



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA
DE MÉXICO**

FACULTAD DE INGENIERÍA

**DETERMINACIÓN DE LAS PROPIEDADES
MECÁNICAS DE HUESO CORTICAL DE ORIGEN
PORCINO MEDIANTE ENSAYOS DE
COMPRESIÓN**

T E S I S

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

P R E S E N T A:

**SCHEREZADA ERÉNDIRA ZALDÍVAR
RECILLAS**

DIRECTOR DE TESIS

DR. ARMANDO ORTÍZ PRADO



CD. UNIVERSITARIA

2010



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

DEDICADO

A mi padre

Por colocar amorosamente junto conmigo cada uno de los pilares que ahora me sostienen y que gracias a ellos he llegado tan lejos.

A mi abuelita

Ma. Del Carmen porque gracias a su amor, apoyo y consejos he llegado a realizar una de las más grandes de mis metas, la cual constituye la herencia más valiosa que pudiera recibir.

A mi familia

Mi mamá, Lim, mi hermanita Semíramis, mis tíos; Minerva, René, Armando y Barbará, mis primos; Alan, Leonel, Miguel Efrén y Barbarita, a todos y cada uno con eterno agradecimiento por su apoyo y cariño sin condiciones ni medida.

A Edgar Isaac

Por creer en mí, por tu tiempo y confianza pero sobretodo por dejar que te hable de mis sueños y ser parte de ellos.

AGRADECIMIENTOS

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 IN113209 “Micromecánica del Hueso II”.

A mi director de tesis el Dr. Armando Ortiz Prado por sus comentarios y visión durante la elaboración de mi tesis, pero sobretodo por su carácter y confianza que me permitieron realizarme como una mejor persona en lo profesional.

A mis sinodales el Dr. Armando Ortiz Prado, Dr. Víctor Hugo Jacobo Armendáriz, Dr. Arturo Barba Pingarrón, M.C. Osvaldo Ruiz Cervantes y M.C. Ubaldo Márquez Amador por sus valiosas aportaciones y comentarios durante la elaboración de este trabajo.

A la Unidad de Investigación y Asistencia Técnica en Materiales (UDIATEM) y a cada uno de los que la integran y que colaboraron con sus observaciones, material y equipo necesario para el desarrollar este trabajo.

A mis mas grandes amigos del CCH; Eduardo L., Yadira B., Fabiola D., Adriana T., a mis amigos de la “jardinera”; Eduardo R., Julio T., Ángel P., Jesús O., Dafne J., Elisa G., Nandyelli B., Miguel M., a mis amigos ingenieros mecánicos; Elliot S., Pedro A., Carlos R., Efrén H., y a todos aquellos que estuvieron a mi lado durante todo este recorrido y me hicieron pasar momentos muy felices e inolvidables, gracias por su apoyo y confianza.

PRÓLOGO

Con el objetivo de mejorar el diseño de prótesis así como desarrollar implantes y sustitutos óseos más eficientes, en las últimas décadas se ha incrementado la investigación enfocada a la caracterización del comportamiento biomecánico y metabólico del hueso. En la realización de su análisis estructural, se ha requerido de la utilización de métodos y tecnología característicos de los materiales de ingeniería que han sido adecuados a las características del tejido óseo. Por lo anterior, la Unidad de Investigación y Asistencia Técnica en Materiales de la Facultad de Ingeniería se ha dado a la tarea de desarrollar mediante el proyecto PAPIIT “Micromecánica del hueso II”, la caracterización mecánica y microestructural del hueso así como el modelado del mismo, de tal forma que se pueda predecir su comportamiento ante distintas solicitaciones.

Al revisar las propiedades mecánicas de hueso que han sido reportadas en la literatura, se observa una gran dispersión en los valores obtenidos, y los factores potenciales que las afectan no están definidos completamente, debido a que intervienen diferentes situaciones que van desde la elección de la especie donante hasta el tipo de pruebas mecánicas. Estos y otros factores, tales como los fenómenos patológicos, metabólicos y fisiológicos, provocan variaciones muy considerables en la morfología y homeostasis¹ del hueso, sin que por ello se tenga bien establecido en qué momento actuarán.

