisotrópico heterogéneo y viscolástico, compuesto por hidroxapatita y un biopolímero constituido principalmente por colágeno de tipo 1 y agua (Rho et al., 1998).

La interacción entre sus elementos le proporcionan al tejido su comportamiento mecánico, mientras que la matriz mineral es rígida, las fibras de colágeno son flexibles y con una sensibilidad mecánica al contenido de agua. La matriz mineral está formada por cristales los cuales tienen formas complejas y anisotrópicas (Fratzl et al., 1992), se considera que estas estructuras son las encargadas de brindarle esta característica al tejido. Por otro lado se sabe que las fibras de colágeno embebidas en la matriz mineral tienen un comportamiento viscoelástico, lo que ocasiona que en la interacción entre estas dos matrices le proporcionen un comportamiento viscoelástico y anisotrópico.

Para demostrar el nivel de anisotropía del tejido cortical los investigadores han realizado pruebas mecánicas en diferentes direcciones anatómicas y mediante diversos mecanismos de carga. Es importante tener en mente que el hueso tendrá diferentes características que dependen del método de prueba, nivel de hidratación, edad, género, porosidad y contenido mineral (Ekaterina et al., 2011).

Es debido a estas condiciones que no todos los autores coinciden en valores específicos que puedan ser claramente comparados, pero que dan una idea del comportamiento del hueso. Reilly y Burstein en 1975 investigaron la anisotropía del tejido cortical sometido a compresión y tracción donde encontraron que para ambas pruebas el hueso cortical presenta un módulo de elasticidad y esfuerzo máximo de hasta dos veces los reportados para los ensayos en direcciones transversal y radial. Con la misma finalidad, Grynblas en 1977 estudio el nivel de anisotropía del tejido cortical en diferentes ángulos con respecto del eje principal de crecimiento del hueso, es decir el eje longitudinal corresponde a 0° y la dirección transversal a 90°. Los resultados mostraron que conforme el ángulo incrementa el módulo de elasticidad disminuye.

Otro factor que contribuye con la anisotropía del tejido es atribuido a la dirección preferencial en la que se alinean las fibras de colágeno y los cristales de la matriz mineral a lo largo de la dirección de crecimiento del hueso, Landis en 1996 investigó este alineamiento preferencial y realizó una prueba de ultrasonido donde observó la interacción entre las fibras de colágeno y la matriz mineral en huesos de pollo. Observó que cristales minerales en forma de plaquetas fueron periódicamente acomodadas a lo largo de las fibras de colágeno y alineadas preferencialmente en la dirección del eje principal del hueso.

Debido a este alineamiento, el tejido cortical presenta simetría elástica en su dirección transversal, o bien se comporta como un material ortotrópico, pero regularmente por su simetría transversal y por su comportamiento a lo largo de la longitud en la diáfisis se considera como un material transversalmente isotrópico (Katz et al., 1987).

En la figura 2.3 se observa el cambio de la rigidez del tejido de acuerdo con diferentes direcciones de aplicación de la carga entre su dirección longitudinal y transversal, para direcciones intermedias, el nivel de rigidez también será un valor intermedio entre estos dos.

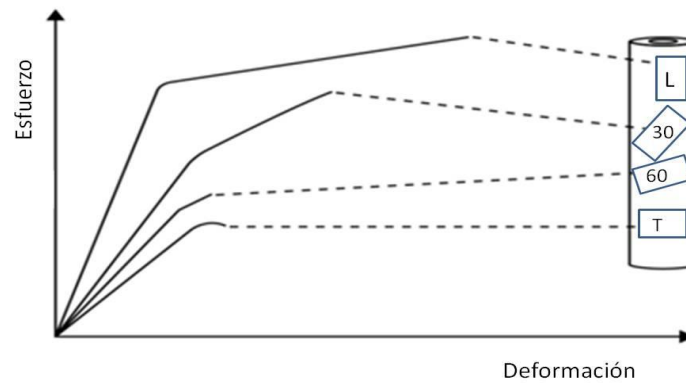


Figura 2.3. Curva esfuerzo-deformación de una prueba de tracción realizada a una probeta de tejido cortical de fémur humano (Nordin, 1980).

Si bien se conoce que el tejido cortical mantiene su valor en módulo de Young para cargas de tracción y compresión, sus parámetros biomecánicos como el punto de cedencia y el esfuerzo último muestran valores diferentes para cada tipo de carga (Bargren et al., 1974; Reilly et al., 1974). Se ha demostrado que el tejido cortical es más resistente cuando es sometido a compresión que a tracción donde el esfuerzo último y la deformación resultan ser mayores respectivamente para cada caso. La figura 2.4 muestra este comportamiento del tejido cortical cuando es sometido a dos cargas uniaxiales en diferente sentido.

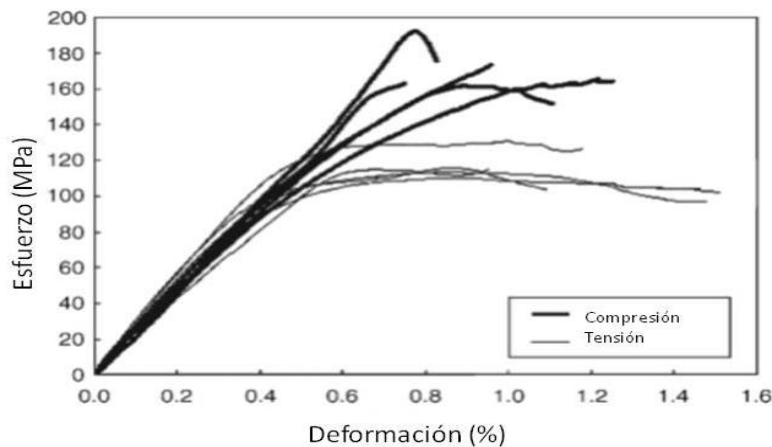


Figura 2.4. Curvas esfuerzo-deformación del ensayo de flexión en muestras de tejido cortical para la zona de compresión y tracción de 5 especímenes (Autefage et al., 2012).

Las microfrazas presentes en la zona no lineal de la curva esfuerzo-deformación tiene un comportamiento peculiar si la carga es por compresión o por tracción donde en el primer caso suelen ser fracturas relativamente rectas y largas, con una orientación de entre 30°- 40° del eje longitudinal, mientras que las fracturas que se presentan para cargas a tracción suelen ser microfrazas de entre 2 y 4 μm , las cuales comienzan a propagarse hasta llevar al hueso a la falla (Zioupos et al., 1994; Fazzalari et al., 1998). La aparición de este daño microestructural se asocia principalmente con la presencia de concentradores de esfuerzos como los canales de Havers o las lagunas formadas por los osteocitos (Currey et al., 2002; Carter et al., 1977; Reilly et al., 2000).

En la siguiente tabla se observa el comportamiento del tejido cortical en un ensayo de compresión en dirección transversal y longitudinal, donde se tiene que el tejido cortical presenta niveles de rigidez más elevados cuando el ensayo se realiza en dirección longitudinal.

Tabla 2.1. Comportamiento del tejido cortical porcino con cargas en 2 diferentes direcciones, longitudinal y transversal (Neilsen et. al, 2006).

Muestra	Dirección	σ último [MPa]	E [GPa]
1	L	330	8.51
2	L	230	9.9
3	L	246	8.47
4	T	356	6.7
5	T	170	5.21
6	T	209	4.97

La densidad del tejido tiene un rol importante que influye en sus propiedades, la metodología clásica para determinar la densidad de un material fue propuesta por Arquímedes basándose en las leyes de la flotabilidad, donde la densidad es determinada mediante los pesos de la muestra seca y húmeda (Cowin, 2001).

$$\rho_{hueso} = \rho_{Fluido} \left(\frac{W}{W - S} \right) \quad (2.1)$$

Donde W es el peso del hueso seco, S es el peso del hueso sumergido y ρ_{fluido} es la densidad del fluido donde el hueso es sumergido. Para garantizar que el hueso este totalmente seco se sumerge generalmente en sustancias capaces de diluir y retirar fluidos propios del tejido, generalmente se utiliza alcohol etílico. Para muestras de tejido cortical se ha reportado una densidad de aproximadamente 1.9 g/cm^3 (Pinzón, 2011).

La porosidad del tejido es también una característica que afecta sus propiedades mecánicas, una probeta de tejido muy poroso tiene una menor resistencia mecánica, esto se ve reflejado en muestras de tejido enfermo donde la porosidad del tejido cortical puede incrementar hasta un 12% (Pinzón, 2011). Se define como porosidad a la relación entre el volumen vacío y el volumen total, la porosidad del tejido cortical varía de 2 a 3% de su volumen total (Lalegname, 2002; Budyn, 2007).

Diversos autores han encontrado una relación entre la densidad y la rigidez del tejido cortical, la densidad es un parámetro que depende del grado de mineralización y la porosidad del tejido. La densidad se puede considerar constante a lo largo de una muestra de tejido cortical debido a que su estructura resulta ser compacta. Esta relación entre ambas propiedades resulta ser de carácter positivo, es decir mientras más densa sea la estructura su rigidez aumentará (Caeiro et al., 2013). Esta característica microestructural del tejido y su sensibilidad mecánica tiene también una relación estrecha con la edad, ya que el módulo elástico y la resistencia del tejido pueden disminuir drásticamente con un aumento en la porosidad del tejido (McCalden et al., 1993; Schaffler et al., 1988).

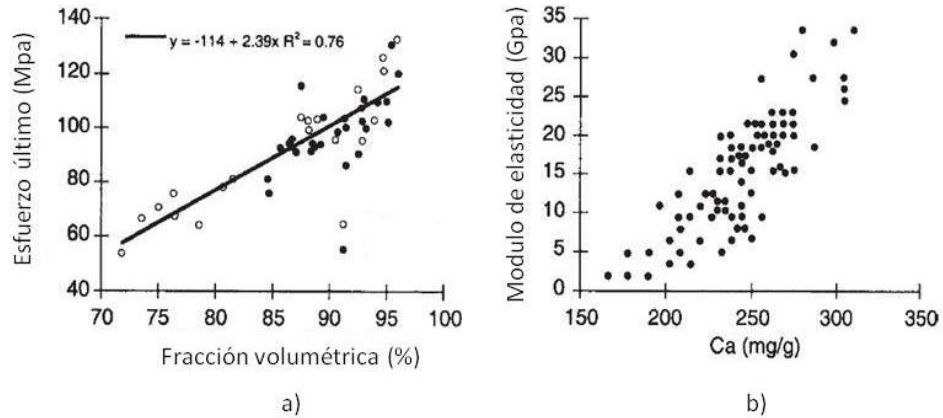


Figura 2.5. a) Relación entre el esfuerzo último y la fracción volumétrica de tejido cortical humano expresado en porcentaje (McCalden et al., 1993). b) relación entre el módulo de elasticidad y el contenido de calcio de muestras de hueso cortical deshidratado (Currey 1998).

Con el paso del tiempo las propiedades del hueso se ven afectadas, su resistencia disminuye aproximadamente en un 2% por década mientras que la deformación última la cual es una medida de la fragilidad del hueso disminuye aproximadamente en un 10% por década, tomando en cuenta que esta caída en las propiedades del hueso comienzan cuando el hueso alcanza la madurez aproximadamente a los 20 años (Burstein et al., 1976).

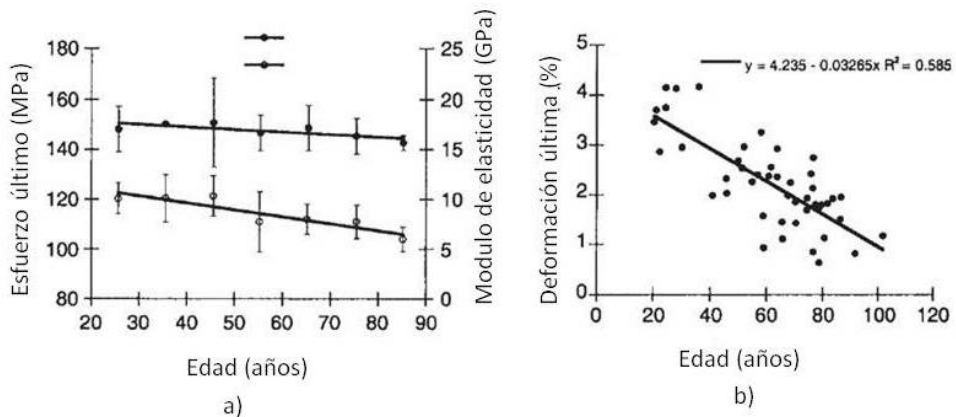


Figura 2.6. Reducción de las propiedades mecánicas de hueso cortical humano según la edad. a) Modulo de elasticidad y esfuerzo último (Burstein et al., 1976). b) La deformación última disminuye con el paso del tiempo (McCalden et al., 1993).

La energía necesaria para fracturar el hueso está dada por el área total bajo la curva esfuerzo-deformación, donde se observa que es menor para hueso viejo que para hueso joven. El cambio en las propiedades del tejido cortical relacionadas con la edad tiene una relación con el incremento en la porosidad del tejido con el paso del tiempo.

El contenido de agua también es un factor que influye en las propiedades mecánicas del tejido. Se ha observado que cuando el hueso se encuentra seco incrementa su módulo de elasticidad y resistencia pero su tenacidad disminuye (Cowin, 2001).

A pesar de que se considera que la matriz mineral no se ve realmente afectada por el contenido de agua la interacción entre las dos matrices vuelven al tejido sensible al nivel de hidratación. Evans y Lebow observaron un incremento de 17 y 31% en el módulo de elasticidad y resistencia respectivamente además de una disminución del 55% en la tenacidad de un hueso completo de fémur humano cuando este se encuentra seco en comparación con su estado hidratado (Cowin, 2001). Sin embargo en su estado in vivo el tejido óseo se encuentra hidratado y es deseable que para su estudio se cuide este aspecto manteniendo las muestras hidratadas.

2.3. Viscoelasticidad del tejido cortical.

Mientras muchos materiales se pueden clasificar como sólidos o fluidos existen muchos otros que se encuentran en la región media del espectro, los cuales no son completamente sólidos o líquidos sino que tienen propiedades características de ambos.

La teoría clásica de la elasticidad considera las propiedades mecánicas de los sólidos elásticos de acuerdo con la ley de Hooke, es decir, la deformación conseguida es directamente proporcional al esfuerzo resultante de una carga aplicada e independiente de la velocidad de deformación, donde la deformación es totalmente recuperada cuando la carga es retirada. Por otro lado la teoría de la hidrodinámica trata las propiedades de los líquidos viscosos, para los que de acuerdo con la ley de Newton, el esfuerzo aplicado es directamente proporcional a la velocidad de deformación, pero independiente de la deformación misma, la cual nunca es recuperada. La propiedad viscolástica de un material se pueden explicar cómo la unión de dos comportamientos, es decir, presenta un comportamiento tanto viscoso como elástico cuando sufre una deformación, donde el cuerpo sobre el cual se aplica la carga, recupera parte de la deformación conseguida después de cierto tiempo luego de que la carga es retirada.

La respuesta mecánica de un material viscolástico se muestra a continuación en la figura 2.7 donde es importante denotar los siguientes aspectos.

- Cuando se realizan pruebas dinámicas, donde el material es cargado y descargado la curva esfuerzo deformación no coincide para cada intervalo de prueba y se genera un bucle denominado histéresis.
- Las propiedades mecánicas del material dependen de la velocidad de aplicación de la carga.
- Puede o no existir una deformación permanente luego de que el material es descargado.

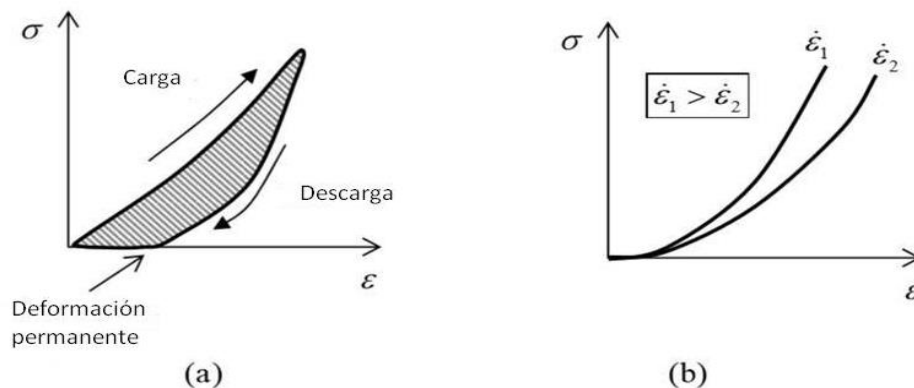


Figura 2.7. Respuesta mecánica de un material viscolástico sometido a tracción: a) Prueba cíclica donde el material es cargado y descargado. b) Respuesta mecánica a diferentes velocidades de deformación.

Anteriormente se mencionó que el área bajo la curva esfuerzo-deformación se conoce como la energía necesaria para alcanzar la falla del material sin embargo esto es en el caso en que se consiga la falla, cuando un material es cargado y descargado esta área bajo la curva se conoce como la energía de recuperación, mientras que en un material viscolástico es una medida de la cantidad de energía disipada a través de mecanismos como la transferencia de calor durante la deformación.

2.3.1. Pruebas mecánicas para evaluar viscoelasticidad.

Estas pruebas se realizan en las mismas máquinas utilizadas para los ensayos estándar para caracterizar materiales. Las pruebas consisten principalmente en someter un material a una carga uniaxial de tracción o compresión y observar su comportamiento bajo diferentes condiciones; estas permiten evaluar la dependencia del tiempo de las propiedades mecánicas del material. Dentro de estas pruebas se pueden clasificar dos grupos principales, el dominio de la frecuencia y el dominio del tiempo o bien denominadas pruebas estáticas y dinámicas (Ángeles, 2014).

Las pruebas estáticas se caracterizan por mostrar únicamente el efecto de aplicar una carga o desplazamiento el cual se mantiene constante durante un determinado tiempo y así se cuantifica el cambio en la propiedades mecánicas del material, mientras que en la pruebas dinámicas la carga o el desplazamiento cambian continuamente en dirección y/o magnitud dependiendo del efecto que se requiera cuantificar y comúnmente se conocen como cargas cíclicas.

Dentro del primer grupo, es decir en el dominio del tiempo se tiene a la prueba de creep o fluencia la cual consiste en cargar un material bajo una carga constante, el cual se mantiene durante un periodo de tiempo y se observa el cambio en la deformación del material. En esta prueba se considera que el material experimenta una deformación la cual depende del tiempo.

En la figura 2.8 se muestran las curvas típicas que se obtienen de esta prueba, donde se observa una deformación instantánea en el rango elástico la cual depende de la aplicación repentina de la carga, luego la carga se mantiene constante y se observa el cambio en la deformación del material durante un periodo de tiempo. Cuando la carga es retirada se observa una recuperación inmediata de la deformación en el rango elástico, como comportamiento final se tiene la recuperación anelástica la cual depende del tiempo.

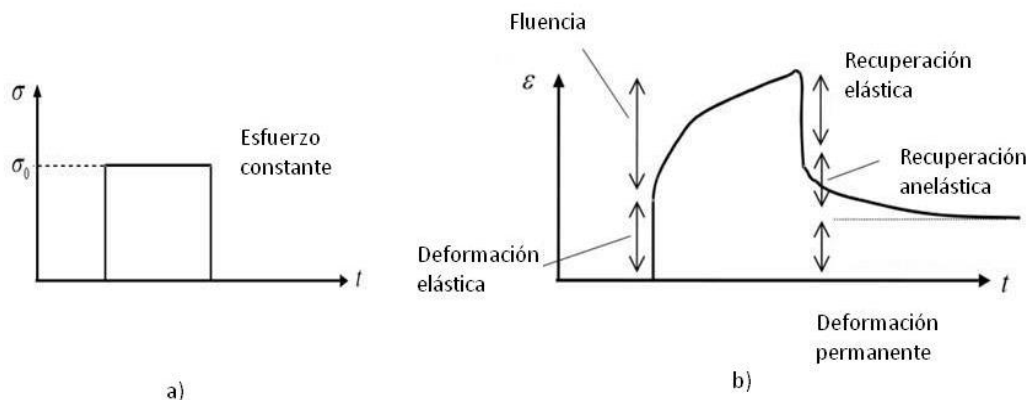


Figura 2.8. Curvas típicas del ensayo de fluencia para evaluar viscoelasticidad. a) Curva esfuerzo-tiempo donde el esfuerzo se mantiene constante. b) Curva deformación-tiempo para el ensayo de fluencia.

De acuerdo con lo publicado por Currey en 1965, el fenómeno de fluencia en tejido cortical puede ser dividido en dos procesos, en el primero la respuesta a la fluencia sucede inmediatamente después de la aplicación de la carga seguido por un proceso de fluencia continua el cual observado tiene una duración de más de diez días. Currey concluyó que el primer proceso sucede en el rango elástico mientras que para el segundo proceso se presenta un comportamiento anelástico donde la deformación es recuperada luego de un cierto período de tiempo. Lakes y Saha realizaron el mismo experimento e incluyeron una revisión microscópica del tejido. Observaron la existencia de los dos procesos de fluencia donde para el segundo observaron deslizamientos en las líneas de cemento de la estructura ósea lo que ocasiona este fenómeno de fluencia lenta así como también una deformación irre recuperable.

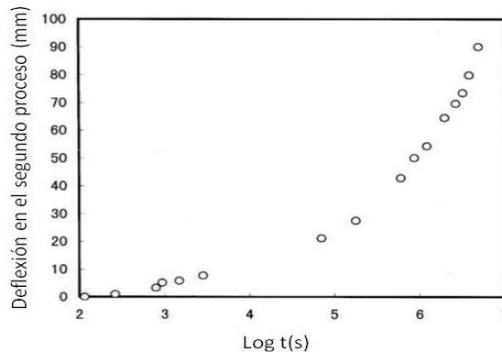


Figura 2.9. Proceso de creep en hueso cortical de fémur bovino (Currey, 1965).