Con la finalidad de minimizar, en la medida de lo posible, dichas variaciones en los valores de las propiedades mecánicas de este tejido, se ha planteado el desarrollo del presente trabajo con el objetivo de establecer una metodología experimental, de una manera confiable y precisa para la obtención de sus propiedades mecánicas. Dicho

¹ Tendencia de los organismos vivos y otros sistemas a adaptarse a las nuevas condiciones y a mantener el equilibrio a pesar de los cambios.

análisis experimental se desarrollará en muestras de hueso cortical obtenidas de la diáfisis de hueso femoral porcino, las cuales serán sometidas a ensayos de compresión. La elección de estos parámetros fueron determinados dado que la cantidad presente de hueso cortical en el fémur proporciona un modelo descriptivo de su estructura macroscópica y constituye una protección y soporte al hueso; además, las muestras son fáciles de extraer, su geometría tubular facilita la prueba en comparación con el hueso completo y regularmente *in vivo*, el fémur se encuentra sometido a sollicitaciones repetidas de compresión. La carga aplicada en el ensayo causa una deformación en la muestra, la cual será medida y graficada en una curva esfuerzo vs deformación, de la que se extraerá información sobre su esfuerzo máximo y rigidez (Módulo de Young).

El uso del fémur de porcino se idealiza de tal forma que permita extrapolar el comportamiento a un nivel humano, aún cuando no existe un modelo perfecto. Para ello existen una infinidad de modelos experimentales, cuyas respuestas fragmentarias incrementan el significado biológico del fenómeno observado (Cardozo et al., 2000).

A continuación se hace una pequeña descripción de cada uno de los capítulos que contiene este trabajo de tesis:

En el primer capítulo, llamado "Composición y estructura del tejido óseo", se exponen los conceptos básicos sobre el tipo de hueso que existen, su morfología y características generales, haciendo énfasis en su estructura ya que es un factor importante en sus propiedades mecánicas.

En el segundo capítulo, "Propiedades mecánicas del hueso", se hace referencia a los diferentes tipos de sollicitaciones a los que es sometido el hueso *in vivo* y la importancia de los ensayos de compresión *in vitro*, su análisis mediante las curvas esfuerzo contra deformación y los factores que pueden influir en sus propiedades mecánicas.

"Metodología experimental para el ensayo de compresión", nombre dado al capítulo tres, hace mención de todo el proceso llevado a cabo para el análisis experimental en los ensayos y el análisis para la obtención de las curvas finales. En el capítulo cuatro, "Análisis

de resultados”, se presentan los datos y gráficas obtenidas de las muestras y sus modos de falla, en cada uno de estos puntos se elaboró un análisis detallado de los resultados obtenidos. Por último, en el capítulo cinco se concluye y se mencionan algunas recomendaciones basadas en el análisis de los factores que influyeron en los resultados experimentales obtenidos.

SCHEREZADA ERÉNDIRA ZALDÍVAR RECILLAS

Cd. Universitaria 2010

ÍNDICE

1. Composición y estructura del tejido óseo	1
Introducción	1
1.1 Fisiología y composición del hueso	2
1.2 Jerarquía del tejido óseo	4
1.3 Nivel macroestructural del hueso	5
1.4 Hueso cortical	6
1.5 Hueso esponjoso	8
1.6 Células óseas	9
2. Propiedades mecánicas del hueso	10
Introducción	10
2.1 Biomecánica del hueso	11
2.2 Comportamiento mecánico del hueso	11
2.3 Comportamiento mecánico de hueso cortical sometido a cargas de compresión	14
2.4 <i>Curvas carga vs desplazamiento y esfuerzo vs deformación</i>	16
2.5 Consideraciones generales para el ensayo mecánico	19
2.5.1 Factores in vivo	19
2.5.2 Factores in vitro	21
2.5.3 Errores en la determinación de los datos experimentales	24