La prueba mecánica de relajación de esfuerzos también se encuentra en el dominio del tiempo y en esta prueba se tiene un control sobre la velocidad de aplicación de la carga es decir se mantiene una velocidad de deformación constante hasta que se alcanza un valor deseado de precarga. Este tipo de ensayo se basa en registrar las variaciones del esfuerzo cuando el material se somete a una deformación constante. En este tipo de pruebas el esfuerzo disminuye con el tiempo y este comportamiento se puede observar en la figura 2.10.

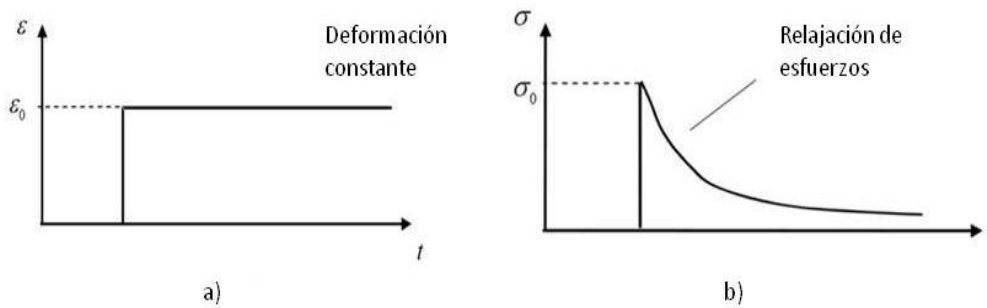


Figura 2.10. Curvas típicas del ensayo de relajación de esfuerzos; a) curva esfuerzo-tiempo donde se observa la aplicación de la deformación constante, b) curva esfuerzo-tiempo se observa la disminución del esfuerzo con el tiempo (An et al., 2000).

De la observación se obtienen conclusiones cualitativas de las respuestas mecánicas del material en donde se pueden hacer comparaciones de velocidades y grados de relajación. Una de las aproximaciones para caracterizar este comportamiento es mediante el ajuste de modelos deformación-tiempo con la ayuda de programas computacionales estadísticos.

En la figura 2.11 se muestran los resultados de los experimentos realizados por Luggassy y Korostoff en 1969 donde observaron la relajación de esfuerzos para muestras de hueso cortical de fémur bovino. Las características generales de la relajación de esfuerzos en tejido cortical muestran un estado rápido de relajación en la primera fase de la prueba, seguido por una relajación gradual después de un largo periodo de tiempo. Este comportamiento corresponde acertadamente con el observado para creep en hueso cortical.

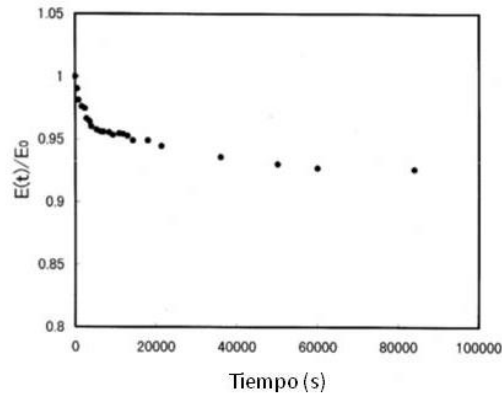


Figura 2.11. Relajación de esfuerzos en tejido cortical de fémur bovino (Korostoff et al., 1969).

Luggassy et al., en 1969 encontraron una descripción para el estado rápido de relajación el cual es descrito por una relación lineal entre el módulo de relajación $E(t)$ y el logaritmo del tiempo.

$$E(t) = a - b \log t \quad (2.2)$$

Donde a y b son constantes independientes del tiempo, la relación lineal indica que esta etapa de la relajación de esfuerzos en hueso tiene una aproximación muy estrecha con el fenómeno de relajación de esfuerzos en polímeros.

El proceso de relajación de esfuerzos en tejido cortical puede ser descrito por una relajación rápida en la primera etapa del proceso (proceso I) y una relajación gradual de Debye para periodos largos de tiempo (proceso II). El modulo total de relajación, $G(t)$ queda descrito por la siguiente ecuación empírica.

$$\frac{G(t)}{G_0} = A_1 f\left(\frac{t}{\tau_1}\right) + A_2 \exp\left(-\frac{t}{\tau_2}\right) \quad (2.3)$$

Donde G_0 es el modulo del hueso, A_1 y A_2 son constantes correspondientes a cada fase del proceso para relajación rápida y gradual respectivamente, τ_2 es el tiempo de relajación para el proceso II y $f\left(\frac{t}{\tau_1}\right)$ es la función que describe el proceso I donde τ_1 es el tiempo de relajación para el proceso I.

Sasaki et al., en 1993 proponen que el proceso I puede ser descrito por un la función de Kohlrausch-Williams-Watts (KWW) donde:

$$f\left(\frac{t}{\tau_1}\right) = \exp\left[-\left(\frac{t}{\tau_1}\right)^\beta\right] \quad (0 < \beta \leq 1). \tag{2.4}$$

De tal forma que la ecuación para describir el proceso completo de relajación de esfuerzos queda descrito por:

$$\frac{G(t)}{G_0} = A_1 \exp\left[-\left(\frac{t}{\tau_1}\right)^\beta\right] + A_2 \exp\left(-\frac{t}{\tau_2}\right) \quad (A_1 + A_2 = 1, \quad 0 < \beta \leq 1) \tag{2.5}$$

En la figura se muestra una comparación entre los valores de relajación obtenidos en la parte experimental y lo obtenidos mediante el modelo KWW-Debye, los resultados muestra que la ecuación puede ser usada para describir acertadamente el proceso completo de relajación.

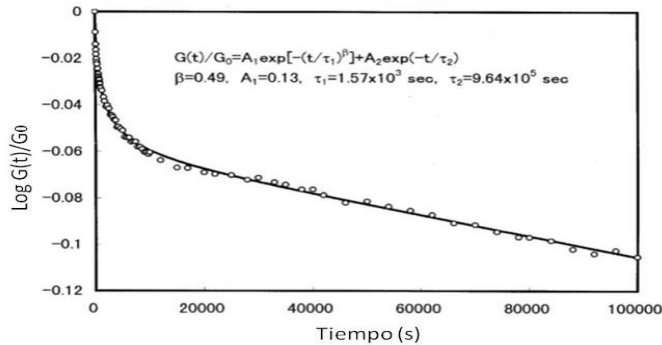


Figura 2.12. Relajación de esfuerzos de tejido cortical de fémur bovino, comparación entre el modelo KWW-Debye y valor obtenidos mediante pruebas mecánicas (Sasaki et al., 1993).

La función KWW ha sido usada para describir la relajación de esfuerzos en materiales vítreos; los ajustes empíricos demuestran que la relajación en hueso se ajusta por dos componentes de relajación, el modelo KWW y la función exponencial de decaimiento de Debye como se muestra en la figura 2.13.

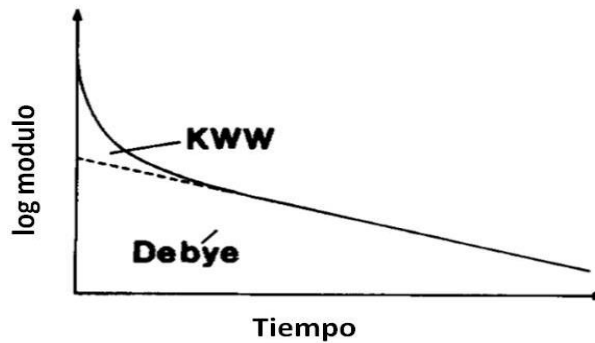


Figura 2.13. Diagrama esquemático de la relajación de esfuerzos para tejido cortical. En la parte inicial de la relajación se observa la relajación rápida descrita por el modelo KWW, seguida por la relajación de Debye (Sasaki et al., 1995).

La mayoría de los estudios realizados en tejido cortical para evaluar su nivel de relajación de esfuerzos han sido desarrollados con bases empíricas que permiten determinar su módulo de relajación. Estos estudios han mostrado que las fibras de colágeno cambian sus propiedades dependiendo del nivel de hidratación del tejido, mientras que la matriz de hidroxiapatita no se ve afectada por este fenómeno. Las diferentes respuestas en las propiedades mecánicas del tejido relacionadas con el cambio en su contenido de agua fueron estudiadas por Sasaki y Enyo en 1995, donde realizaron diferentes pruebas de relajación a diferentes grados de contenido de agua ajustando las curvas de relajación a la ecuación 2.5. Observaron que para las primeras etapas de la prueba después de la aplicación de la deformación para valores de 10^{-3} s el módulo de relajación decrece respectivamente con el nivel de humedad mientras que para etapas más avanzadas para 10^4 - 10^5 s las curvas de módulo relajación contra contenido de agua casi se estabilizaron como se muestra en la figura 2.13.

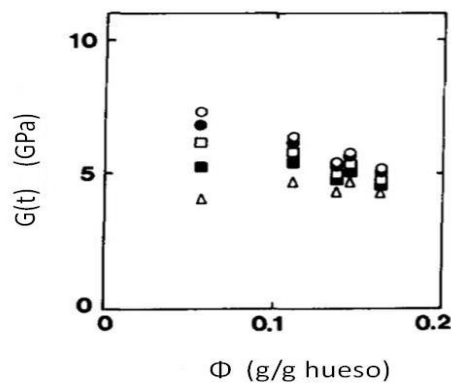


Figura 2.13. Promedio del valor del módulo de relajación de tejido cortical respecto a su contenido de agua para 10 s (\circ), 10^2 s (\bullet), 10^3 s (\square), 10^4 s (\blacktriangle), 10^5 s (\triangle), después de la aplicación de la deformación (Sasaki et al., 1995).

De lo anterior se concluye que la matriz de colágeno es la encargada del proceso de relajación rápido, dado que la gran sensibilidad de los resultados para diferentes grados de contenidos de agua solo se ven afectados en la primera etapa de la prueba, ya que para tiempos largos los valores del módulo de relajación son muy parecidos.

Para la segunda etapa del proceso la cual es descrita por un proceso de relajación de Debye (proceso II), se considera que el cambio en los esfuerzos es ocasionado por la aparición de micro fracturas debidas a la concentración de esfuerzos en áreas como las lagunas de osteocitos, como consecuencia de estas microfracturas se genera más concentración alrededor de la punta de la grieta y por ende mas microfracturas, es debido a esta nucleación que se reduce la concentración de esfuerzos como mecanismo principal de la relajación en esta etapa (Sasaki et al., 1995).

Todos los materiales biológicos están compuestos por biopolímeros y ésta es la razón principal por la que este tipo de materiales exhiben un comportamiento viscolástico. En el hueso el biopolímero encargado de brindar esta característica es el colágeno que gracias a su flexibilidad y viscoelasticidad natural actuando en conjunto con la matriz de hidroxiapatita dotan al tejido óseo de este comportamiento. Sin embargo pocos trabajos basados en la viscoelasticidad del tejido brindan información detallada de su comportamiento ya que la mayoría se enfocan principalmente en la caracterización del tejido como un sólido elástico para la obtención de su resistencia y rigidez.

Aparentemente existen tres consideraciones por la cuales no se realizan tantas pruebas para evaluar la viscoelasticidad del tejido óseo. La primera de ellas es que al considerar al tejido como un sólido elástico se obtiene una buena aproximación de su comportamiento para sus condiciones biológicas. La segunda razón es que no existe una razón obvia para considerar la viscoelasticidad del tejido óseo como una de las condiciones principales dentro de su función biológica ya que es muy difícil encontrar una situación in vivo que se pueda comparar con las pruebas que se realizan para evaluar su viscoelasticidad como creep o relajación de esfuerzos. La tercera razón es la poca información que existe acerca de la relación entre sus componentes y su interacción mecánica. Sin embargo, actualmente se sabe que las propiedades mecánicas del colágeno cambian dependiendo del grado de mineralización del tejido (Lees, 1989; Sasaki et al., 1995).

A pesar de estas consideraciones existe una razón principal por la cual la viscoelasticidad del tejido juega un rol importante. Los materiales viscoelásticos disipan parte de la energía elástica generada por fuerzas externas y es este mecanismo mediante el cual gran parte de los sistemas biológicos logran sobrevivir. El tejido óseo disipa energía la cual contribuye a dirigir los mecanismos de remodelación ósea.

2.3.2 Pruebas realizadas en tejido cortical para evaluar su viscoelasticidad.

A pesar de que se sabe que existe un efecto viscoelástico en el tejido óseo debido a la matriz proteínica existen limitados estudios que se enfocan en las propiedades viscoelásticas del tejido, dentro de estos estudios se han realizado pruebas de creep (Cotton et al., 2003; Wang et al., 2006; Xuanliang et al., 2012), fatiga (Carter et al., 1996; Cotton et al., 2003; Les et al., 2004) y relajación de esfuerzos (Sasaki et al., 1993, 2006; Iyo et al., 2004) en tejido cortical.

Las propiedades viscoelásticas del hueso han sido explicadas como resultado de procesos termoelásticos, piezoeléctricos, movimiento de fluidos biológicos a través de canales dentro del hueso, así como viscoelasticidad intrínseca de las fibras de colágeno (Lakes y Katz, 1979).

A continuación se realiza una breve descripción de los trabajos realizados para caracterizar la relajación de esfuerzos en tejido cortical.

Sasaki et al., en 1993, realizaron pruebas de relajación de esfuerzos en tejido cortical en función de su contenido mineral; como medida para obtener una variación en su contenido mineral utilizaron una solución de ácido etilendiaminotetraacético (EDTA) con un control del tiempo de tratamiento de 4 a 8 horas.

Las muestras utilizadas en el experimento fueron obtenidas de la zona media de la diáfisis de fémur bovino de 3 años de edad y maquinadas hasta obtener un dimensionamiento rectangular de 0.5 mm de espesor, 8 mm de ancho y 40 mm de largo las cuales fueron sometidas a una prueba de flexión en cantiliver. La figura 2.14 muestra las curvas de relajación para los diferentes niveles de contenido mineral en el tejido.

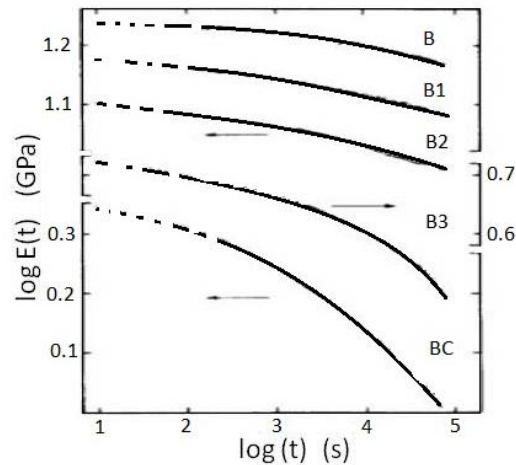


Figura 2.14. Curvas de relajación para muestras con diferente contenido mineral. La fracción mineral en volumen B (0.41), B1 (0.35), B2 (0.33), B3 (0.24), BC (0) (Sasaki et al., 1993).

De los resultados los autores concluyen que la matriz proteínica en la prueba de relajación gobierna el comportamiento viscoelástico del tejido, así como la interfaz entre la matriz mineral y las fibras de colágeno tienen una sensibilidad en las propiedades mecánicas del tejido las cuales se ven afectadas cuando esta interacción cambia debido a una degradación de la misma, ya que estos procesos no son homogéneos y solo se da en primer orden entre los elementos que interactúan entre las matrices

Más tarde Toshiharu et al., en 1999, realizaron experimentos de relajación de esfuerzos para validar la ecuación 2.5 propuesta por Sasaki et al., en 1993, para sus pruebas se extrajeron probetas de la zona media de la diáfisis de fémur bovino de 18 meses de edad las cuales fueron maquinadas hasta obtener probetas rectangulares donde el eje principal de la probeta fue paralelo al eje longitudinal del hueso. El módulo de relajación fue caracterizado mediante el ensayo de flexión en tres puntos con una deformación menor al 0.05 % dentro de los primeros 0.025 s de la prueba.

La figura 2.15 muestra el módulo de relajación graficado contra el tiempo para el tejido cortical donde los valores fueron ajustados con la ecuación 2.5 y graficada.

Tabla 2.2 Parámetros de la relajación para la ecuación 2.5 propuesta por Sasaki et al., en 1993 determinado por medio de los valores promedio de la curva de relajación (Toshiharu et al., 1999).

E_0 (GPa)	A_1	τ_1 ($\times 10^3$ s)	τ_2 ($\times 10^5$ s)	β
14.9	0.15	1.5	4.0	0.40

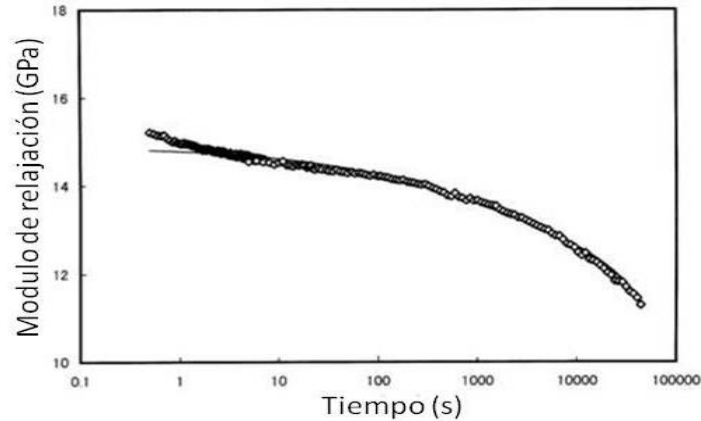


Figura 2.15. Valores promedio del módulo de relajación graficados contra el logaritmo del tiempo. La línea sólida representa la ecuación descrita por Sasaki et al., en 1993 (Toshiharu et al., 1999).

Los autores observaron que existe una inconsistencia entre los valores obtenidos y el modelo de la ecuación 2.5 lo que atribuyeron a un proceso de relajación diferente al descrito por el modelo KWW para periodos cortos de tiempo, sin embargo no se obtuvo ningún modelo que pudiera suplir el propuesto por Sasaki et al. en 1993.

Iyo et al., en 2003, realizaron pruebas para evaluar la relajación de esfuerzos en tejido cortical proveniente de la zona media de la diáfisis de fémur bovino de aproximadamente 36 meses de edad, todas las probetas fueron maquinadas para tener una forma rectangular con un dimensionamiento de 5 mm de ancho, 32 mm de largo y 1 mm de espesor. Como medio para examinar el cambio en el módulo según su dirección se extrajeron probetas paralelas y perpendiculares al eje longitudinal del hueso. Finalmente la prueba que se realizó para estas probetas fue flexión en 3 puntos.

El propósito de esta investigación fue validar un modelo para relajación el cual consta de dos procesos de relajación KWW propuesto por los autores, un proceso de relajación rápida KWW1 y un proceso de relajación lenta KWW2.

$$E(t) = E_0 \left\{ A_1 \exp \left[- \left(\frac{t}{\tau_1} \right)^\beta \right] + (1 - A_1) \exp \left[- \left(\frac{t}{\tau_2} \right)^\gamma \right] \right\}, \quad [0 < A_1, \beta, \gamma < 1] \quad (2.6)$$

Donde E_0 es el módulo inicial del proceso, τ_1 y τ_2 son los tiempos característicos de relajación para cada proceso respectivamente, A_1 es la contribución fraccional del proceso de relajación rápida a todo el proceso y finalmente β y γ son parámetros de la forma de cada proceso.

Para ambas, muestras perpendicular y paralela, la curva de relajación fue descrita satisfactoriamente por el modelo KWW, donde para el proceso de relajación rápida ambas curvas mostraron un comportamiento casi coincidente, sin embargo para el proceso II existen una diferencia entre las muestras perpendiculares y paralelas. Los resultados indican que el proceso 1 en el modelo es representado por la relajación de la matriz de colágeno mientras que para el proceso 2 el fenómeno es controlado en gran medida por la estructura ósea que brinda anisotropía al tejido.

Tabla 2.3 Parámetros de la relajación para la ecuación empírica KWW determinado por medio de los valores promedio de la curva de relajación.

Probeta	E_0 (GPa)	A_1	τ_1	τ_2 ($\times 10^6$ s)	β	γ	R^2
Paralela	14.2	0.08	49	9.3	0.28	0.35	0.99989
Perpendicular	11.6	0.11	50	6.4	0.26	0.37	0.99986

En la figura 2.16 se observan los resultados promedio de las gráficas del modelo KWW para la dirección perpendicular y paralela al eje longitudinal del hueso, donde las líneas representan el módulo de relajación KWW1, $E_1(t)$, y respectivamente, $E_2(t)$, para el proceso KWW2. Además de la similitud de las curvas en el proceso 1.

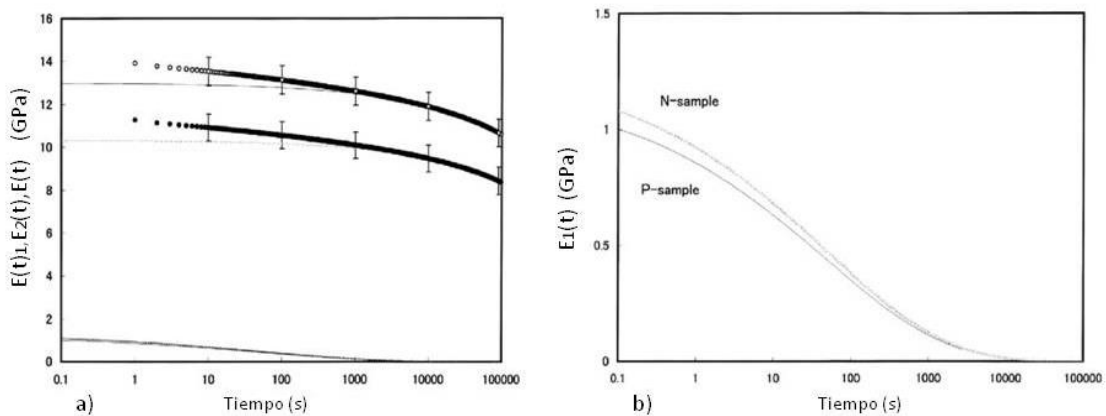


Figura 2.16. a) Valor promedio del módulo de relajación $E(t)$, para muestras de fémur bovino P(o) y N(•) graficadas respecto al tiempo, b) zona de relajación para el proceso 1 del modelo KWW (Iyo et al., 2003).

Sasaki et al., en 2008, realizaron pruebas para evaluar la relajación de esfuerzos del tejido cortical, donde su principal objetivo fue demostrar el efecto que tiene la matriz mineral en las propiedades viscoelásticas del tejido. Para este estudio se extrajeron probetas de la zona media de la diáfisis de fémur bovino de 36 meses edad. Las muestras fueron maquinadas hasta obtener un dimensionamiento rectangular de aproximadamente 0.5 mm de ancho 4.5 mm de largo y 0.1 mm de espesor para una prueba de flexión en tres puntos.

Aunque se han utilizado soluciones salinas para prevenir la deshidratación del tejido, se sabe que esta solución disuelve el contenido mineral del tejido, como medida para determinar el efecto de esta disolución mineral y su efecto en las propiedades mecánicas del tejido el módulo de relajación fue comparado entre probetas que fueron preservadas en una solución regulada con suficientes iones de calcio contra probetas preservadas en solución salina.

Tabla 2.4. Descripción de las probetas que fueron preservadas en diferentes soluciones para evaluar su cambio en propiedades mecánicas de acuerdo con su grado de mineralización.

Solución	1 hora	1 semana	2 semanas	3 semanas
Solución salina	-	4	4	4
Solución regulada con iones de calcio	-	4	4	4
Solución neutra	3	-	-	-

Para las probetas preservadas en la solución regulada no se observaron cambios notables en su superficie mientras que para las muestras preservadas en solución salina se estimó una pérdida de peso aproximadamente de 0.3% después de las tres semanas de preservación como consecuencia de la disolución de la matriz de hidroxiapatita. Después de las tres semanas de preservación en solución salina las curvas de relajación mostraron un reducción del 10% en su módulo respecto a la muestra de control, mientras que en las probetas preservadas en solución regulada también se tuvo una reducción pero menor en su módulo.

La figura 2.17 muestra las curvas de relajación, donde se observa el cambio en el módulo de relajación dependiendo de su grado de mineralización.

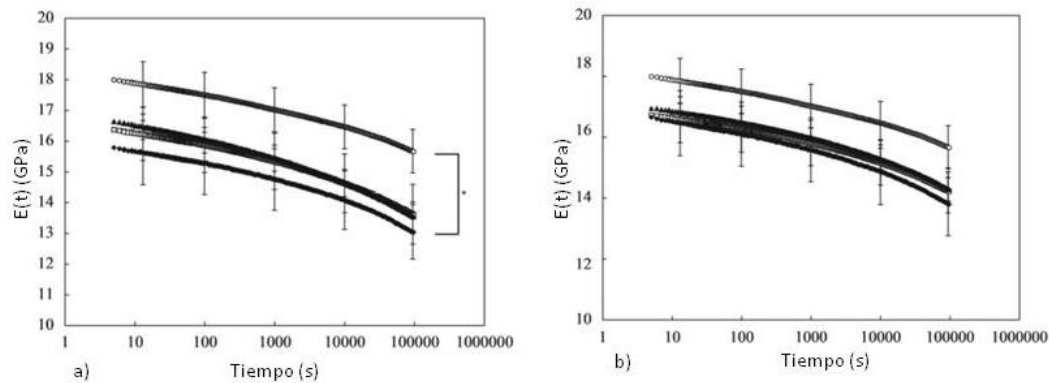


Figura 2.17. Módulo de relajación para muestras de tejido cortical a) Muestras de tejido cortical preservada en solución salina b) muestras de tejido cortical preservadas en solución regulada con iones de calcio. (O, control), (□, 1 semanas), (▲, 2 semanas), (◇, 3 semanas).

La comparación indica que la relajación en muestras preservadas en solución salina es mayor que para las muestras de control y para las preservadas en solución regulada; con lo que se concluyó que la disolución de la matriz mineral afecta las propiedades viscoelásticas del tejido óseo, este cambio puede ser atribuido al desprendimiento entre la matriz mineral y las fibras de colágeno. El cambio en las propiedades viscoelásticas de las muestras en solución regulada, demuestran que la disolución de la matriz mineral puede ocurrir incluso en especímenes preservados en esta.

Adel et al., en 2010, realizaron un estudio exhaustivo para determinar el cambio en las propiedades mecánicas del tejido cortical analizando su nivel de anisotropía. Donde realizaron pruebas para determinar las propiedades elásticas, de creep, relajación de esfuerzos y análisis dinámicos, en cada tipo de prueba sometieron probetas provenientes de fémur bovino de 4 diferentes sitios anatómicos en dirección longitudinal y transversal al eje longitudinal del hueso.

Luego de la extracción de las muestras, estas fueron divididas en 4 grupos A, B, C y D. El grupo A fue dividido para su estudio en pruebas estáticas para la obtención de sus propiedades elásticas, el grupo B se utilizó para evaluar la sensibilidad del tejido al diferentes velocidades de deformación, el grupo C se enfocó en pruebas de Creep y relajación y el grupo D fue utilizado para el análisis dinámico de las propiedades del tejido.

Para las pruebas de relajación fueron utilizados tres especímenes de cada posición y dirección anatómica, los niveles de desplazamiento fueron aplicados mediante un protocolo de cero desplazamiento hasta el nivel indicado en 5 s luego de alcanzar ese nivel la deformación se mantuvo constante por 1800 s. Los niveles utilizados para el desplazamiento inicial fueron 0.15, 0.2 y 0.255 mm. Las pruebas fueron validadas en un software de elemento finito mediante una serie de Prony.

Los resultados de las pruebas mostraron que no existe una diferencia para la relajación de esfuerzos entre los diferentes sitios anatómicos, resultados que se observan en la figura así como una comparación entre los valores del módulo de relajación normalizado experimental y el obtenido mediante FEM.

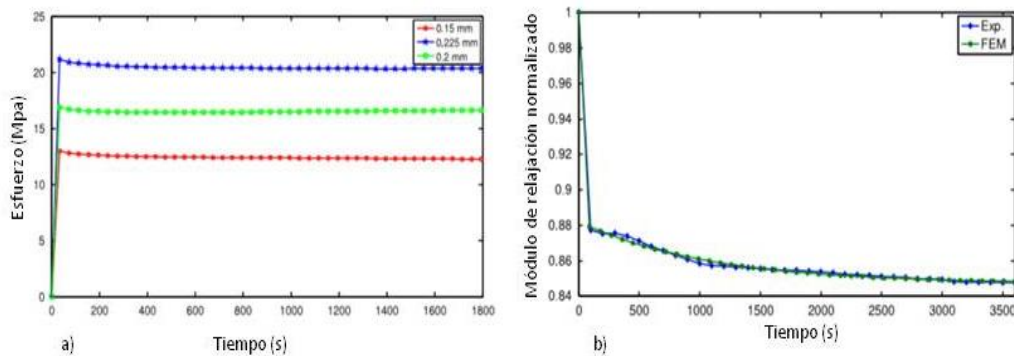


Figura 2.18. a) Curva esfuerzo-tiempo para diferentes niveles de deformación inicial. b) Curva módulo de relajación-tiempo comparada contra el modelo de Prony (Adel et al., 2010).

Más tarde Shirakawa et al., en 2012, realizaron la contraparte de los experimentos realizados por Sasaki et al., en 2008. Realizaron pruebas de relajación para observar el cambio en las propiedades viscoelásticas del tejido cortical cuando existe una degradación de la matriz de colágeno. Para lograr esta degradación en la matriz proteínica, los autores utilizaron una solución denominada KOH solución propuesta por Wynnyckyj et al., en 2009, para sus investigaciones en el cambio en la propiedades elásticas del tejido cortical.

Para las pruebas se utilizaron muestras provenientes de la zona media de la diáfisis de fémur bovino de 18 meses de edad las cuales fueron maquinadas hasta obtener un dimensionamiento rectangular de 0.5 cm de ancho, 5.0 cm de largo y 0.1 cm de espesor donde el eje principal de la probeta es coincidente con el eje longitudinal del hueso. Luego de su maquinado las probetas fueron tratadas en solución KOH por 3, 6, 12, 18 y 24 horas. Todas las probetas fueron caracterizadas mediante el ensayo de flexión en tres puntos y se implementó una deformación menor a 0.23% dentro de los primeros 0.03 s de la prueba, luego la deformación se mantuvo constante por 5×10^5 s.

Para medir el nivel de degradación de la matriz proteínica los autores utilizaron el peso promedio del colágeno disuelto en la solución entre el peso de colágeno en el hueso método propuesto por Wynnyckyj et al. en 2009. En la figura 2.19 se muestra esta medición contra el tiempo de tratamiento en la solución KOH.

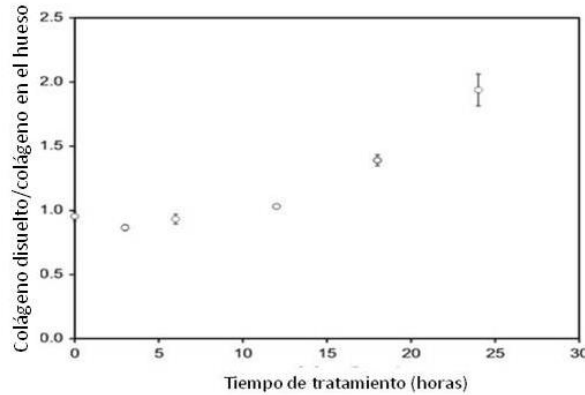


Figura 2.19. Peso del colágeno disuelto en la solución KOH entre el peso del colágeno en hueso sin tratar por la solución en relación con el tiempo de tratamiento. La cantidad de colágeno disuelto en la solución fue estimado el hidroxipropileno en la solución reactante (Shirakawa et al., 2012).

Los resultados de sus pruebas demostraron que las propiedades viscoelásticas del tejido cortical como el módulo de relajación cambian cuando el tejido es tratado en solución KOH. Sin embargo se observaron cambios en las curvas de relajación comparadas con la muestra de control que indican que la solución KOH no solo afecta el módulo de relajación si no también el proceso mismo.

La figura 2.20 muestra la curvas de módulo de relajación para la muestra de control y las muestras tratadas en solución KOH, se observan cambios en el proceso de relajación para las muestras tratadas por 3 y 6 horas.

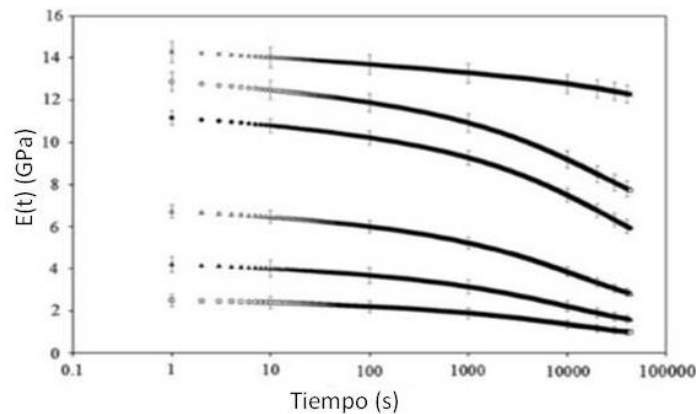


Figura 2.20. Módulo de relajación para muestras tratadas por 3 h (o), 6 h (•), 12 h (Δ), 18 h (Δ) y 24 h (□), la muestra de control también fue graficada como control (x) (Shirakawa et al.,2012).

Los autores utilizaron la ecuación 2.6 para realizar el ajuste matemático de las curvas de relajación donde para la muestra de control se obtuvieron valores de las constantes muy similares a los mostrados por Iyo et al., en 2003.

Tabla 2.5. Parámetros de la relajación para la ecuación empírica KWW determinado por medio de los valores promedio de la curva de relajación (Shirakawa et al., 2012).

E_0 (GPa)	A	τ_1	τ_2 ($\times 10^7$)	β	γ
14.8 ± 0.5	0.12 ± 0.01	117 ± 24	1.42 ± 0.5	0.27 ± 0.05	0.49 ± 0.03

Las muestras tratadas por 3 horas mostraron un cambio en el valor de A en orden de magnitud de $\times 10^{-12}$ esto indica que el cambio en el proceso cambia la ecuación 2.6 quedando únicamente:

$$E(t) = E_0 \exp[-(t/\tau)^\delta], \quad (0 < \delta < 1) \quad (2.7)$$

Este cambio en el proceso fue descrito como una disminución entre los enlaces de la matriz proteínica y la matriz ósea, producto de la degradación del pegamento proteínico ya que el efecto de la degradación de las fibras de colágeno se observó en las muestras tratadas por 12 horas. Estos resultados en el estudio demostraron que el estado de la matriz proteínica es crucial para la integridad de las propiedades mecánicas del hueso.

Hardisty et al., en 2014, realizaron estudios en muestras de tejido cortical provenientes del metacarpo de caballo y maquinadas en probetas rectangulares de 2 x 8 x 30 mm para un ensayo de tracción, donde realizaron pruebas de relajación y creep.

Su objetivo principal fue observar el fenómeno de "stress-whitening", fenómeno que los autores describen como un cambio en la apariencia del tejido debida a cambios en el espesor de las fibras de colágeno y su densidad próximo a la falla del hueso. En sus trabajos previos se ha observado que este fenómeno ocurre cuando el tejido es sometido a sollicitaciones con un grado de desmineralización, para conseguir esto las muestras fueron tratadas en una solución con ácido fórmico (22.5%).

Para las pruebas de relajación las muestras fueron sometidas a tensión bajo un desplazamiento constante de 1 mm durante 15 minutos. El fenómeno de "stress-whitening" fue monitoreado con cámaras de alta velocidad y utilizaron un modelo viscolástico lineal para describir el comportamiento mecánico de los especímenes. Para relajación se utilizó el siguiente modelo:

$$E(t) = E_i - E_f \left(1 - \exp\left(-\left(\frac{t}{T}\right)\right) \right) \quad (2.8)$$

Donde E_i es el modulo inicial, E_f es el modulo final y T es el tiempo de relajación constante. Una ecuación exponencial similar fue utilizada para cuantificar los cambios en el "stress-whitening" (W) para comparar entre los tiempos de relajación.

$$w(t) = w_i - w_f \left(1 - \exp\left(-\left(\frac{t}{T}\right)\right) \right) \quad (2.9)$$

En sus resultados observaron que la desmineralización del tejido disminuye el fenómeno de "stress-whitening" en rangos del 23 al 24%. La Figura 2.21 muestra las curvas de relajación obtenidas de las pruebas realizadas donde se observa que los modelos utilizados no fueron muy acertados para modelar la relajación en el tejido cortical ($R^2=0.83$).

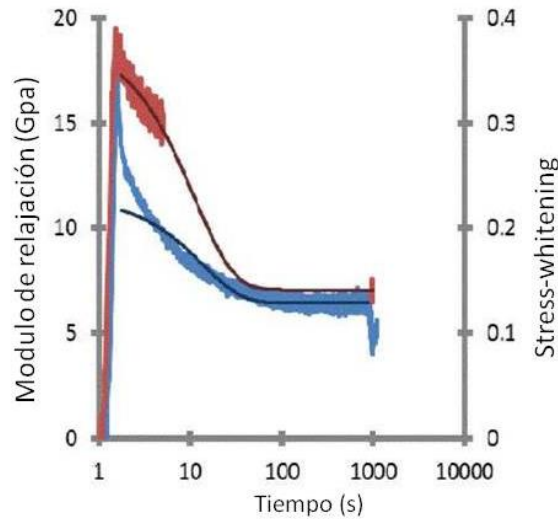


Figura 2.21. Curvas de relajación para tejido cortical desmineralizado de metacarpo de caballo comparado con las curvas de "stress-whitening" observados durante la prueba de relajación. Curvas de relajación (azul), curva "stress-whitening" (rojo), las curvas de los modelos respectivos en líneas sólidas.

Si bien los trabajos antes mencionados describen la relajación de esfuerzos en tejido cortical ninguno de ellos describe detalladamente la metodología para realizar las pruebas, sin embargo Quaglini et al., en 2008, realizaron pruebas de relajación de esfuerzos en tejido trabecular donde su principal objetivo es la caracterización de la relajación de esfuerzos y su cambio dependiendo del nivel de precarga inicial. A pesar de que ellos trabajaron en tejido trabecular, el objetivo de este trabajo de tesis se apega mucho a sus experimentos.

Dos tipos de ensayos fueron implementados para la caracterización de la relajación de esfuerzos, un ensayo de compresión para probetas cilíndricas (20 mm de altura y 10 mm de diámetro) extraídas de la cabeza femoral de fémur bovino de 18 a 24 meses de edad y un ensayo de flexión en 3 puntos para probetas rectangulares (5 mm de espesor, 5 mm de ancho y 40 mm de largo) extraídas del mismo sitio anatómico para un total de 42 probetas, 21 cilíndricas y 21 rectangulares.

La metodología del ensayo para las probetas de compresión consistió en precargar las probetas llevándolas a un estado inicial de esfuerzos y a partir de este mantener la velocidad de deformación constante y observar el cambio en el estado de esfuerzos. Para los distintos niveles de precarga se utilizaron valores de carga que no sobrepasaran el 60% del límite de cedencia ($P_Y = 1412 \pm 101.6$ N), los cuales fueron $P_0 = 120, 240, 360, 480$ y 600 N, para todas las pruebas se mantuvo una velocidad de deformación constante de 0.015 s^{-1} . De igual manera se implementó el mismo protocolo para las probetas rectangulares ensayadas a flexión.

En sus resultados observaron que la carga inicial es un factor que determina su comportamiento, ya que a mayor valor de precarga se tiene una disminución en la velocidad de relajación y un incremento en la carga cuando se alcanza la estabilidad.

La figura muestra la relajación de esfuerzos para las probetas sometidas a compresión a diferentes niveles de precarga donde se observa que la mayoría de ellas alcanzó la estabilidad aproximadamente a los 300 s de prueba.

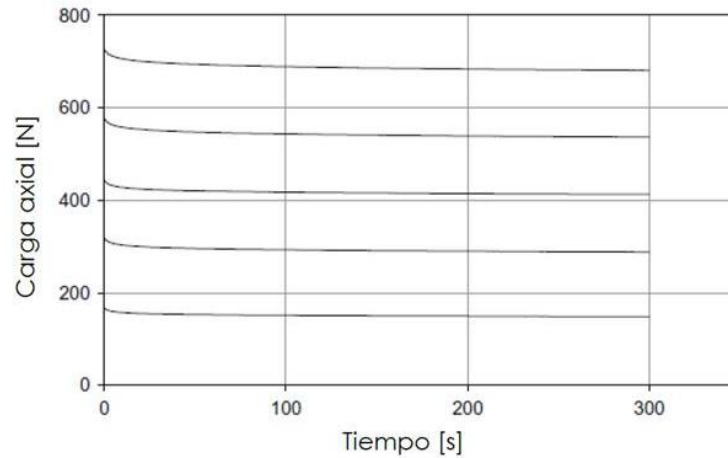


Figura 2.24. Curvas de relajación de esfuerzos para probetas de tejido trabecular de fémur bovino sometidas a compresión (Quaglini et al., 2008)

Para comparar los resultados, cada curva fue normalizada dividiendo los valores obtenidos entre el valor de la precarga inicial respectivamente, en la figura 2.25 se observa que ninguna de las curvas es coincidente, esto es, que la precarga inicial sí determina el comportamiento para la relajación de esfuerzos, cambiando el valor de carga estable y el tiempo de relajación en cada caso.

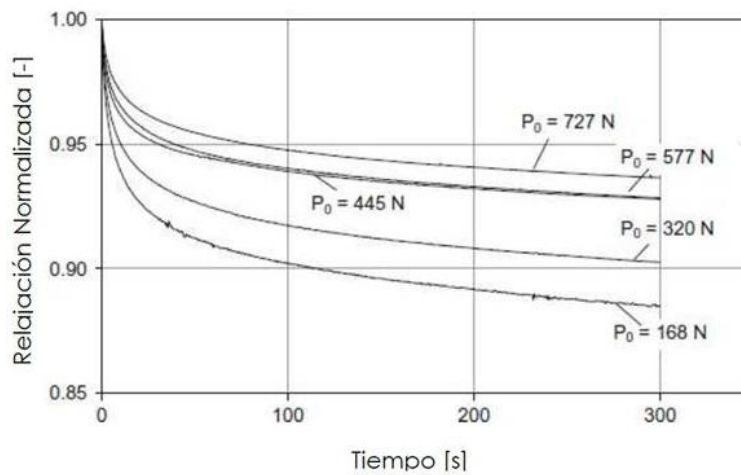


Figura 2.24. Curvas de relajación de esfuerzos normalizadas para probetas de tejido trabecular de fémur bovino sometidas a compresión (Quaglini et al., 2008)

Capítulo 3. Metodología experimental para la realización de pruebas mecánicas.

El estudio mecánico de materiales biológicos como el hueso presenta problemas ya que no existen protocolos dentro de las normas establecidas por la ASTM para caracterizar su comportamiento. Es debido a esto que es necesario recurrir a la literatura existente para ajustarse a los protocolos realizados previamente así como también tomar como base las normas existentes para auxiliarse en el planteamiento de una metodología capaz de evaluar las propiedades de este tipo de materiales.

En este trabajo de tesis se realizaron dos tipos de pruebas mecánicas: Ensayos de compresión y pruebas de relajación de esfuerzos. Las pruebas de compresión tienen la finalidad de obtener las propiedades mecánicas del hueso cortical dentro de su rango elástico y definir la carga máxima soportada por el hueso para establecer los niveles de precarga que se usaran en las pruebas de relajación de esfuerzos, mientras que estas últimas se realizan con la finalidad de observar y comprender el comportamiento viscolástico del hueso cortical para periodos largos de carga.