3. Metodología experimental para el ensayo de compresión	26
Introducción	26
3.1 Extensometría eléctrica	27
3.2 Sistema de adquisición de datos	29
3.3 Desarrollo experimental	30
3.3.1 Obtención y limpieza del hueso	31
3.3.2 Maquinado de las muestras	32
3.3.3 Instrumentación	34
3.4 Metodología de la medición de los resultados	36
3.4.1 Manejo de datos en la hoja de cálculo	39
4. Análisis de resultados	44
Introducción	44
4.1 Resultados grupo 1	45
4.2 Resultados grupo 2	52
4.3 Resultados grupo 3	56
4.4 Resultados grupo 4	60
4.5 Resultados finales	68
5. Conclusiones	70
Bibliografía	73



CAPÍTULO 1

Composición y estructura del tejido óseo

Introducción

El hueso está constituido por tejido óseo, el cual forma un tejido conjuntivo especializado por células y una matriz extracelular. La capacidad que tiene el esqueleto para desempeñar su función se debe principalmente al tejido óseo y a otros tipos de tejidos como el cartilago y tejido adiposo.

Los huesos tienen como función principal proteger a los órganos del cuerpo, ya que son sólidos y resistentes. Además de proporcionar soporte al cuerpo y posibilitar el movimiento, tienen la capacidad de regenerarse y reconstruirse y son los encargados de producir glóbulos rojos en la llamada médula ósea. En el presente capítulo se describen los componentes macroscópicos y microscópicos más importantes del tejido óseo, mismos que interactúan para proporcionar su rigidez y resistencia, sin tomar en consideración el efecto que tienen los tendones, ligamentos y músculos, así como aspectos dinámicos de su formación, resorción y remodelado en las propiedades mecánicas globales.

1.1 Fisiología y composición del hueso

Los huesos desempeñan funciones importantes, entre las cuales se pueden mencionar las siguientes:

- a) *Soporte*. El esqueleto constituye un armazón donde se apoyan y fijan las demás partes del cuerpo, pero especialmente los ligamentos, tendones y músculos, que a su vez mantienen en posición los demás músculos del cuerpo.
- b) *Locomoción*. Los huesos son elementos pasivos del movimiento, pero en combinación con los músculos permiten el desplazamiento, ya que les sirven de punto de apoyo y fijación.
- c) *Protección*. En muchos casos los huesos protegen los órganos delicados, como en el caso de los huesos del cráneo, que constituyen una excelente protección para el encéfalo; la columna vertebral y las costillas protegen al corazón y los pulmones; las cavidades orbitarias protegen a los ojos; el hueso temporal aloja al oído, y la columna vertebral protege la médula espinal (Figura 1.1).
- d) *Hematopoyesis*¹. En la médula roja de los huesos largos se producen los glóbulos rojos y, en menor cantidad, linfocitos² y monocitos³.



Figura 1.1 Los huesos del esqueleto proporcionan un marco estructural y protección a los órganos internos. Los músculos esqueléticos, responsables del movimiento y la postura, también pueden ser vistos (Roger Harris / Science Photo Library).

¹ Proceso de formación de los elementos celulares de la sangre a partir de células madres pluripotenciales.

² Son células de alta jerarquía en el sistema inmune, principalmente encargadas de la inmunidad específica o adquirida.

³ Tipo de célula inmunitaria que se elabora en la médula ósea y viaja por la sangre hasta los tejidos del cuerpo

La composición bioquímica del hueso presenta un 35% de sustancias orgánicas, un 45% de sustancias inorgánicas y un 20% de agua (Miralles, 2006).

- En las sustancias orgánicas del hueso se incluyen las células óseas y la sustancia intercelular orgánica o matriz. Las fibras de colágeno constituyen el 90% de la matriz orgánica, que también posee fibras reticulares⁴ y sustancias amorfas.
- Las sustancias inorgánicas del hueso más importantes son el calcio y el fósforo; se calcula que constituyen el 90% del total corporal, aunque también se hallan presentes el magnesio, sodio, carbonato y flúor. Generalmente, se acepta que el hueso es una estructura cristalina, constituida por cristales de hidroxiapatita, por tanto, es el principal compartimiento del organismo para el equilibrio químico de estos minerales, los cuales constituyen del 60% al 70% de su peso seco y le dan al hueso su consistencia sólida.
- El agua es bastante abundante en el hueso vivo, constituyendo hasta el 25% de su peso total. Aproximadamente el 85% del agua se encuentra en la matriz orgánica, alrededor de las fibras de colágeno y en las celdillas de hidratación que rodean los cristales óseos. El restante 15% se localiza en los canales y cavidades que alojan a las células óseas y transportan los nutrientes del tejido óseo.