Esta metodología está basada principalmente en los trabajos realizados por Quagliani en 2009; Nyman en 2009; Ángeles en 2014; donde se toman como referencias las pruebas que realizaron, las geometrías de sus muestras y los diversos métodos para la preservación de las mismas lo cual se explicara a continuación.

3.1. Geometría y maquinado de las probetas.

La gran mayoría de las pruebas realizadas en hueso consideran que el hueso puede ser modelado como un continuo, es decir que sus dimensiones deben ser lo suficientemente grandes para satisfacer la teoría del continuo, pero que también estas deben ser lo suficientemente pequeñas para cumplir con la homogeneidad estructural de la probeta (Ángeles, 2014). Esta limitación en la extracción de probetas ha sido estudiada mediante modelos probabilísticos. Linde en 1994, establece que para hueso trabecular, los especímenes con una dimensión mayor a 5 mm cumplen completamente con los requerimientos para satisfacer la teoría del continuo. De lo anterior se asume que debido a que el hueso cortical tiene una estructura mucho más densa que el hueso trabecular esta limitante en sus dimensiones, resulta ser más pequeña en cuanto a sus dimensiones se refiere.

Se trabajó con hueso cortical de la diáfisis de fémur bovino de donde se extrajeron probetas cilíndricas, se eligió esta zona y este hueso principalmente por su contenido de hueso cortical, además de que por su colocación en el organismo esta zona del fémur está expuesta a fuerzas de compresión la cual es la configuración de fuerzas que se utilizó para las pruebas realizadas.

La geometría de las probetas se mantendrá constante para todas las pruebas y las dimensiones utilizadas se basan totalmente en los trabajos realizados por Wang et al., 2007; Nyman et al., 2009; Leng et al., 2009; donde por la poca disposición de material óseo en la zona media de la diáfisis del fémur, se extraen probetas cilíndricas, con dimensiones de 3 mm de diámetro y 5 mm de altura.

En este trabajo se proponen probetas con una geometría idéntica pero con un dimensionamiento diferente, las cuales son extraídas de la zona media de la diáfisis del fémur, el cambio en sus dimensiones se debe principalmente a la complejidad para la obtención de un instrumental que permitiera el maquinado de las probetas con las dimensiones ya antes mencionadas.

Sin embargo, las nuevas dimensiones de las probetas guardan los aspectos principales en cuanto a sus dimensiones, que permiten que este tipo de probetas tengan un buen desempeño a la hora de realizar el ensayo de compresión. Wixson et al., en 1989 realizaron experimentos para observar el desempeño que se tiene cuando se ensayan probetas cilíndricas con diferentes relaciones entre su longitud y su diámetro. Donde para relaciones $h/D > 5$ las probetas son lo suficientemente largas para que se presente pandeo el cual es un efecto que no se desea por la presencia de momentos flectores, de igual manera realizaron experimentos para probetas con un relación $h/D < 1$ donde la fricción entre los platos de la máquina y la probeta tiene un efecto que se aprecia como una sobrestimación de su rigidez, dadas estas consideraciones se tiene un rango entre 1 y 2 en cuanto a la relación longitud y diámetro para pruebas de compresión, sin embargo Keaveny et al., en 1993 observaron que dentro de este rango de valores la relación $h/D=2$ proporciona resultados homogéneos que minimizan los efectos de pandeo y fricción entre los platos de la máquina de ensayos y la probeta.

De acuerdo con lo que se ha mencionado anteriormente se define que la geometría de las probetas tengan un diámetro de 4.5 mm y una longitud de 9 mm (como se muestra en la figura 3.1) para guardar una relación $h/D=2$.

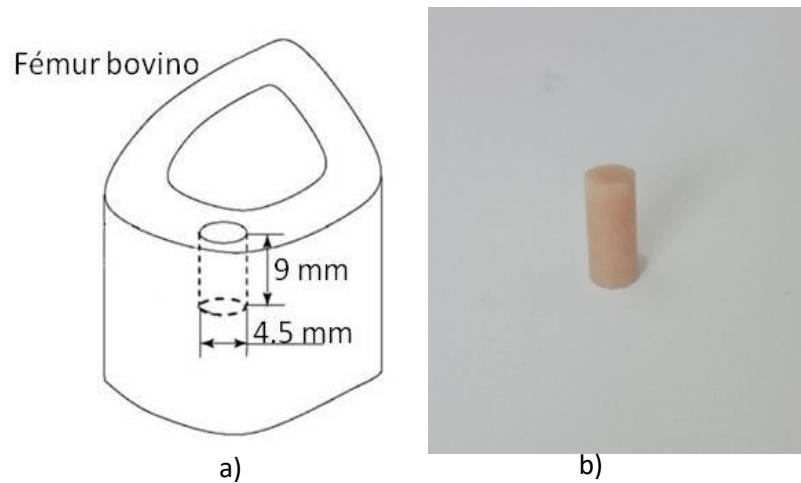


Figura 3.1 a) Figura representativa de la zona de extracción de hueso cortical de la zona media de fémur bovino., b) probeta cilíndrica de fémur bovino.

La recolección de los especímenes (fémures) es un factor importante que altera las propiedades mecánicas, con base en esto todas las muestras de fémur se obtuvieron de un mismo proveedor, también se realizó una inspección del hueso para observar que estuviera en buen estado y con suficiente tejido blando para garantizar su preservación hasta el maquinado.

De acuerdo con la información brindada en el centro donde se obtuvieron los fémures, se considera que el hueso es proveniente de un espécimen con aproximadamente 36 meses de edad ya que esta es la edad promedio en que las reses son sacrificadas para la obtención de carne de calidad para el consumo humano, de igual manera se descarta la presencia de alguna posible enfermedad ya que los especímenes enfermos son descartados para su consumo por medidas de seguridad.

Luego de la selección del fémur se realizó una corte en la zona media de la diáfisis que es la zona que se trabajó para la obtención de todas las probetas. Las muestras de fémur fueron puestas en refrigeración y sumergidas en solución salina hasta su maquinado con el objetivo de garantizar que el hueso no sufra deshidratación ni descomposición.

La extracción de las muestras se realizó en un taladro de banco como se muestra en la figura 3.2 con un sacabocados con punta con inserto de diamante (Diamond drill bit) de 8 mm de diámetro externo, este tipo de herramienta es propuesto por Wang et al., en 2007, siendo esta herramienta la ideal para trabajar en hueso cortical ya que por su fragilidad es necesaria una herramienta que permita la extracción sin dañar la zona. Para garantizar una buena sujeción y extracción de las probetas, la diáfisis de fémur se sujetó con una mordaza, para garantizar una buena alineación de la zona de extracción; también se minimizan los efectos de vibración provocados por el taladro y se garantiza una buena colocación de la broca.

El proceso de barrenado se realizó con una velocidad de perforación lenta para evitar incrementos de temperatura y dañar a la estructura, sin embargo la fricción entre la broca y el hueso provocan un calentamiento inevitable, el cual afecta las propiedades mecánicas del hueso, por lo tanto durante todo el proceso de barrenado se mantuvo una refrigeración con agua sobre las zona de trabajo para disminuir el efecto ocasionado por la temperatura.



a)

b)

Figura 3.2 a) Broca de círculos con punta adiamantada b) Proceso de barrenado en fémur en el taladro de banco.

Una vez que se realizó el barrenado las probetas son extraídas del fémur garantizando que sean cilíndricas, continuas y homogéneas. Sin embargo en algunos casos se obtuvieron probetas con cierta variación en su color producido por un incremento no controlado de la temperatura, lo cual es un indicio de un maquinado fallido, en este caso estas probetas fueron desechadas. Finalmente el ajuste dimensional de la probeta se consiguió realizando un corte perpendicular a la dirección longitudinal del fémur utilizando la cortadora de disco de diamante (Bühler Isomet 1000) la cual cuenta con su propio sistema de refrigeración.



a)

b)

Figura 3.3 Cilindros de hueso cortical extraídos de la zona media del fémur antes de su dimensionamiento final. b) Cortadora de disco de diamante Bühler Isomet con la que se realizó el dimensionamiento final de los cilindros.

El proceso de corte también permite obtener un acabado fino en la superficie y perpendicular con la longitud de la probeta, lo que garantiza una buena colocación entre los platos de la máquina de ensayos.

Una vez terminado todo este proceso ya se cuenta con una probeta cilíndrica de 4.5 mm de diámetro y 9 mm de longitud la cual ya está en condiciones de ser ensayada a compresión. En total se extrajeron 50 probetas de la zona media de la diáfisis de 10 fémures bovinos de aproximadamente 36 meses de edad, 12 probetas se utilizaron para la prueba destructiva de compresión y 35 probetas fueron utilizadas para el ensayo de relajación de esfuerzos.

3.2 Preservación de las muestras.

Existen muchas condiciones que se tienen que tomar en cuenta para la preservación del tejido óseo, estas incluyen temperatura, humedad y la solución en la cual se preservara el tejido.

Roe et al., en 1988 estudiaron los efectos en el tejido óseo cuando es preservado mediante una esterilización química, la cual se logró utilizando sustancias como etanol, metanol, etileno y cloroformo. Estos estudios revelaron que la esterilización química no tiene efectos en las propiedades mecánicas del tejido luego de una semana de preservación, sin embargo para periodos más largos de tiempo, el tejido sufre una descalcificación que se refleja como una disminución en un 40 a 60 % de su resistencia luego de 16 semanas de preservación.

El método comúnmente utilizado para preservar especímenes óseos es mediante refrigeración a una temperatura de -20 °C donde también se pueden sumergir las muestras en una solución salina para evitar la deshidratación. Mediante este método se ha observado que el efecto en las propiedades mecánicas es mínimo para preservación a corto tiempo (Roe et al., 1988). Utilizando este método se han observado efectos máximos de un 4.6 % de reducción en la resistencia de las muestras.

Dadas estas consideraciones la preservación de las muestras se consiguió sumergiendo las probetas después del proceso de maquinado en una solución 50% sustancia salina y 50% etanol (Ángeles, 2014). Este método de preservación de hueso fue propuesto por Ashman et al., en 1989 donde observo que para periodos menores a 3 meses se consigue que el efecto sobre las propiedades mecánicas del hueso sea mínimo, así mismo diversos autores también han refrigerado las muestras como una medida más para garantizar su preservación, como conclusión final la preservación de las probetas se consiguió mediante la solución y manteniendo un temperatura de -4 °C. Este método para periodos no mayores a 5 días.

3.3. Ensayo de compresión.

Las pruebas de compresión tuvieron como finalidad caracterizar al hueso cortical dentro de su rango elástico, y con esto obtener sus parámetros biomecánicos como el módulo elástico y el esfuerzo donde se produce la falla. La velocidad de deformación se estableció dentro de los rangos fisiológicos que se han reportado en la literatura.

Carter y Hayes en 1976 propusieron un rango de velocidades de deformación en hueso entre 0.0002 y 0.2 s^{-1} . Este es un parámetro que cambia dependiendo de la especie y entre individuos, en este caso se establece una velocidad de deformación dentro de este rango de 0.001 s^{-1} , propuesta por Courtney et al., en 1996 y que además es una de las velocidades de deformación más utilizadas en trabajos realizados en tejido cortical.

En este ensayo se realizaron 12 pruebas, como ya se había mencionado todas las pruebas se realizan a la misma velocidad de deformación y sin variaciones entre cada una. De acuerdo con los protocolos establecidos por la norma ASTM E9 para pruebas de compresión en materiales frágiles la prueba se detiene una vez que se consigue la fractura.

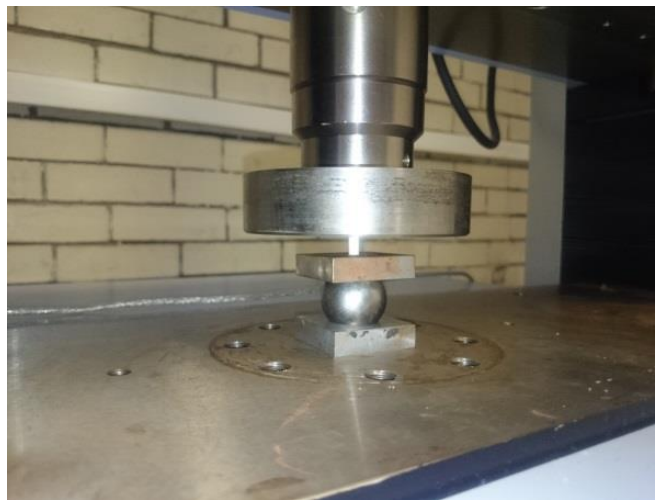


Figura 3.4 Prueba de compresión realizada a una probeta cilíndrica de hueso cortical.

3.4 Ensayo de relajación de esfuerzos.

El ensayo de relajación de esfuerzo se realizó a 5 diferentes precargas para las cuales 7 probetas fueron puestas a prueba para cada precarga. Para estas pruebas se utilizó la misma velocidad de deformación que para la pruebas de compresión. Las pruebas de relajación de esfuerzos se realizaron con base en la metodología propuesta por Quaglini et al., en 2009, donde no se tiene como objetivo principal obtener un nivel de deformación y a partir de este nivel observar la respuesta mecánica del hueso. Realizó una variación en el ensayo proponiendo como principal variante una precarga, donde el hueso es cargado a velocidad de deformación constante hasta alcanzar este nivel sin importar la deformación alcanzada y luego se mantiene la deformación constante para monitorear la respuesta mecánica del hueso.

3.4.1. Niveles de precarga.

Quaglini et al., 2009, propusieron cinco niveles de precarga los cuales se definieron por debajo de la carga en donde se presenta la falla como medida para mantener la prueba dentro del rango elástico. Este mismo criterio se tomó como base para definir los 5 niveles de precarga que se establecieron para las pruebas de relajación.

Mediante el ensayo de compresión se obtuvo un valor de carga promedio para el punto de falla de aproximadamente $F_{\max} = 1930 \pm 260$ N. Por lo tanto, los valores de precarga propuesto están por debajo de este valor con lo que se garantiza que el efecto de relajación de esfuerzos tendrá lugar únicamente en la zona elástica. Los valores de precarga son los siguientes: 300, 600, 900, 1200 y 1500 N respectivamente. Se tomó como variable de control el desplazamiento alcanzado por el cabezal al inducir la carga deseada y una vez alcanzado el desplazamiento, este se mantendrá constante y se estará monitoreando el cambio en la carga resultante.

3.4.2. Tiempo de relajación.

Se considera como tiempo de relajación al tiempo necesario para conseguir una estabilidad en la carga a lo largo del tiempo, es decir cuando la carga ya no tiene variaciones o en dado caso ya no existe un cambio evidente en el valor de carga reportado para mantener el nivel de deformación inducido.

De lo anterior, en este trabajo de tesis se considera como tiempo de relajación al periodo de evaluación del ensayo el cual se definió utilizando la información existente en la literatura. Como tiempo de relajación se establecieron 1200 segundos tiempo en el cual autores como Iyo et al., en 2004 observaron que era suficiente para que el esfuerzo de relajación se estabilice, ya que a partir de los 1000 segundos los cambios en el esfuerzo de relajación comienzan a ser mínimos.

3.5 Adquisición de resultados.

El ensayo de compresión y el ensayo de relajación de esfuerzos fueron realizados en la máquina de ensayos universal Shimadzu® de la cual también se utilizó el sistema integrado de adquisición de datos el cual brinda información relativa del desplazamiento del cabezal y la carga suministrada al inducir algún desplazamiento programado. Para medir esta carga inducida, la máquina de ensayos universal utiliza una celda de carga de 100 KN.

La velocidad de desplazamiento del cabezal se ingresó como un dato para mantener una velocidad de deformación de 0.001 s^{-1} que por la geometría de las probetas se define como 0.05 mm/min velocidad que se utiliza para ambos ensayos y que en el caso del ensayo de compresión es la velocidad que se utiliza para alcanzar la precarga establecida.

La datos de las pruebas realizadas son almacenados en hojas de cálculo, para cada prueba de relajación se generaron 4 archivos y la lectura de datos por parte de la maquina fue de 10 datos cada segundo. Para la prueba de compresión únicamente se generó un archivo donde se guardaron todos los datos de las pruebas realizadas.

Capítulo 4. Análisis de resultados

Los datos almacenados en hojas de cálculo son utilizados para generar las curvas carga vs desplazamiento de las cuales a su vez se generan las curvas esfuerzo vs deformación. Es mediante estas últimas que se realiza todo el análisis para el cálculo de los parámetros biomecánicos del hueso cortical.

En el análisis de resultados de este trabajo se idealiza al hueso cortical como una estructura homogénea lineal e isotrópica lo cual facilita los cálculos que permiten caracterizar su comportamiento, a pesar de que se sabe que el comportamiento mecánico del hueso es más complejo, los trabajos realizados en este tejido han demostrado que esta es una buena aproximación de su comportamiento real.

4.1. Ensayo de compresión.

El ensayo de compresión es una de las técnicas más utilizadas y populares para caracterización de hueso, especialmente por la facilidad para la utilización de especímenes relativamente pequeños como en este caso, sin embargo algunos factores como la fricción entre las superficies de los platos de la máquina y la probeta generan una sobre estimación en el cálculo del módulo de elasticidad.

Algunos efectos provocados por la fricción entre las superficies se observan mediante la forma de las grietas ocasionadas por la fractura, si la zona de interacción se encuentra seca se generan fuerzas de fricción entre las dos zonas en contacto, esto produce una fractura del espécimen por un esfuerzo a corte, en este caso la fractura ocurre a 45 grados del eje de carga. Cuando la interfaz entre las superficies se encuentra lubricada o húmeda, la fricción disminuye y permite que la probeta de hueso deslice, este fenómeno se caracteriza por una fractura transversal paralela al eje de carga (An, 2000), sin embargo, sí el efecto de deslizamiento es excesivo se generan pequeñas fracturas alrededor de la circunferencia de la probeta que se observa como una falla prematura en la curva esfuerzo-deformación.

Los dos tipos de fracturas se observaron en diversas probetas, en la figura se muestran ambos fenómenos en dos probetas distintas. A pesar de que durante las pruebas la zona de contacto entre las superficies se mantuvo húmeda por la solución de preservación de las muestras, la forma de fractura no fue un factor que se pudiese controlar en su totalidad ya que no solo se obtuvieron especímenes que mostraran una fractura trasversal sino que también se observaron fracturas a 45° del eje longitudinal de carga, así como pequeñas fracturas en los extremos de la probeta donde se observó una falla prematura.

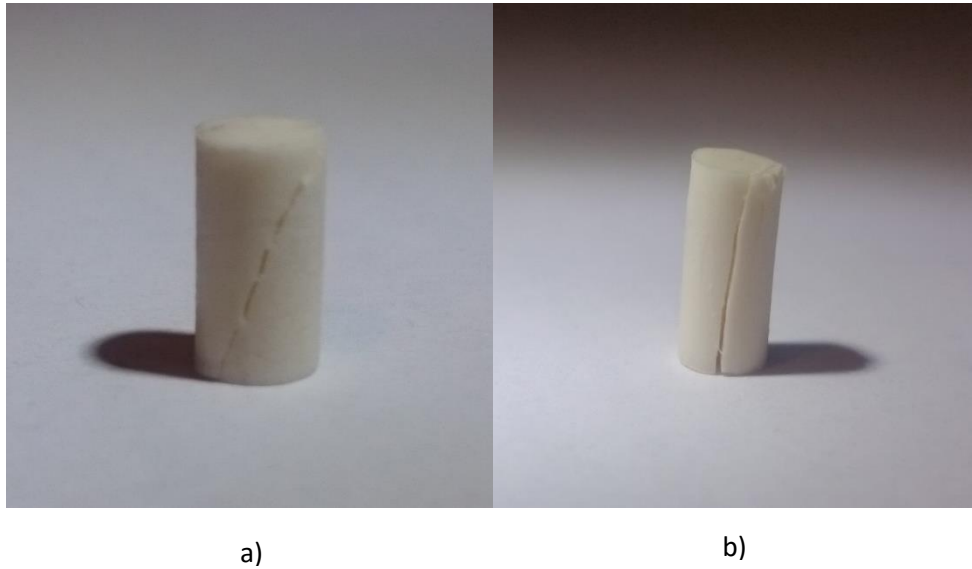


Figura 4.1 Formas de las grietas de fractura para el ensayo de compresión en muestras de hueso cortical
a) Fractura a 45 ° del eje de carga, b) Fractura paralela al eje de carga.

Las curvas carga vs desplazamiento de las 12 probetas ensayadas a compresión se muestran en la figura 4.2, únicamente se muestra la parte del ensayo hasta donde la prueba alcanzó la carga máxima y comienza el descenso repentino de la carga ya que es únicamente en esta zona de donde se obtendrán los parámetros biomecánicos del hueso cortical. En las curvas mostradas se aprecia que todas las curvas a excepción de la P_7 (en la cual se observó una falla prematura) mostraron el mismo comportamiento mecánico exhibiendo una zona lineal hasta un punto donde comienzan a mostrar un cambio de pendiente hasta alcanzar la carga máxima y luego esta comienza a disminuir repentinamente.

De estas curvas se aprecia que existe un grupo que visualmente exhibe una pendiente similar, sin embargo es el caso de la curva P_1 la cual se encuentra muy alejada de este grupo y al igual que la curva P_7 que mostró una falla prematura se pueden descartar del grupo de estudio por simple inspección visual. En la mayoría de los casos la carga máxima alcanzada por las probetas no es un valor que guarde gran similitud entre ellas, esto debido a que esta es una propiedad que depende de factores tanto, in vitro como in vivo, si bien durante el proceso de recolección de los huesos se mantuvo un estándar para garantizar que todas las muestras provinieran de la misma especie, la alimentación, peso, actividad física y hasta la zona específica de extracción se ven reflejados en esta dispersión de valores para la carga máxima soportada.