El componente inorgánico del hueso hace al tejido duro y rígido mientras que el componente orgánico proporciona al hueso su flexibilidad. La composición del hueso difiere dependiendo del lugar, edad de la especie, historia dietética y la presencia de enfermedades (Kaplan *et al.*, 1993). Es un tejido conectivo especializado cuya composición sólida se adapta a sus funciones de soporte y protectoras, por lo que tiene la habilidad de remodelarse, alterando su tamaño forma y estructura, para afrontar las demandas mecánicas que le son impuestas. Este fenómeno, por el que el hueso gana o pierde hueso esponjoso o cortical, es en respuesta al nivel de sollicitación al que esté sometido regularmente, esto se resume por la ley de Wolff, que establece que la remodelación del hueso está influenciada y modulada por las sollicitaciones mecánicas (Buckwalter *et al.*, 1995).

⁴ Tipo de fibra estructural integrada por colágeno de tipo III.

1.2 Jerarquía del tejido óseo

El tejido óseo es un arreglo variado de estructuras a diferentes escalas, las cuales trabajan conjuntamente para un desempeño mecánico, biológico y químico. La escala de observación es entonces de importancia en la discusión de la arquitectura del hueso debido a que la estructura es

jerárquica y compleja. Cada técnica de evaluación de la arquitectura del hueso o de las propiedades de una estructura dada tiene sus propios valores y, por tanto cuando se realiza su estudio se necesita aclarar el nivel de escala en que se está trabajando.

Es por ello que para entender las propiedades mecánicas del tejido óseo es importante contar con conocimientos básicos de las fases que lo componen, su estructura y la relación entre los diferentes niveles de organización estructural. Se sugiere que estos niveles estructurales sean estudiados y divididos en cinco niveles mostrados en la Tabla 1.1 y Figura 1.2.

Cabria aclarar que las propiedades no se pueden extrapolar de un nivel a otro simplemente sumando el efecto de los elementos que lo componen, ya que su comportamiento es mucho más complejo.

Tabla 1.1 Niveles jerárquicos del hueso (Aoubiza, 1996).