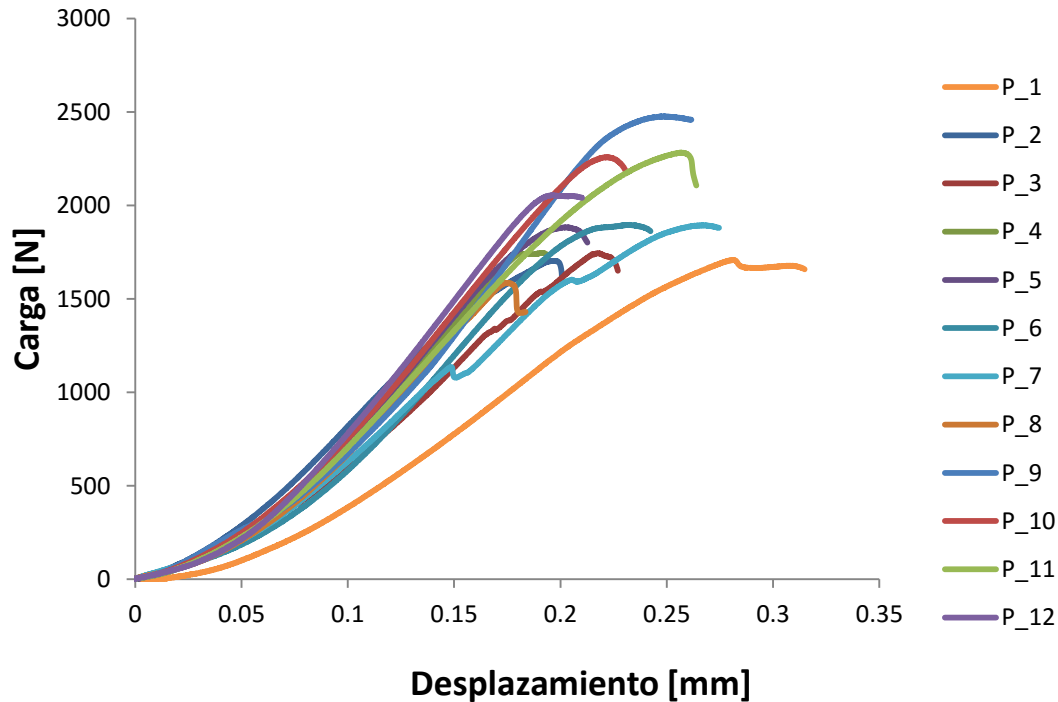


Figura 4.2 Curvas carga-desplazamiento de las pruebas de compresión de 12 especímenes de fémur bovino.

De acuerdo con la norma ASTM E111 el cálculo del módulo de elasticidad para materiales que muestren un comportamiento elástico lineal se define de las curvas esfuerzo-deformación dentro de una zona donde, los efectos como la alineación entre los platos de la máquina, pequeños deslizamientos durante la primera fase de la prueba entre otros, no tenga una repercusión directa sobre los cálculos realizados.

Esta zona se define dentro de dos rangos denominados precarga y límite proporcional o límite elástico del material, este último se identifica como la zona donde existe un cambio evidente de la pendiente en la curva esfuerzo vs deformación (figura 4.3).

De los datos obtenidos mediante el sistema de adquisición de datos se recurrió al uso de ecuaciones que permitan calcular el esfuerzo y la deformación en las probetas con lo cual se generaron las curvas esfuerzo-deformación.

Es importante mencionar que en este trabajo no se utilizó ningún extensómetro para la medición de los desplazamientos inducidos en el material, esto debido a la complicación para implementar su uso en probetas con dimensiones tan pequeñas que además por sus condiciones como material biológico, factores como humedad y superficie de trabajo hacen aún más complicada esta labor.

En la figura 4.3 se muestran las curvas esfuerzo-deformación de las 12 muestras ensayadas a compresión, se observan cambios en la pendiente de la curva al iniciar la prueba así como cuando esta se aproxima al esfuerzo último, donde los datos tienen que ser depurados para definir el límite elástico y analizar únicamente la zona lineal de las curvas.

La primera zona no lineal al iniciar la aplicación de la carga se conoce como efecto toe, la cual es una zona típica de la prueba de compresión que no representa ninguna propiedad del material y la zona superior de cambio en la pendiente es ocasionada por la aparición de microfracturas en el hueso que se refleja en esta disminución de la pendiente en la curva.

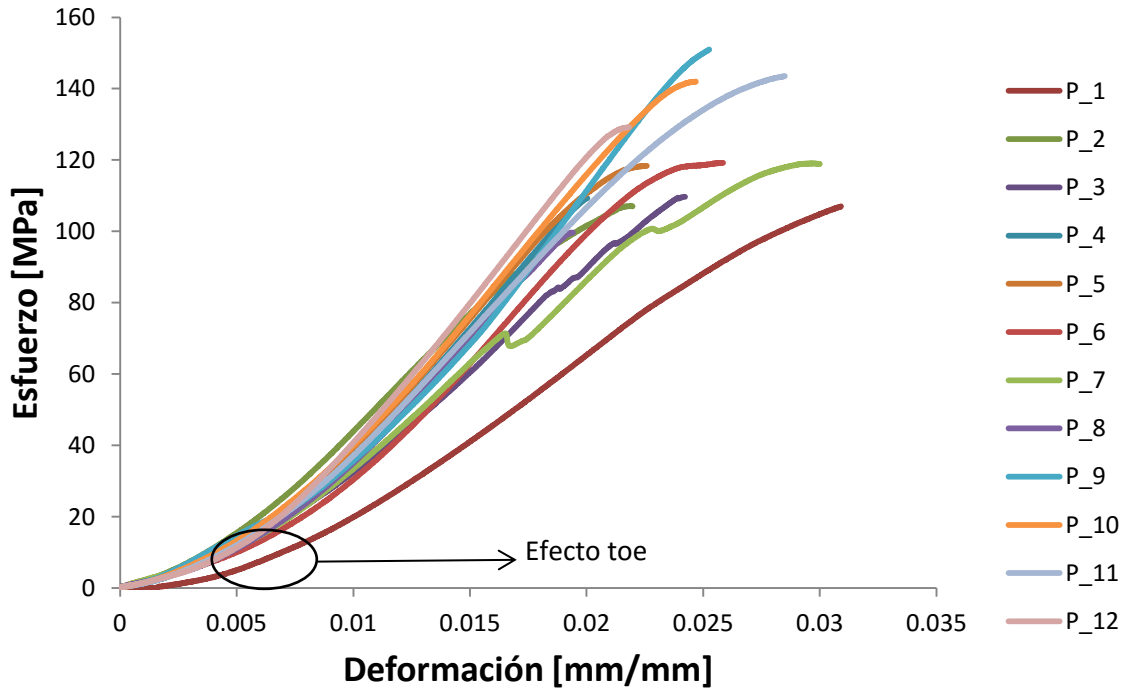


Figura 4.3 Curvas esfuerzo-deformación del ensayo de compresión de hueso cortical de fémur bovino.

Se definen los límites superior e inferior para el cálculo del módulo de elasticidad, donde se obtiene una curva P_11 como la mostrada en la figura 4.4, la cual ya es una curva depurada donde únicamente se tiene como consideración la zona lineal de la curva esfuerzo-deformación.

En la figura 4.4 se muestra la zona lineal (CD) de la probeta 11 donde se observa que ya no existen cambios evidentes en la pendiente de su curva. A los pares de datos que conforman esta zona se les realiza el ajuste matemático. La curva en línea negra es la representación del modelo lineal donde se observa que prácticamente una curva está encima de otra en la zona lineal.

Con el objetivo de obtener valores correctos de los parámetros biomecánicos del hueso la literatura propone la ubicación de un nuevo cero el cual se define mediante la intersección de la recta CB al eje, este nuevo cero será tomado en cuenta para el cálculo de los parámetros mecánicos del hueso.

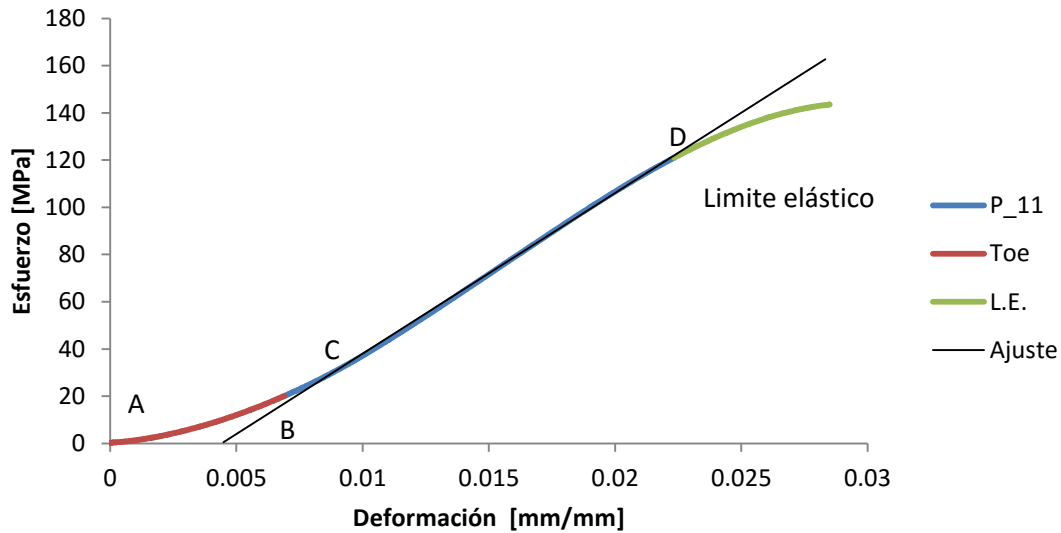


Figura 4.4 Curva esfuerzo deformación de una prueba de compresión realizada en hueso cortical bovino donde se muestra los límites superior e inferior de la zona lineal de la curva.

De acuerdo con la norma ASTM E111 cuando se trabaja con datos en hojas de cálculo es decir se cuenta con datos obtenidos de forma numérica se puede realizar un ajuste matemático para calcular la pendiente de la curva que resulta de graficarlos. Para garantizar que el ajuste matemático satisface el comportamiento natural de la curva esfuerzo deformación se utiliza el coeficiente de determinación r^2 el cual es un valor que permite cuantificar la calidad del modelo para replicar la curva real, mientras más cercano es este valor a 1 el modelo es más aproximado.

A continuación se muestran los resultados obtenidos del análisis de las curvas, donde se presenta el valor estimado del módulo de elasticidad, los coeficientes de correlación, así como también el esfuerzo y carga máxima soportada por cada probeta y la deformación máxima correspondiente.

Tabla 4.1 Resultados de las propiedades mecánicas de probetas cilíndricas de hueso cortical de fémur bovino, calculadas para las 12 pruebas a las que se les realizó el ensayo de compresión.

Probeta	E [GPa]	r^2	P máx. [KN]	σ máx. [MPa]	ϵ máx. [mm/mm]
1	4.60	0.999	1.7085	107.4222	0.0254
2	6.53	0.999	1.7034	107.1014	0.0187
3	5.59	0.999	1.7445	109.6858	0.0200
4	7.38	0.999	1.7462	109.7947	0.0162
5	7.38	0.999	1.8826	118.3734	0.0178
6	6.97	0.999	1.8961	119.2219	0.0200
7	5.72	0.999	1.8941	119.0940	0.0256
8	7.00	0.999	1.5851	99.6649	0.0144
9	8.37	0.999	2.4766	155.7175	0.0208
10	7.53	0.999	2.2582	141.9880	0.0200
11	6.91	0.999	2.2828	143.5331	0.0239
12	7.67	0.999	2.0549	129.2068	0.0172

Como se observa en la tabla 4.1 los ajustes se realizaron teniendo cuidado en tener una aproximación cercana a 1 con tres posiciones decimales para el coeficiente de determinación.

De los datos antes presentados únicamente se consideraran para el análisis a aquellos valores que se encuentren dentro un rango no mayor al 10% de la media aritmética del módulo de elasticidad calculado. De donde de un total de 12 pruebas realizadas únicamente se considera a 8 probetas como aprobadas las cuales si cumplen con este estándar.

A continuación se muestra el análisis mediante el cual se realizó la selección de probetas, esto teniendo como principal variable al módulo de elasticidad, sin importar cual fuera el valor de los otros parámetros calculados, las probetas P_1 y P_7 ya no fueron consideradas en este análisis.

Tabla 4.2 Análisis de la variación porcentual del módulo de elasticidad de cada probeta con respecto a la media aritmética (7.13 GPa) del grupo de análisis.

Probeta	E [GPa]	Variación porcentual	Estado
2	6.53	8.4013	Aprobada
3	5.59	21.6424	Rechazada
4	7.38	3.4446	Aprobada
5	7.38	3.4297	Aprobada
6	6.97	2.3325	Aprobada
8	7.00	1.8206	Aprobada
9	8.37	17.3780	Rechazada
10	7.53	5.5842	Aprobada
11	6.91	3.1651	Aprobada
12	7.67	7.5254	Aprobada

Las curvas esfuerzo deformación de las 8 probetas consideradas como aprobadas se muestran en la figura 4.5.

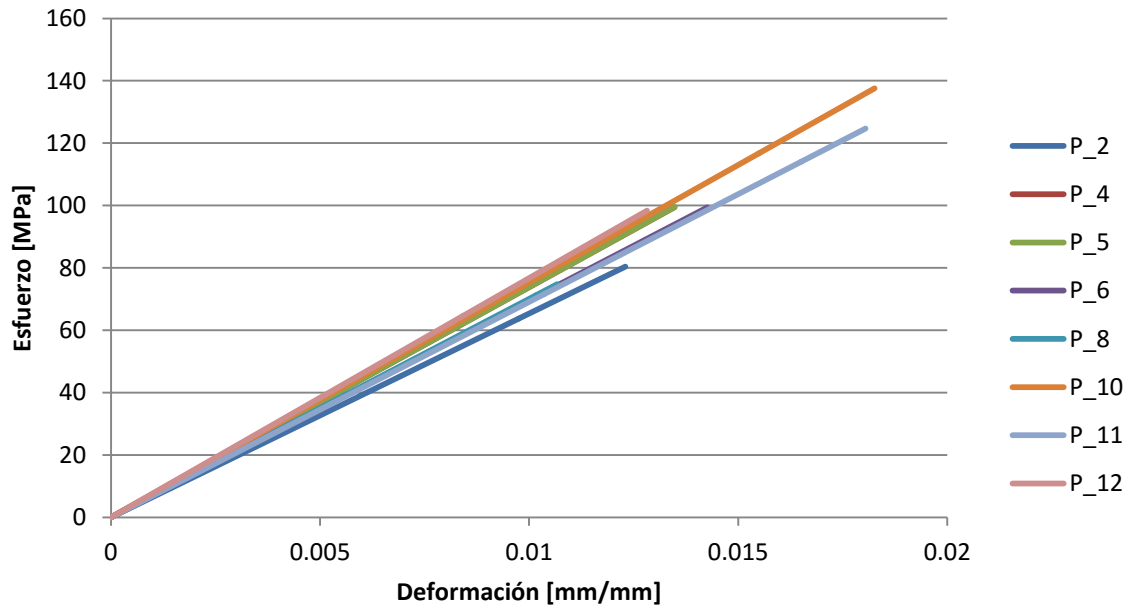


Figura 4.5 Zona lineal de las curvas esfuerzo deformación de probetas cilíndricas de hueso cortical ensayadas a compresión.

De las 8 probetas que se consideraron dentro del rango se obtendrán los valores promedio de sus propiedades calculadas de esta forma se obtienen de manera general los parámetros para la caracterización del hueso cortical, de donde por lo descrito anteriormente las propiedades calculadas en este trabajo se muestran en la tabla 4.3.

Tabla 4.3 Parámetros biomecánicos de hueso cortical de fémur bovino caracterizado mediante el ensayo de compresión.

E [GPa]	7.17 ± 0.38
P máx. [KN]	1.93 ± 0.26
σ máx. [MPa]	121 ± 16
ϵ máx. [mm/mm]	0.0185 ± 0.0029

De acuerdo con An et al., 2000 quienes realizaron una recopilación de los valores reportados por diversos autores acerca de las propiedades mecánicas del hueso, para tejido cortical caracterizado mediante pruebas de tensión se tiene valores para la resistencia y el módulo de elasticidad de 92 a 188 MPa y 7.1 a 28.2 GPa respectivamente, que si bien recordamos el módulo de elasticidad tanto a compresión como a tracción es el mismo, sin embargo la resistencia a tracción es aproximadamente 2/3 de la resistencia que se tiene a compresión.

De acuerdo con lo descrito anteriormente, las propiedades mecánicas calculadas en este trabajo del tejido cortical se encuentran dentro del rango de valores que se ha reportado en la literatura, por lo que se considera que los resultados son válidos para la caracterización del tejido.

4.2 Ensayo de relajación de esfuerzos.

Esta es la segunda etapa de la parte experimental de este trabajo, donde el objetivo principal fue observar el comportamiento viscoelástico del tejido cortical, para esto se realizó el ensayo de relajación de esfuerzos a 35 probetas. Cinco diferentes niveles de precarga fueron empleados y para cada precarga 7 probetas se ensayaron. No todas mostraron el mismo comportamiento y con la finalidad de tener un grupo que mostrara un comportamiento similar se estableció un protocolo de selección mediante el esfuerzo de relajación alcanzado por cada probeta, donde las probetas que se alejaron por más de 5% de la mediana aritmética calculada para el grupo de estudio fueron descartadas, si bien durante el desarrollo experimental 3 probetas mostraron una falla prematura durante la etapa de precarga estas no fueron consideradas dentro del análisis ni contabilizadas como parte del grupo de prueba ya que el ensayo se detuvo en cuanto se observó este colapso.

El análisis de resultados de cada grupo, para precargas distintas se muestra a continuación. Los valores de precarga y esfuerzo de relajación alcanzado por cada probeta en el tiempo de relajación definido de 1200 segundos, así como el protocolo de selección, se muestran en las diferentes tablas.

En la tabla 4.4 se muestran los resultados obtenidos del primer grupo de prueba donde se definió un nivel de precarga de 300 N, en este grupo 3 probetas fueron rechazadas, ya que los resultados obtenidos de estas pruebas no se encontraron dentro del rango de variación definido, en ningún caso se produjo una falla. Para este grupo la mediana calculada fue de 1.538 MPa.

Tabla 4.4 Esfuerzo de relajación para el primer grupo de prueba con una precarga de 300 N.

Probeta	Precarga [N]	Respuesta a la precarga [MPa]	σ relax [MPa]	Variación porcentual [%]	Estado
1	300	18.863	14.593	5.11	Rechazada
2	300	18.863	15.689	2.02	Aprobada
3	300	18.863	15.379	0.00	Aprobada
4	300	18.863	15.405	0.17	Aprobada
5	300	18.863	14.355	6.65	Rechazada
6	300	18.863	14.557	5.34	Rechazada
7	300	18.863	16.024	4.20	Aprobada

En la figura 4.6 se muestran las curvas esfuerzo-tiempo de las 4 probetas aprobadas del grupo uno, el comportamiento es muy similar entre si y homogéneo, es decir se observa que las curvas están muy cerca unas de las otras.

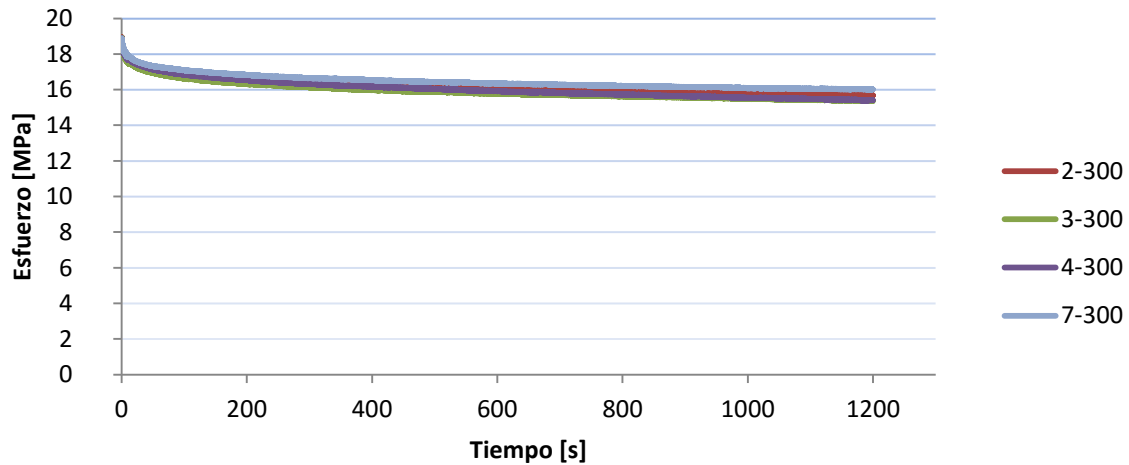


Figura 4.6 Curvas esfuerzo-tiempo de las 4 probetas aprobadas de las pruebas realizadas con una precarga de 300 N.

Con el objetivo de complementar el análisis de resultados, se tomó la mejor curva del grupo respecto a su variación porcentual, a la cual se le realizó un ajuste matemático de acuerdo con el modelo KWW propuesto por Iyo et al., 2003 presentado en el capítulo 2 (ecuación 2.6).

Sin embargo para este trabajo se utilizó el modelo modificado KWW propuesto por Ángeles en 2014 el cual se enfoca en describir la variación del esfuerzo a lo largo del tiempo. Como el objetivo del análisis es observar el cambio en el proceso de relajación cuando la precarga es distinta se realizó una normalización de la curva esfuerzo-tiempo respecto del esfuerzo inicial (precarga), para comparar una curva de otra a diferentes niveles de precarga. El modelo modificado KWW se muestra a continuación.

$$\sigma(t)/\sigma_0 = [A_1 \exp \left[-\left(\frac{t}{\tau_1}\right)^\beta \right] + (1 - A_1) \exp \left[-\left(\frac{t}{\tau_2}\right)^\gamma \right], \quad [0 < A_1, \beta, \gamma < 1] \tag{4.1}$$

Con el objetivo de realizar un ajuste que se encuentre dentro de los rangos propuestos por Iyo et al., 2003 se estableció un límite para cada constante de acuerdo con los límites establecidos por el autor donde, la relajación de esfuerzos esta descrita por un proceso de relajación rápido KWW1 con un tiempo de relajación τ_1 no mayor a 100 s y un proceso de relajación lento KWW2 con un tiempo de relajación τ_2 el cual se encuentra dentro de un orden de 10^6 s.

Se realizó el ajuste matemático con la finalidad de optimizar las constantes $A_1, \tau_1, \tau_2, \beta$ y γ para que el modelo se ajustara al comportamiento descrito por las curvas de la relación $\sigma(t)/\sigma_0$. A continuación se muestran los valores de las constantes para la precarga de 300 N.

Tabla 4.5 Valores de las constantes obtenidos para el ajuste matemático de la ecuación 4.1.

Precarga	A_1	τ_1 [s]	$\tau_2 \times 10^6$ [s]	β	γ
300	0.071	56.506	9.30	0.384	0.226

La figura 4.7 muestra la curva normalizada que se seleccionó para realizarle el ajuste matemático así como la curva generada por el modelo. Se aprecia que ambas curvas muestran el mismo comportamiento tanto para el primer proceso de relajación rápida como para el proceso de relajación lento que es donde ambas curvas convergen al llegar al tiempo máximo de evaluación de donde se concluye que el ajuste se realizó exitosamente. De la curva se observa que el esfuerzo de relajación es cercano al 83% del esfuerzo inicial.

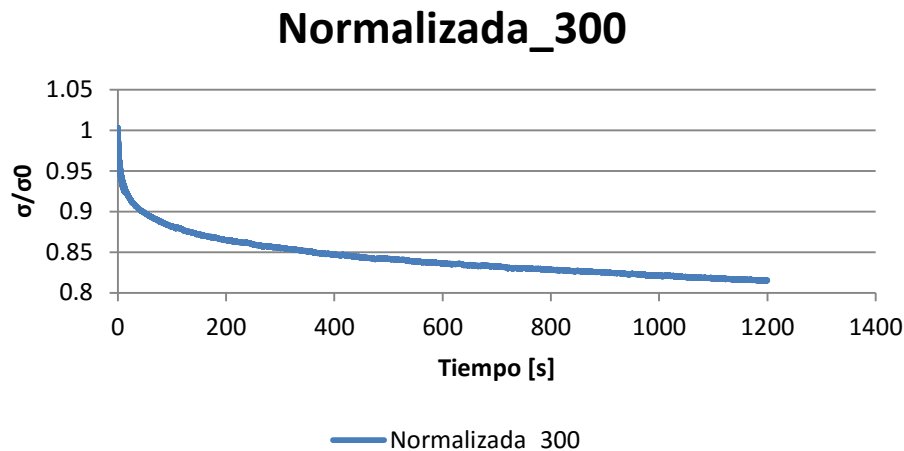


Figura 4.7 Curva normalizada de la prueba de relajación de esfuerzo con una precarga de 300 N, en línea punteada roja se observa el ajuste de la curva realizado para el modelo KWW.

Los resultados obtenidos del segundo grupo de prueba se muestran en la tabla 4.5, para este grupo se definió una precarga de 600 N. Se rechazó únicamente una probeta porque se encontró fuera del rango de variación establecido. La mediana calculada fue de 30.23 MPa.

Tabla 4.6 Esfuerzo de relajación para el segundo grupo de prueba con una precarga de 600 N.

Probeta	Precarga [N]	Respuesta a la precarga [MPa]	σ relax [MPa]	Variación porcentual [%]	Estado
1	600	37.726	30.811	1.91	Aprobada
2	600	37.726	30.354	0.40	Aprobada
3	600	37.726	29.915	1.06	Aprobada
4	600	37.726	31.328	3.62	Aprobada
5	600	37.726	30.234	0.00	Aprobada
6	600	37.726	28.594	5.42	Rechazada
7	600	37.726	29.722	1.70	Aprobada

Así mismo se muestran las curvas esfuerzo-tiempo (figura 4.8) de las 6 probetas consideradas como aprobadas mediante el análisis de variación, si bien para este grupo no se observa una homogeneidad en las curvas como en el grupo anterior su comportamiento sigue teniendo la misma tendencia con mayor variación entre los resultados como se observa por la densidad línea generada por la curvas.

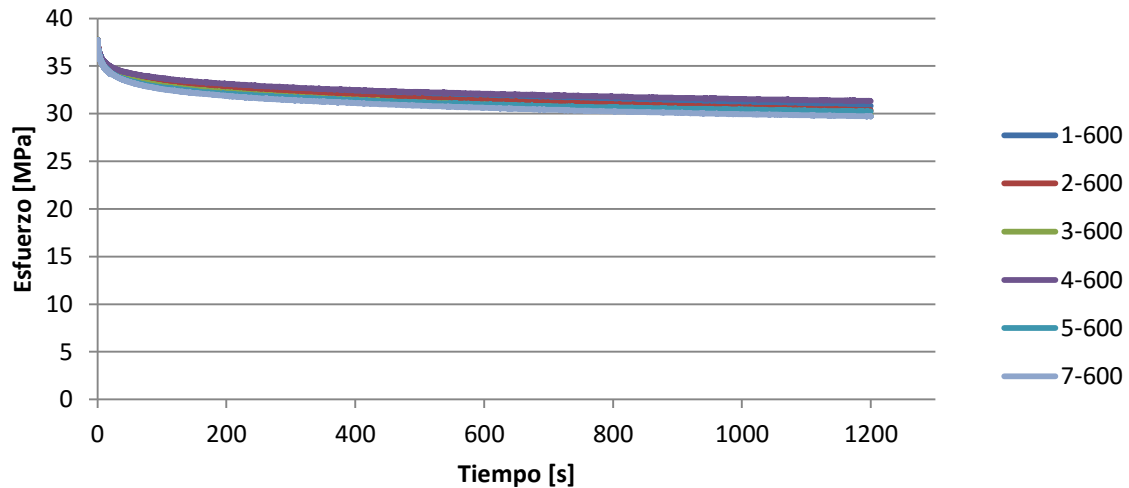


Figura 4.8 Curvas esfuerzo-tiempo de las 6 probetas aprobadas de las pruebas realizadas con una precarga de 600 N.

De igual manera se realizó el ajuste matemático para la que se consideró la mejor curva (4-600) de acuerdo con su variación porcentual, los valores de las constantes se muestran a continuación en la tabla 4.7.

Tabla 4.7 Valores de las constantes obtenidos para el ajuste matemático de la ecuación 4.1.

Precarga	A_1	τ_1 [s]	$\tau_2 \times 10^6$ [s]	β	γ
600	0.088	48.694	8.37	0.392	0.228

La figura 4.9 muestra el comportamiento de la curva normalizada así como de la curva generada por el ajuste matemático del modelo KWW se observa que al igual que en el ajuste anterior ambas curvas tiene el mismo comportamiento. En esta grafica se observa que el esfuerzo de relajación es aproximadamente un 80% del esfuerzo inicial inducido un valor muy cercano al encontrado en el grupo anterior.

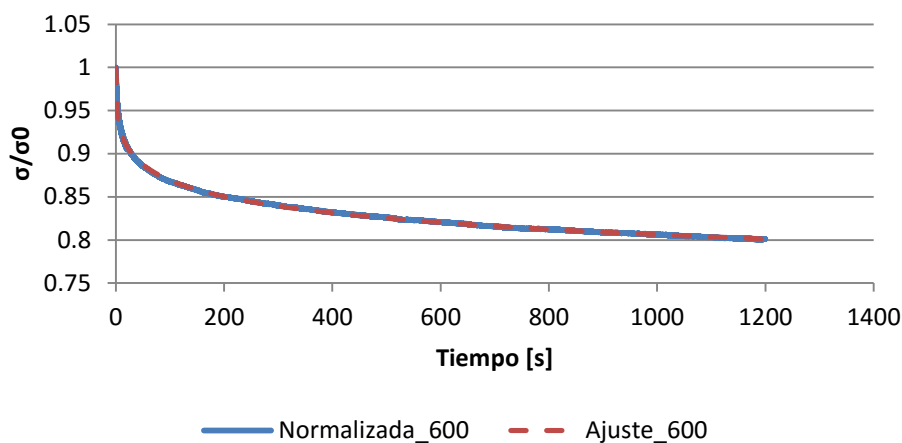


Figura 4.9 Curva normalizada de la prueba de relajación de esfuerzo con una precarga de 600 N, en línea punteada roja se observa el ajuste de la curva realizado para el modelo KWW.

Para la precarga de 900 N de las siete probetas a las que se les realizó el ensayo de relajación únicamente se aprobaron 4, que se encontraron dentro del rango de variación establecido. Las probetas que se rechazaron no mostraron ninguna falla, se observa en la tabla 4.8 que en este caso dos de las probetas rechazadas tuvieron una variación muy significativa con respecto a la mediana calculada de 47.94 MPa.

Tabla 4.8 Esfuerzo de relajación para el tercer grupo de prueba con una precarga de 900 N.

Probeta	Precarga [N]	Respuesta a la precarga [MPa]	σ relax [Mpa]	Variación porcentual [%]	Estado
1	900	56.59	44.50	7.17	Rechazada
2	900	56.59	42.50	11.35	Rechazada
3	900	56.59	48.04	0.21	Aprobada
4	900	56.59	47.94	0.00	Aprobada
5	900	56.59	48.78	1.76	Aprobada
6	900	56.59	48.23	0.60	Aprobada
7	900	56.59	45.23	5.65	Rechazada

En la figura 4.10 se muestran las curvas esfuerzo-tiempo de las 4 probetas aprobadas, como se observa este grupo mostró un comportamiento más homogéneo que el anterior donde las curvas guardan gran similitud en su comportamiento, a pesar de que la carga inicial aumento.

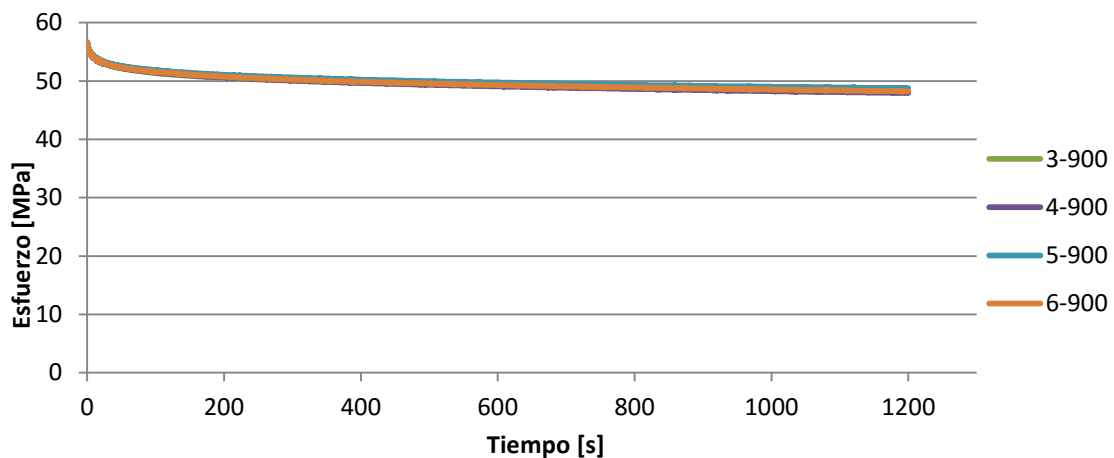


Figura 4.10 Curvas esfuerzo-tiempo de las 4 probetas aprobadas de las pruebas realizadas con una precarga de 900 N.

El ajuste matemático se realizó para la curva 4-900 la cual se considera como la mejor curva de acuerdo con los datos proporcionados por la variación porcentual, en la tabla 4.9 se muestran los valores de las constantes que satisfacen el comportamiento de la curva.

Tabla 4.9 Valores de las constantes obtenidos para el ajuste matemático de la ecuación 4.1.

Precarga	A_1	τ_1 [s]	$\tau_2 \times 10^6$ [s]	β	γ
900	0.083	73.500	9.30	0.392	0.280

Así mismo a continuación se muestra en la figura 4.11 la curva normalizada a la cual se le realizó el ajuste así como la curva generada por el modelo es apreciable que ambas curvas tienen el mismo comportamiento satisfaciendo el ajuste matemático. Para esta curva se observa que el esfuerzo de relajación es aproximadamente un 85% del esfuerzo inicial inducido.

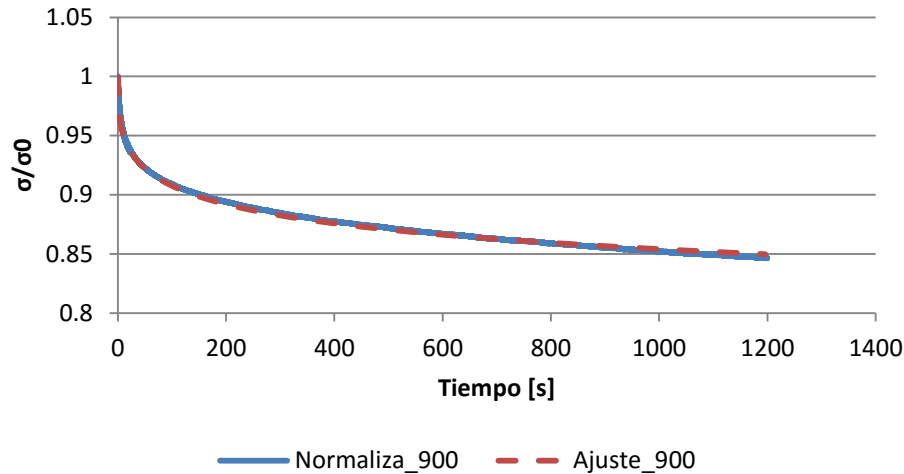


Figura 4.11 Curva normalizada de la prueba de relajación de esfuerzo con una precarga de 900 N, en línea punteada roja se observa el ajuste de la curva realizado para el modelo KWW.

Para el grupo 4 de prueba se definió una precarga de 1200 N. 7 probetas ensayadas se rechazaron 2 por no encontrarse dentro del rango de variación establecido, las dos probetas rechazadas tuvieron una variación grande con respecto a las demás del grupo y con la mediana calculada de 63.93 MPa como se observa en la tabla 4.10, ninguna de las probetas rechazadas presentó alguna falla.

Tabla 4.10 Esfuerzo de relajación para el cuarto grupo de prueba con una precarga de 1200 N.

Probeta	Precarga [N]	Respuesta a la precarga [MPa]	σ relax [MPa]	Variación porcentual [%]	Estado
1	1200	75.451	55.695	12.88	Rechazada
2	1200	75.451	57.186	10.55	Rechazada
3	1200	75.451	61.768	3.38	Aprobada
4	1200	75.451	63.932	0.00	Aprobada
5	1200	75.451	65.324	2.18	Aprobada
6	1200	75.451	65.647	2.68	Aprobada
7	1200	75.451	66.269	3.66	Aprobada

En la figura 4.9 se muestra las curvas esfuerzo-tiempo de las 5 probetas aprobadas, si bien las curvas tienen el mismo comportamiento estas no presentan una homogeneidad como en el grupo anterior, sin embargo por el protocolo de selección de datos se considera que los resultados obtenidos son consistentes y se tomarán para el análisis posterior.

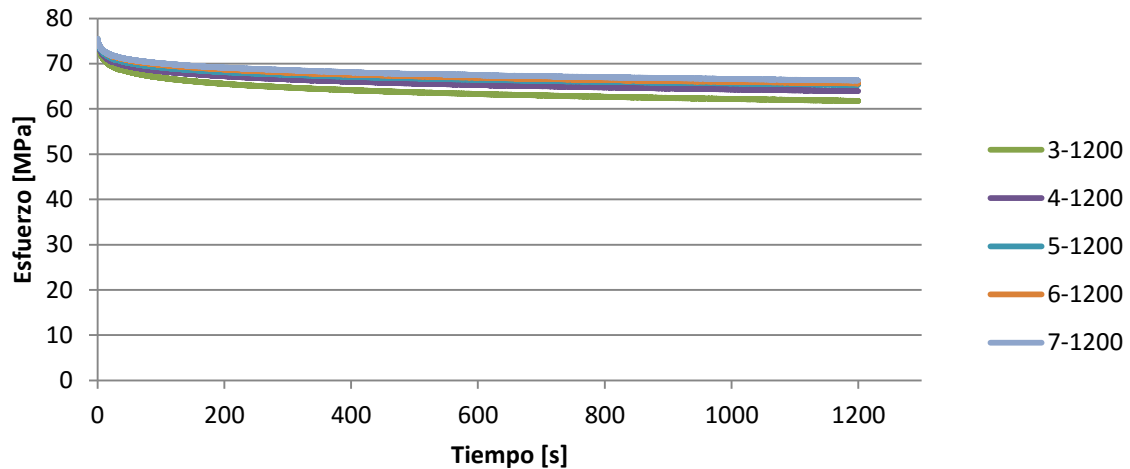


Figura 4.12 Curvas esfuerzo-tiempo de las 5 probetas aprobadas de las pruebas realizadas con una precarga de 1200 N.

En este grupo se consideró como mejor curva según la variación porcentual a la curva 4-1200, a la que se le realizó el ajuste matemático. Los valores de las constantes se muestran a continuación en la tabla 4.10.

Tabla 4.11 Valores de las constantes obtenidos para el ajuste matemático de la ecuación 4.1.

Ajuste	A_1	τ_1 [s]	$\tau_2 \times 10^6$ [s]	β	γ
1200	0.074	62.333	6.95	0.393	0.275

En la figura se muestra la curva generada por el modelo matemático así como la curva de la cual se generó el mismo, se observa que ambas muestran el mismo comportamiento. De la curva se observa que para este caso el esfuerzo de relajación es aproximadamente un 85% del esfuerzo máximo, como se observó anteriormente este es un valor que no se aleja demasiado de los valores previos.

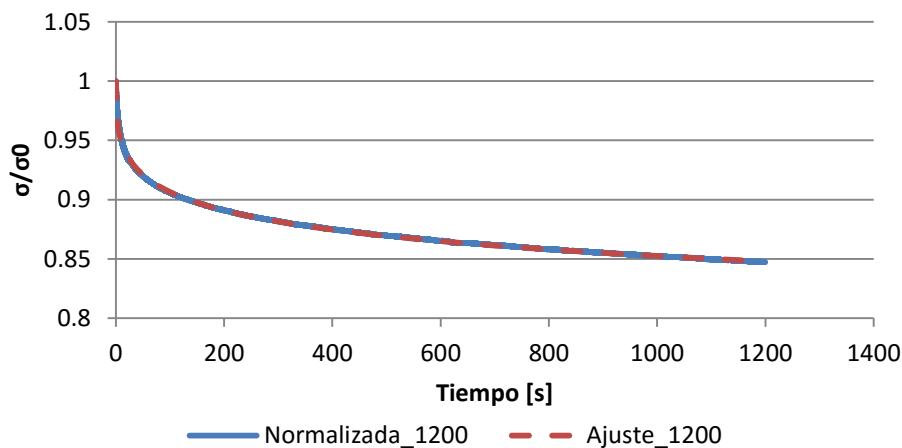


Figura 4.13 Curva normalizada de la prueba de relajación de esfuerzo con una precarga de 1200 N, en línea punteada roja se observa el ajuste de la curva realizado para el modelo KWW.

Continuando con el análisis individual de la curvas para cada grupo, en este último se definió una precarga de 1500 N donde de las 7 probetas ensayadas 2 de ellas fueron rechazadas, como se observa en la tabla 4.12. Al igual que en todas las pruebas ninguna de las probetas rechazadas presento alguna falla, sin embargo para esta carga en especial se realizaron más de siete pruebas con un total de diez, dos de las tres probetas que no se mencionan dentro del grupo sufrieron una falla durante la etapa de carga y la última de ellas mostró un colapso durante el proceso de relajación que se reflejó como un cambio en el desplazamiento registrado por la máquina.

Tabla 4.12 Esfuerzo de relajación para el quinto grupo de prueba con una precarga de 1500 N.

Probeta	Precarga [N]	Respuesta a la precarga [MPa]	σ relax [MPa]	Variación porcentual [%]	Estado
1	1500	94.314	79.134	2.58	Aprobada
2	1500	94.314	78.725	2.05	Aprobada
3	1500	94.314	72.608	5.88	Rechazada
4	1500	94.314	72.761	5.68	Rechazada
5	1500	94.314	77.144	0.00	Aprobada
6	1500	94.314	79.626	3.22	Aprobada
7	1500	94.314	76.731	0.53	Aprobada

En la figura 4.14 se muestran las curvas esfuerzo-tiempo de las 5 probetas consideradas como aprobadas, se aprecia que todas tiene el mismo comportamiento y que son relativamente homogéneas de acuerdo con lo que se ha observado anteriormente, sin embargo posteriormente se realizará un análisis estadístico para determinar más detalladamente su comportamiento.

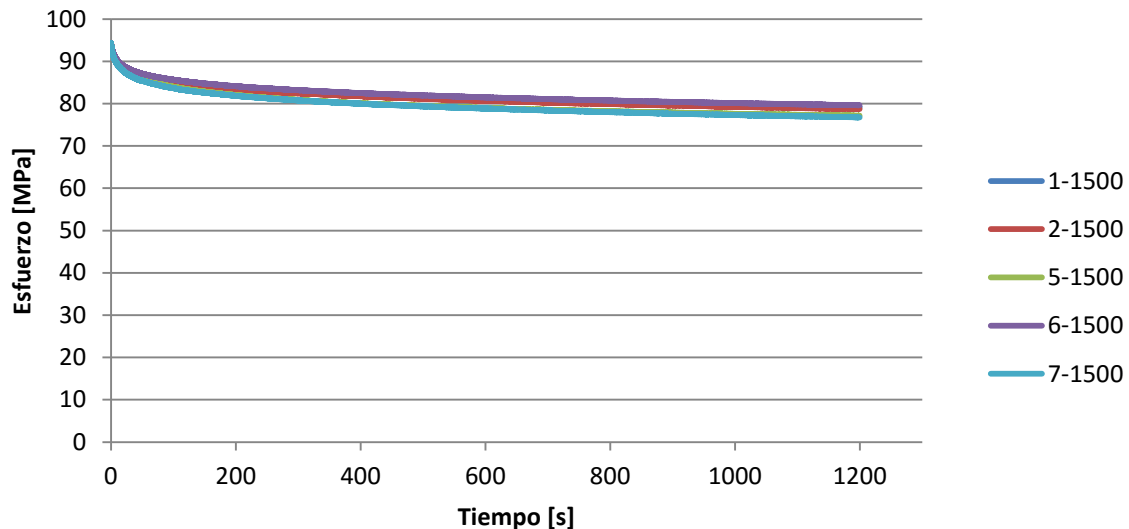


Figura 4.14 Curvas esfuerzo-tiempo de las 5 probetas aprobadas de las pruebas realizadas con una precarga de 1500 N.

Del ajuste matemático se obtuvieron las constantes mostradas en la tabla 4.13, donde sí se comparan las constantes que se han generado en cada ajuste para cada precarga se observa que estas no tienen ningún patrón que indique que alguna constante aumenta o disminuye cuando la precarga aumenta, sin embargo todos los valores se encuentran dentro de un rango aceptable lo cual se analizará más adelante.

Tabla 4.13 Valores de las constantes obtenidos para el ajuste matemático de la ecuación 4.1.

Ajuste	A_1	τ_1 [s]	$\tau_2 \times 10^6$ [s]	β	γ
1500	0.088	78.400	6.51	0.476	0.255

En la figura 4.15 se muestra la curva normalizada de la prueba considerada como la mejor (5-1500) según su variación porcentual, así como la curva generada por el modelo matemático, se observa que en todos los casos el ajuste cumple satisfactoriamente. De esta curva se observa que el esfuerzo de relajación para esta última prueba es aproximadamente 82% del esfuerzo máximo inducido un valor semejante a los encontrados en los grupos anteriores mediante las gráficas.

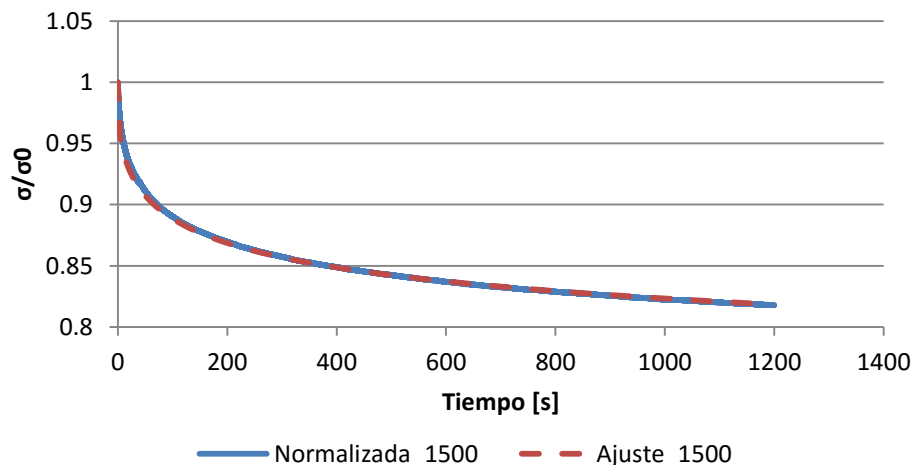


Figura 4.15 Curva normalizada de la prueba de relajación de esfuerzo con una precarga de 1500 N, en línea punteada roja se observa el ajuste de la curva realizado para el modelo KWW.

A continuación se muestra de manera general el comportamiento de las curvas para cada nivel de precarga en una sola gráfica mostrada en la figura 4.16. Mediante esta se aprecia el cambio en el comportamiento de las curvas cuando la carga aumenta, los cinco grupos se encuentran bien definidos y es apreciable que no todos los grupos mostraron resultados homogéneos entre sí, como en el caso del grupo cuatro (precarga de 1200 N). Aunque es apreciable que esta variación comienza a aparecer cuando la carga comienza a aumentar así como un cambio en el proceso de relajación rápida el cual al incrementar la carga se observa es más pronunciado.

De igual manera se presenta en la figura 4.17 el comportamiento general de las curvas a las que se les realizó el ajuste matemático junto con la curva correspondiente del mismo, se observa que si bien la precarga no define ningún patrón que se observe en las curvas estas tienden a converger en un mismo porcentaje del esfuerzo de relajación de entre 80 a 85%, es decir que la precarga no define el nivel de relajación en ninguna prueba, más adelante se corrobora esta afirmación mediante un análisis numérico de los resultados obtenidos.

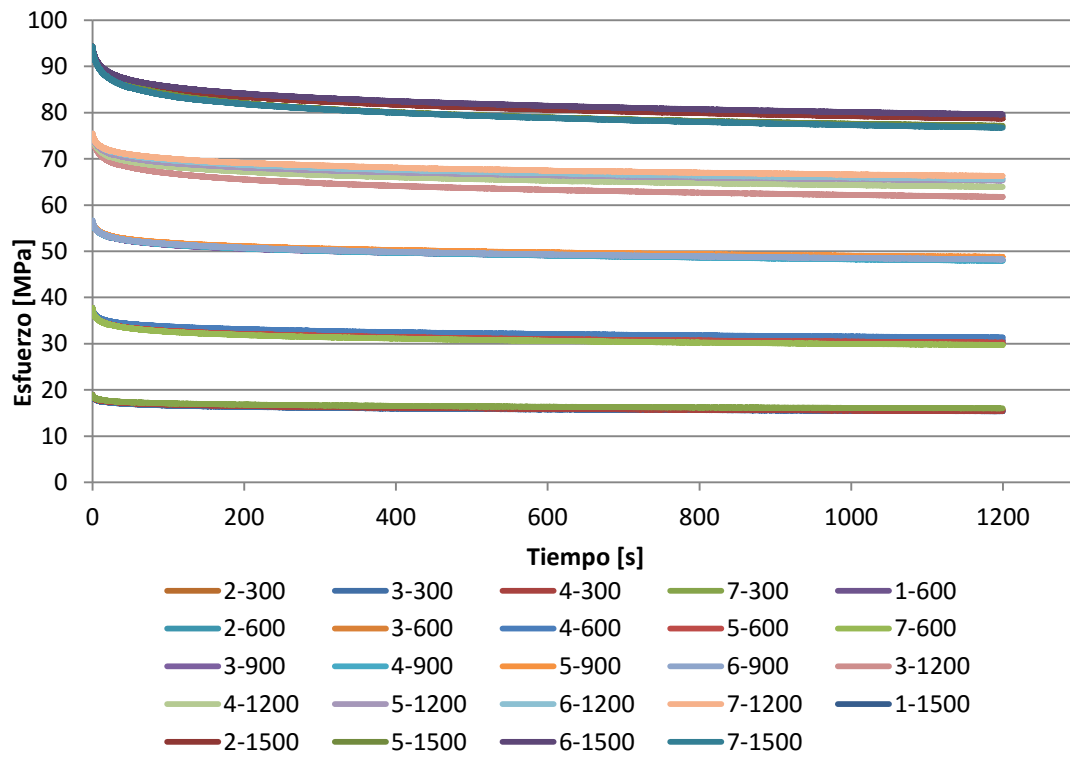


Figura 4.16 Curvas esfuerzo-tiempo de todas las probetas aprobadas a las que se les realizó la prueba de relajación de esfuerzos para diferentes niveles de precarga (300, 600, 900, 1200 y 1500 N).

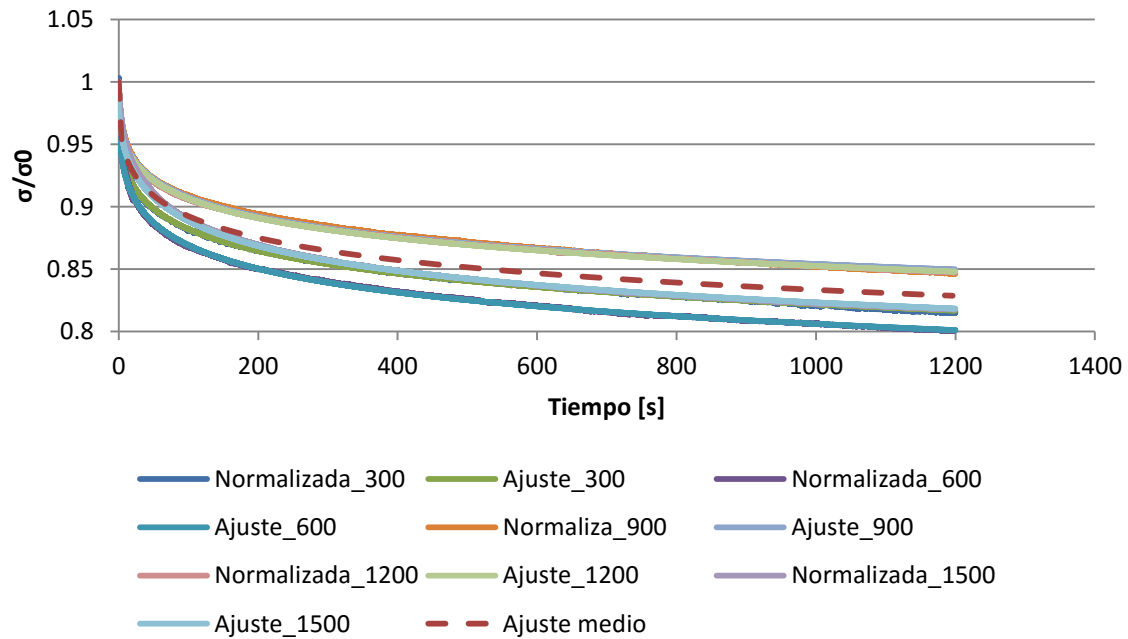


Figura 4.17 Curvas normalizadas de las probetas consideradas como las mejores según la variación porcentual respecto a la mediana calculada así como sus ajustes correspondientes a la modelo KWW propuesto. En línea punteada se observa el ajuste general de todas las curvas normalizadas denominado ajuste medio.

A continuación se muestran los valores promedio calculados del esfuerzo de relajación en los diferentes grupos de acuerdo con su respectivo nivel de precarga, así como un análisis de la desviación estándar entre los resultados de cada grupo.

Ángeles en 2014 realizó pruebas de relajación de esfuerzos con 5 diferentes niveles de precarga de sus resultados se observa que mientras la carga se incrementó la dispersión entre los resultados obtenidos para cada grupo aumento de manera progresiva, sin embargo para este estudio la desviación estándar no tuvo este comportamiento en todos los grupos, si bien se observa un incremento conforme la carga aumento este no fue progresivo como se muestra en la tabla 4.14.

Tabla 4.14 Valores de relajación promedio y desviación estándar para los diferentes niveles de precarga.

Grupo	Numero de muestras	Precarga [N]	σ_{relax} medio [MPa]	Desviación estándar
1	4	300	15.62	0.030
2	6	600	30.394	0.592
3	4	900	48.248	0.375
4	5	1200	64.588	1.794
5	5	1500	78.272	1.268

Diversos factores como la sensibilidad de la máquina para la medición de la carga, así como la calidad del hueso y la respuesta viscoelástica del mismo, tienen gran influencia en los resultados obtenidos. Para la precarga más baja se observó la menor dispersión entre los resultados debido a que la celda de carga que se utilizó (100 KN) no tiene la sensibilidad necesaria a 300 N para medir con exactitud los resultados entre una prueba y otra, es por esto que mientras se tuvo un aumento progresivo de la precarga la máquina comenzó a tener la sensibilidad necesaria para medir con mayor exactitud los cambios entre una prueba y otra.

Sin embargo mientras la carga se incrementó, para los grupos 3 y 5 no se observó un aumento en la dispersión de sus resultados respecto al grupo anterior, por lo que se concluye que este efecto no solo depende de la sensibilidad de la máquina ya que la calidad del tejido juega un rol muy importante en las propiedades mecánicas del mismo.

La variación observada entre una prueba y otra depende de la calidad de los huesos ensayados y es que a cargas bajas la capacidad del hueso para liberar las mismas resulta ser relativamente fácil, sin embargo conforme la carga aumenta factores como la humedad del hueso y principalmente variaciones estructurales entre especímenes e incluso de un mismo espécimen debido a su heterogeneidad, comienzan a ser más destacables con el aumento de la carga.

A continuación en la tabla 4.15 se muestran los porcentajes de reducción comparados con el promedio calculado para el esfuerzo máximo real alcanzado y el esfuerzo promedio de relajación para cada grupo. Se observa que el porcentaje de reducción se encuentra entre 14 y 20%, realmente no se observa un patrón donde mientras la precarga aumenta el porcentaje de reducción aumentara o disminuyera.

Tabla 4.15 Porcentajes de reducción del esfuerzo máximo promedio con respecto al esfuerzo de relajación promedio para los 5 valores de precarga.

Grupo	Numero de muestras	Precarga [N]	σ_o experimental [MPa]	σ_{relax} [MPa]	Porcentaje de reducción [%]
1	4	300	18.89	15.62	17.29
2	6	600	37.76	30.39	19.50
3	4	900	56.62	48.25	14.78
4	5	1200	75.46	64.59	14.41
5	5	1500	94.33	78.27	17.02

En la tabla 4.15 se observa que el porcentaje de reducción en todos los casos fue muy similar, es decir se concluye que el porcentaje de reducción no depende de la precarga aplicada y que para todos los casos sin importar el valor de la misma el porcentaje de reducción se encontrara en el rango antes mencionado, lo cual se puede corroborar en la figura 4.17 donde se observa el porcentaje del nivel de reducción respecto al porcentaje inicial de esfuerzo. De igual manera de acuerdo con los experimentos realizados por Deligianni et al., 1994, Schoenfeld et al., 1974, Ángeles, 2014 quienes afirman que el porcentaje de reducción del esfuerzo de relajación es independiente del esfuerzo máximo inicial inducido.

Con la finalidad de afirmar con mayor claridad lo anteriormente dicho se realizó una normalización de las 5 mejores curvas respecto al promedio del valor del esfuerzo de relajación calculado. Estas curvas se observan en la figura 4.18. En todos los casos se observa que al inicio del proceso de relajación rápido, las curvas muestran el mismo comportamiento pero divergen una de otra, sin embargo para periodos largos de tiempo, aproximadamente a los 400 s (33% del tiempo total de evaluación) se observa que las curvas convergen dejando en claro que el porcentaje de relajación es independiente del nivel de precarga inducido.

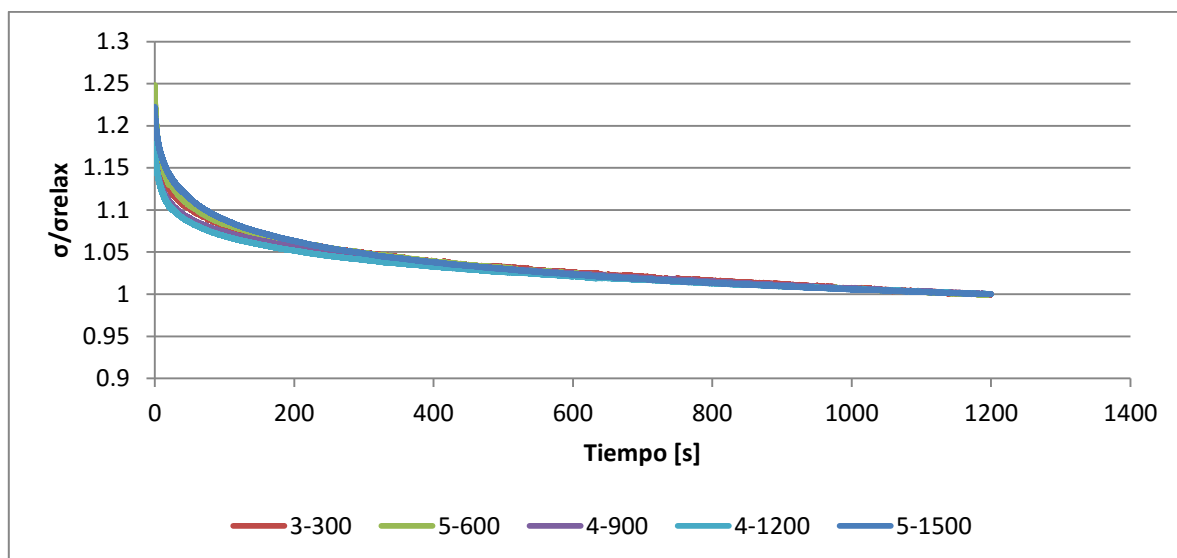


Figura 4.18 Curvas normalizadas de las 5 pruebas consideradas como promedio para cada nivel de precarga respecto al esfuerzo de relajación promedio.

De los ajustes matemáticos realizados se obtuvo el valor promedio de cada una de las constantes las cuales se muestran en la tabla 4.16. Mediante estas nuevas constantes se generó una nueva curva la cual representa el comportamiento general y se nombró ajuste medio el cual se puede observar en la curva 4.17 y representa los valores medios de todas las curvas, con el cual se caracteriza el comportamiento viscoelástico del hueso cortical proveniente de la zona media de fémur bovino.

Tabla 4.16 Constantes generales para el modelo KWW para relajación de esfuerzo en hueso cortical de fémur bovino.

Ajuste	A_1	τ_1 [s]	$\tau_2 \times 10^6$ [s]	β	γ
Medio	0.081	63.886	8.09	0.407	0.253

Finalmente como último análisis se buscó determinar si el comportamiento viscolástico del hueso cortical es lineal o no, en dado caso se asume que para cualquier esfuerzo inicial inducido existe un esfuerzo de relajación directamente proporcional a la magnitud del esfuerzo aplicado. Tomando esta consideración, se calculó un coeficiente de proporcionalidad para los valores medios de esfuerzo máximo aplicado respecto a su esfuerzo de relajación.

Mediante este coeficiente de proporcionalidad se realizó una estimación del esfuerzo de relajación para cada precarga, es decir se calculó un coeficiente de proporcionalidad para los resultados de la precarga de 300 N y con este coeficiente se realizó una estimación del valor de relajación del esfuerzo esperado para las precargas de 600, 900, 1200 y 1500, de manera análoga el proceso se repitió para cada precarga estimando el valor esperado del esfuerzo de relajación. Este análisis para determinar linealidad de la prueba de relajación es propuesto por Ángeles en 2014. De los valores estimados se calculó el error relativo entre el valor esperado y el valor real de relajación, como se observa en las siguientes tablas el error no supero 10% en ningún caso.

Tabla 4.17 Calculo del valor del esfuerzo de relajación para diferentes precargas a partir del coeficiente de proporcionalidad B_0 calculado para la precarga de 300 N

Precarga de 300 [N]	Estimación para:	σ relax calculado [MPa]	σ relax experimental [MPa]	Porcentaje de error [%]
Para $\sigma_0 = 18.89$ [MPa] $\sigma_{relax} = 15.62$ [MPa] $B_0 = 0.83$	37.76	31.23	30.39	2.68
	56.62	46.83	48.25	3.03
	75.46	62.41	64.59	3.49
	94.33	78.02	78.27	0.33

Tabla 4.18 Calculo del valor del esfuerzo de relajación para diferentes precargas a partir del coeficiente de proporcionalidad B_0 calculado para la precarga de 600 N

Precarga de 600 [N]	Estimación para:	σ relax calculado [MPa]	σ relax experimental [MPa]	Porcentaje de error [%]
Para $\sigma_0 = 37.76$ [MPa] $\sigma_{relax} = 30.39$ [MPa] $B_0 = 0.81$	18.89	15.21	15.62	2.74
	56.62	45.58	48.25	5.86
	75.46	60.75	64.59	6.32
	94.33	75.94	78.27	3.08

Tabla 4.19 Calculo del valor del esfuerzo de relajación para diferentes precargas a partir del coeficiente de proporcionalidad B_0 calculado para la precarga de 900 N

Precarga de 900 [N]	Estimación para:	σ relax calculado [MPa]	σ relax experimental [MPa]	Porcentaje de error [%]
Para $\sigma_0 = 56.62$ [MPa] $\sigma_{relax} = 48.25$ [MPa] $B_0 = 0.85$	18.89	16.10	15.62	2.95
	37.76	32.18	30.39	5.54
	75.46	64.31	64.59	0.43
	94.33	80.39	78.27	2.63

Tabla 4.20 Calculo del valor del esfuerzo de relajación para diferentes precargas a partir del coeficiente de proporcionalidad B_0 calculado para la precarga de 1200 N

Precarga de 1200 [N]	Estimación para:	σ relax calculado [MPa]	σ relax experimental [MPa]	Porcentaje de error [%]
Para $\sigma_0 = 75.46$ [MPa] $\sigma_{relax} = 64.59$ [MPa] $B_0 = 0.86$	18.89	16.17	15.62	3.37
	37.76	32.31	30.39	5.94
	56.62	48.46	48.25	0.43
	94.33	80.73	78.27	3.05

Tabla 4.21 Calculo del valor del esfuerzo de relajación para diferentes precargas a partir del coeficiente de proporcionalidad B_0 calculado para la precarga de 1500 N

Precarga de 1500 [N]	Estimación para:	σ relax calculado [MPa]	σ relax experimental [MPa]	Porcentaje de error [%]
Para $\sigma_0 = 94.33$ [MPa] $\sigma_{relax} = 78.27$ [MPa] $B_0 = 0.83$	18.89	15.68	15.62	0.33
	37.76	31.33	30.39	2.98
	56.62	46.98	48.25	2.70
	75.46	62.62	64.59	3.15

De los resultados obtenidos como esfuerzo de relajación estimado se calculó el valor promedio para cada precarga (tabla 4.22) y se graficaron respecto a la magnitud en esfuerzo de la precarga aplicada, esto es que en el caso de que el hueso exhiba un comportamiento viscoléastico lineal las estimaciones realizadas deben de exhibir este comportamiento como reflejo del esfuerzo de relajación directamente proporcional al esfuerzo inicial aplicado, lo cual se observa en la figura 4.19 donde mediante un ajuste matemático se tiene un coeficiente de correlación r^2 de 0.9999 es decir un comportamiento completamente lineal de los valores estimados de relajación.

Tabla 4.22 Valores medio de las estimaciones del esfuerzo de relajación para cada precarga aplicada.

σ promedio (respuesta a la precarga) [MPa]	σ relax promedio calculado [MPa]
18.89	15.79
37.76	31.76
56.62	46.96
75.46	62.52
94.33	78.77

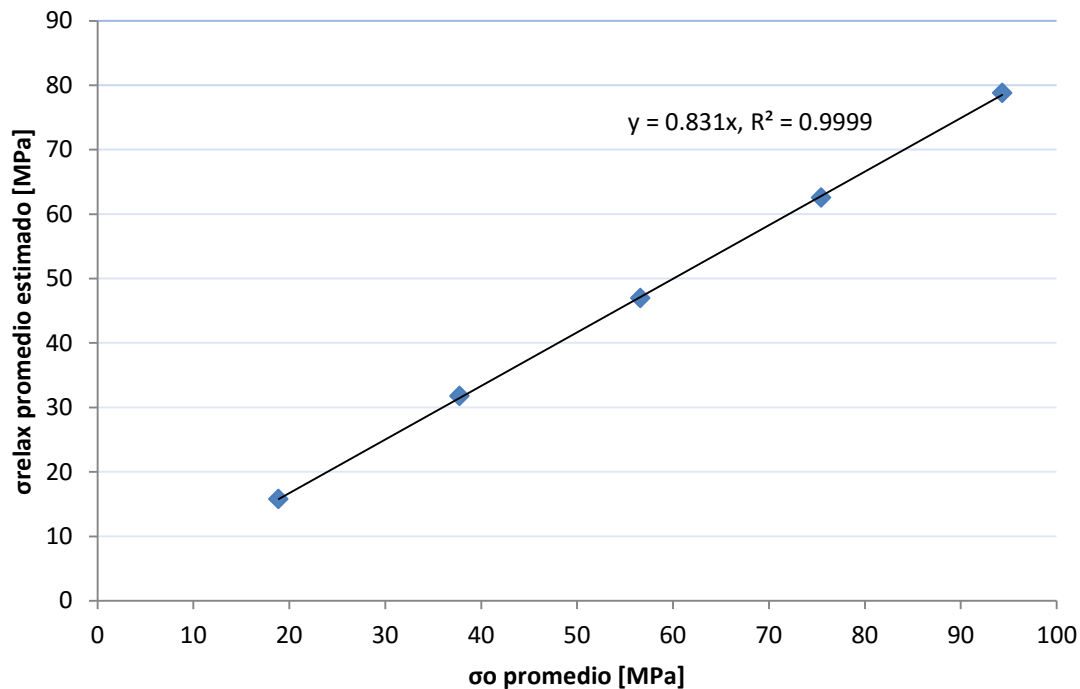


Figura 4.19 Grafica de los valores promedio del esfuerzo de relajación estimado respecto a la respuesta a la precarga, se observa un comportamiento lineal con una $r^2 = 0.9999$ y un coeficiente de proporcionalidad de 0.831.

Conclusiones.

Las propiedades biomecánicas del hueso cortical reportadas en este trabajo ($E = 7.17 \pm 0.38$ GPa, $\sigma_{\max} = 121 \pm 16$ MPa) mostraron una consistencia respecto a los valores reportados en la literatura, por lo que se concluye que los resultados obtenidos para la caracterización mecánica del hueso cortical como un material homogéneo lineal e isotrópico son convergentes con los encontrados en la literatura a pesar de las limitaciones para la medición de la deformación en el material.

El uso de una celda de carga tan grande respecto a las cargas utilizadas es quizá el factor que determinó la variabilidad entre resultados y es que a cargas bajas la celda de 100 KN pareciera no contar con la sensibilidad necesaria, como se observó para el caso de la precarga de 300 N con la variación estándar más baja. Sin embargo cabe mencionar que el hueso es un biomaterial y que sus propiedades varían entre especies y especímenes, lo cual es un factor que afecta su comportamiento, dada su capacidad de recuperación ante sollicitaciones bajas. De acuerdo con lo anterior se recomienda la utilización de una celda de carga más baja para reducir los efectos de la baja sensibilidad de la celda para sollicitaciones bajas.

Del análisis de resultados se concluye que el proceso de relajación en hueso cortical es independiente de la precarga aplicada, esto es que no importando la carga inicial inducida el porcentaje de reducción del esfuerzo siempre será el mismo ya que de los 5 grupos de prueba a diferentes niveles de precarga el porcentaje de reducción se encontró en rangos de entre 14 y 20% del esfuerzo inicial, sin ningún patrón que indicara que el porcentaje de reducción aumentara o disminuyera con el aumento de la carga esto es que el porcentaje de reducción promedio es de 16.60 ± 2.07 % para cualquier precarga aplicada.

Para consolidar que el proceso de relajación es independiente de la carga aplicada se realizó una nueva normalización a las curvas con respecto a la esfuerzo de relajación promedio reportado, donde todas las curvas convergen sin importar la magnitud de la precarga aplicada dejando en claro y concluyendo que el proceso de relajación en hueso cortical es independiente de la carga aplicada.

Mediante el análisis para determinar la linealidad de la relajación de esfuerzo en hueso cortical, se obtuvieron coeficientes de proporcionalidad del esfuerzo de relajación promedio y el esfuerzo inicial inducido para cada precarga, con los cuales se realizaron estimaciones del esfuerzo de relajación para cada caso y se obtuvo el error relativo respecto al esfuerzo de relajación real que en ningún caso fue mayor al 10%, no obstante con esto se obtuvo el valor promedio del esfuerzo de relajación estimado y se construyó un gráfico esfuerzo estimado-respuesta a la precarga, con el cual se concluye que el proceso de relajación en hueso cortical para diferentes niveles de precarga es lineal.

Con el objetivo de caracterizar el comportamiento de la relajación en hueso cortical se recurrió al uso de un modelo matemático (KWW modificado). Se realizó el ajuste matemático a las curvas promedio de cada nivel de precarga, con lo que se obtuvieron 5 ajustes matemáticos los cuales al igual que el esfuerzo de relajación no mostraron ningún comportamiento destacable con el aumento de la carga. Con la finalidad de obtener un modelo que describiera el comportamiento general de la relajación de esfuerzo se obtuvo el promedio de cada constante, con lo que se generó una ecuación capaz de describir el comportamiento promedio de la relajación de esfuerzos en hueso cortical del fémur bovino.

Bibliografía.

1. An Y. y Draughn R., **MECHANICAL TESTING OF BONE AND THE BONE-IMPLANT INTERFACE**, CRC, U.S.A., 2000.
2. Ángeles J., **CARACTERIZACION MECANICA DEL COMPORTAMIENTO VISCOELASTICO DE MUESTRAS DE HUESO TRABECULAR BOVINO**, Tesis de licenciatura, UNAM 2011.
3. Ashman R.B., **EXPERIMENTAL TECHNIQUES**, Bone Mechanics, Cowin, S.C., CRC Press, Boca Raton, FL, 1989.
4. ASTM, Vol. 03.01., **MECHANICAL TESTING; STANDARD TEST METHODS OF COMPRESSION TESTING OF METALLIC MATERIALS AT ROOM TEMPERATURE**, Metallography, E9-89a.
5. ASTM, Vol. 03.01., **MECHANICAL TESTING; STANDARD TEST METHODS FOR YOUNG'S MODULUS, TANGENT MODULUS, AND CHORD MODULUS**, Metallography, E111-97.
6. ASTM, Vol. 03.01., **MECHANICAL TESTING; STANDARD TEST METHODS FOR STRESS RELAXATION FOR MATERIALS AND STRUCTURES**, Metallography, E328-86.
7. Bargren J., Andrew C., Basset L. y Gjelsvik A., **MECHANICAL PROPERTIES OF HYDRATED CORTICAL BONE**, J. Biomech., U.S.A., 1974.
8. Budyn E., **MULTIPLE SCALE MODELING FOR CORTICAL BONE FRACTURE IN TENSION USING X-FEM**, X-FEM., U.S.A., 2007.
9. Bonfield W. y Grynblas M., **ANISOTROPY OF THE YOUNG'S MODULUS OF BONE NATURE**, Nature., Inglaterra., 1977.
10. Burstein A., Reilly D. y Martens M., **AGING OF BONE TISSUE: MECHANICAL PROPERTIES**, Journal of Bone & Joint Surgery., U.S.A., 1976.
11. Burstein A., Zika J., Heiple K. y Klein, L., **CONTRIBUTION OF COLLAGEN AND MINERAL TO THE ELASTIC-PLASTIC PROPERTIES OF BONE**, Journal of Bone & Joint Surgery., U.S.A., 1975.
12. Caerio JR., **BIOMECANICA Y HUESO I Y II: ENSAYOS EN LOS DISTINTOS NIVELES JERARQUICOS DEL HUESO Y TECNICAS ALTERNATIVAS PARA LA DETERMINACION DE LA RESISTENCIA OSEA**, Rev. osteoporosis Metab Miner, España 2013.
13. Carter D.R., Hayes W.C., **BONE COMPRESSIVE STRENGTH- INFLUENCE OF DENSITY AND STRAIN RATE**, Science., 1976.
14. Ciaccia Marco., **INFLUENCIA DEL MODELADO DE LAS CONDICIONES DE BORDE EN LA SIMULACION DE ENSAYOS MECANICOS DE HUESOS BOVINOS**, Revista de la facultad de ingeniería de la UCV, México 2008.

BIBLIOGRAFÍA

15. Cotton J., Zioupos P., Winwood K y Taylor M., **ANALYSIS OF CREEP STRAIN DURING TENSILE FATIGUE OF CORTICAL BONE**, Journal of Biomechanics., Inglaterra., 2003
16. Cowin S., **BONE MECHANICS HANDBOOK**, 2a edición, CRC, U.S.A., 2001.
17. Currey J.D., **ANELASTICITY IN BONE AND ECHINODERM SKELETONS** J. Exp., Biol., U.S.A., 1965.
18. Currey J.D., **THE MECHANICAL ADAPTATIONS OF BONES**, Princeton University Press, Princeton, U.S.A., 1984.
19. Currey, J.D., **BONES: STRUCTURE AND MECHANISM**, Princeton University Press, U.S.A., 2002.
20. Fazzalari N., Forwood M., Manthey B. y Smith K., **THREE DIMENSIONAL CONFOCAL IMAGES OF MICRODAMAGE IN CANCELLOUS BONE BENDING FATIGUE**, J. Orthop Res., Australia., 1998.
21. Fratzl p., Groschner M., Vogel G., Plenk H., Eschelberger J., Fratzl-Zelman N., Koller K., y Klaushofer K., **MINERAL CRYSTALS IN CALCIFIED TISSUES: A COMPARATIVE STUDY BY SAXS**, Journal of Bone and Minerals Research., Austria., 1992.
22. Goto T., Sasaki N., y Hikichi K., **EARLY STAGE-STRESS RELAXATION IN COMPACT BONE**, Journal of Biomechanics., Japon., 1998.
23. Guedes R.M., **VISCOELASTIC BEHAVIOR AND FAILURE OF BOVINE CANCELLOUS BONE UNDER CONSTANT STRAIN RATE**, Journal of Biomechanics., Portugal, 2004.
24. Guerrero., **CARACTERIZACION DEL HUESO PORCINO TRABECULAR Y CORTICAL MEDIANTE CARGAS DE COMPRESION**, Tesis de maestría IPN, México, 2011.
25. Gutiérrez., **TECNICAS DE ANALISIS DE TENSIONES Y DEFORMACIONES EN EL MATERIAL OSEA. APLICABILIDAD EN LA EVALUACION DE IMPLANTES**, VIII Congreso nacional de propiedades mecánicas de sólidos., E.T.S de ingenieros industriales Universidad politécnica de Madrid., 2002.
26. Hardisty M., Ravani S., Stove S. y Fyhrie D., **STRESS-WHITENING IN DEMINERALIZED BONE MATRIX DECREASES UNDER STRESS-RELAXATION OR CREEP LOADING**, ORS Annual Meeting., U.S.A., 2014.
27. Iyo T., Maki Y., Sasaki N. y Nakata M., **ANISOTROPIC VISCOELASTIC PROPERTIES OF CORTICAL BONE**, J. Biomech., Japon., 2004.
28. Iyo T., Sasaki N., Maki Y. y Nakata M., **MATHEMATICAL DESCRIPTION OF STRESS RELAXATION OF BOVINE FEMORAL CORTICAL BONE**, Biorheology., Japon., 2006.

BIBLIOGRAFÍA

29. Johnson T.P.M., Socrate S. y Boyce M.C., **A VISCOELASTIC, VISCOPLASTIC MODEL OF CORTICAL BONE VALID AT LOW AND HIGH STRAIN RATE.**, Acta Biomaterialia., U.S.A., 2010.
30. Lakes R.S. y Katz J.L., **VISCOELASTIC PROPERTIES OF WET CORTICAL BONE. 2. RELAXATION MECHANISMS**, J. Biomechanics., U.S.A., 1979.
31. Lakes R.S. y Katz J.L., **VISCOELASTIC PROPERTIES OF WET CORTICAL BONE. 3. A NONLINEAR CONSTITUTIVE EQUATION**, J. Biomechanics., U.S.A., 1979.
32. Lalengname A., **ANÁLISIS MICROMECAÁNICO DE HUESOS**, Mecánica computacional., Argentina., 2002.
33. Lees S., **SONIC VELOCITY AND THE ULTRASTRUCTURE OF MINERALIZED TISSUES, IN CALCIFIED TISSUE**, Hukins, D.W.L., Ed., Macmillan Press, Inglaterra, 1989.
34. Lugassy A.A. y Korostoff E., **VISCOELASTIC BEHAVIOR OF BOVINE FEMORAL CORTICAL BONE AND SPERM WHALE DENTIN**, Research in Dental and Medical Materials, Korostoff, E., Ed., Plenum Press, U.S.A., 1969.
35. Linde F., **ELASTIC AND VISCOELASTIC PROPERTIES OF TRABECULAR BONE BY A COMPRESSION TESTING APPROACH**, Dan. Med. Bull., U.S.A., 1994.
36. Mendoza A., **ESTUDIO DE LAS PROPIEDADES MECANICAS DEL SISTEMA OSEO**, Ingeniería e investigación, Colombia., 2011.
37. Martínez., **COMPORTAMIENTO MECANICA DE HUESO FEMORAL PORCINO BAJO CARGAS A FLEXION**. Memorias del 14 congreso internacional anual de la SOMIM., México 2008.
38. Martínez, David., **MÉTODOS DE PRUEBAS MECANICAS EN TEJIDO OSEO**, Memorias del XVI congreso internacional anual de la SOMIM, México 2010.
39. Mojica J., **ENSAYO DE FLEXION EN TRES PUNTOS PARA FEMUR PORCINO**, Tesis de licenciatura, UNAM, México 2007.
40. McCalden R. y McGeough J., **AGE RELATED CHANGES IN THE TENSILE PROPERTIES OF CORTICAL BONE**, Journal of Bone & Joint Surgery., Reino Unido., 1993.
41. Novitskaya E., Chen P., Lee S., Ceseña A., Hirata G., Lubarda V. y McKittrick J., **ANISOTROPY IN THE COMPRESSIVE MECHANICAL PROPERTIES OF BOVINE CORTICAL BONE AND THE MINERAL AND PROTEIN CONSTITUENTS.**, Acta Biomaterialia., U.S.A., 2011.
42. Oliva J., **MODELOS DE CALCULO PARA SOLICITACIONES ESTATICAS Y DINAMICAS EN HUESOS. APLICACIONES A LA SIMULACION MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS DE IMPACTOS EN EL FEMUR HUMANO**, Trabajo de investigación. Escuela técnica superior de ingenieros de caminos, canales y puertos. España, 2007.

BIBLIOGRAFÍA

43. Pinzón A., **MODELADO DEL HUESO COMPACTO COMO SOLIDO TRANSVERSALMENTE ISOTROPICO**, Tesis de licenciatura, UNAM, 2011.
44. Pérez L., **CARACTERIZACION SUJETO-ESPECIFICA DE LAS PROPIEDADES MECANICAS DEL MATERIAL OSEO EN FEMUR PORCINO**, Tesis de maestría, Pontificia Universidad de Chile. Chile, 2009.
45. Quagliani V., La Russa V. y Corneo S., **NONLINEAR STRESS RELAXATION OF TRABECULAR BONE**, Mechanics Research Communications, Italia., 2008.
46. Ramírez E., **DESARROLLO DE UN MODELO MICROMECHANICO PARA LA PREDICION DE LAS PROPIEDADES DE HUESO MEDIANTE PAQUETERIA DE ELEMENTO FINITO**, Tesis de maestría, UNAM., México., 2007.
47. Ramírez E., **METODOLOGIA PARA EL MODELADO DEL COMPORTAMIENTO MECANICO DE HUESO ESPONJOSO A PARTIR DE SUS MICROESTRUCTURAS**, Ingeniería Investigación y Tecnología FI-UNAM., México., 2010.
48. Reilly D. y Burstein A., **THE ELASTIC MODULUS FOR BONE**, J. Biomech., U.S.A., 1974.
49. Reilly G., **THE DEVELOPMENT OF MICROCRACKING AND FAILURE IN BONE DEPENDS ON THE LOADING MODE TO WHICH IT IS ADAPTED**, The Journal of Experimental Biology., U.S.A., 1999.
50. Ross P., **HISTOLOGIA TEXTO Y ATLAS COLOR CON BIOLOGIA CELULAR Y MOLECULAR**. 5 edición reimpresión, Medica Panamericana, Argentina., 2008.
51. Solano A., **LAS LEYES DE LA ORTOPEDIA**. Revista colombiana de ortopedia y traumatología., Colombia., 2006.
52. Shirakawa H., Furusawa K., Fukui A., Tadano S., y Sasaki N., **CHANGES IN THE VISCOELASTIC PROPERTIES OF CORTICAL BONE BY SELECTIVE DEGRADATION OF MATRIX PROTEIN**, J. Biomech., Japon., 2013.
53. Schaffler MB, Radin E. y Burr D.B., **MECHANICAL AND MORPHOLOGICAL EFFECTS OF STRAIN RATE ON FATIGUE OF COMPACT BONE**, Bone, U.S.A., 1989.
54. Sasaki N., Nakayama Y. y Yoshikawa M., **STRESS RELAXATION IN NATIVE AND EDTA-TREATED BONE SA A FUNCTION OF MINERAL CONTENT**, J. Biomechanics., Japon., 1993.
55. Sasaki N., Nakayama Y., Yoshikawa M., y Enyo, A., **STRESS RELAXATION FUNCTION OF BONE AND BONE COLLAGEN**, J. Biomech., Japon., 1993.
56. Sasaki N., y Enyo A., **VISCOELASTIC PROPERTIES OF BONE AS A FUNCTION OF WATER CONTENT**, J. Biomechanics., Japon., 1995.

BIBLIOGRAFÍA

57. Sasaki N., Nozoe T., Nishihara R., y Fukui A., **EFFECT OF MINERAL DISSOLUTION FROM BONE SPECIMENS ON THE VISCOELASTIC PROPERTIES OF CORTICAL BONE**, J. Biomech., Japon., 2006.
58. Sánchez S., **MODELADO DEL COMPORTAMIENTO DEL HUESO (ANÁLISIS DE LOS EFECTOS DEL GRADO DE HIDRATACION)** Ingeniería mecánica. Tecnología y desarrollo., México, 2005.
59. Villegas J., **IDENTIFICACION DEL MODULO DE ELASTICIDAD DE ALUMINIO 6061 POR MEDIO DE LA MEDICION DE DEFORMACION CON GALGAS EXTENSOMETRICAS**, Tesis de Licenciatura, Universidad tecnológica de la Mixteca., México., 2011.
60. Wahab A., Alam K. y Silberschmidt **ANALYSIS OF ANISOTROPIC VISCOELASTOPLASTIC PROPERTIES OF CORTICAL BONE TISSUES**, Journal of the mechanical behavior of biomedical materials., Pakistan., 2010.
61. Wang X., Ruud A., Tekoppele J., y Mauli A., **THE ROLE OF COLLAGEN IN DETERMINING BONE MECHANICAL PROPERTIES**, Journal of Orthopaedic Research, U.S.A., 2002.
62. Wixson R.L., Elasky N., y Lewis J., **CANCELLOUS BONE MATERIAL PROPERTIES IN OSTEOARTHRITIC AND RHEUMATOID TOTAL KNEE PATIENTS**, J. Orthop., 1989.
63. Xuanliang N., Qing L., y Wang X., **PROGRESSIVE POST-YIELD BEHAVIOR OF HUMAN CORTICAL BONE IN SHEAR**, Bone., U.S.A., 2012.
64. Zaldívar E., **DESARROLLO DE LAS PROPIEDADES DE HUESO CORTICAL PORCINO MEDIANTE ENSAYOS DE COMPRESION**, Tesis de licenciatura UNAM, México, 2010.
65. Zioupos P. y Currey J., **THE EXTENT OF MICROCRACKING AND THE MORPHOLOGY OF MICROCRACKS IN DAMAGED BONE**, J. Mater., U.S.A., 1994.