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

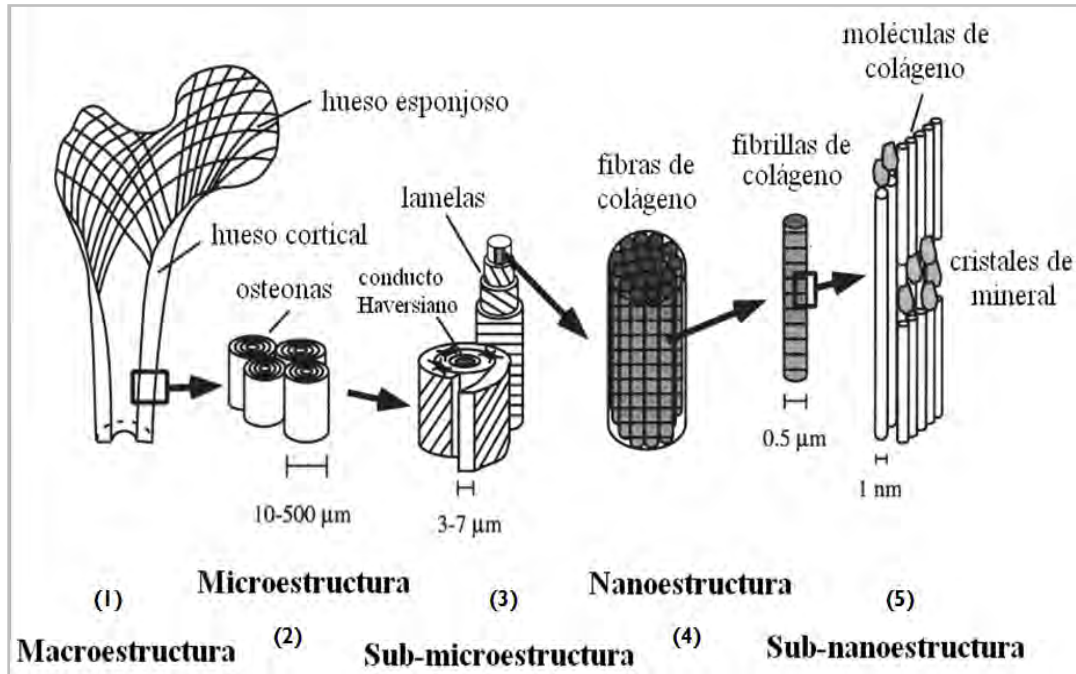


Figura 1.2 El tejido óseo se ha dividido en diferentes niveles para su estudio, éstos son: (1) nivel macroestructural, (2) microestructural, (3) sub-microestructural, (4) nanoestructural y (5) sub-nanoestructural (Jae-Young Rho, 1998).

1.3 Nivel macroestructural del hueso

Al analizar la estructura macroscópica de los huesos completos, éstos se han dividido en largos, cortos y planos. Los huesos largos (fémur, húmero y tibia), objeto principal de este estudio, son aquellos en los que predomina una de sus dimensiones sobre las otras dos.

Las partes principales que se observan en un hueso largo como el fémur son (Figura 1.3):

- *Diáfisis.* Porción alargada y cilíndrica de los huesos largos formada de hueso cortical, entre las terminaciones o las extremidades (epífisis).
- *Epífisis.* Cada uno de los extremos de un hueso largo, es generalmente abultada para dar mayor firmeza a la articulación. Está formada por hueso esponjoso en el centro y en su periferia tiene una capa delgada de hueso compacto.
- *Metáfisis.* Zona de unión de la diáfisis con las epífisis de los huesos largos.

- Cartílago articular. Es liso, de color blanco azulado y de un espesor de 2 a 4 milímetros. Las funciones de este cartílago son fundamentalmente dos: (a) amortiguar la sobrecarga de las superficies articulares, y (b) permitir el desplazamiento de las superficies óseas sin que se produzca fricción entre ellas.
- *Periostio*. Es una membrana de tejido conectivo muy vascularizada⁵, fibrosa y resistente, que cubre al hueso por su superficie externa excepto en lugares de inserción de ligamentos, tendones y superficies articulares.
- *Cavidad medular*. Espacio cilíndrico situado en la diáfisis de los huesos largos. Contiene la médula ósea.

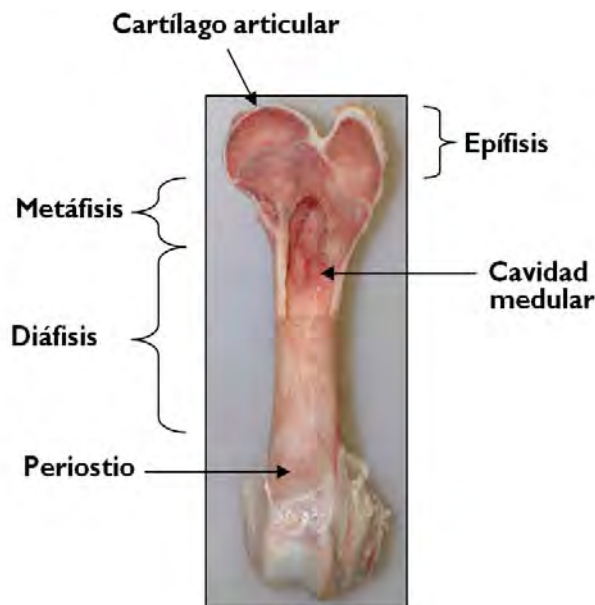


Figura 1.3 Esquema que muestra la estructura de un hueso largo típico.

1.4 Hueso cortical

El hueso cortical está compuesto principalmente por unidades cilíndricas llamadas osteonas o sistemas de Havers, constituidos por lamelas concéntricas de matriz ósea alrededor de un conducto central (conductos Haversianos), que contienen nervios y vasos sanguíneos de finas paredes que se encuentran en su interior; los conductos Haversianos se comunican

⁵ Conjunto y riego de los pequeños vasos sanguíneos y linfáticos en un tejido, órgano o región del organismo.

con el periostio y la médula ósea a través de canales oblicuos llamados conductos de Volkmann. Las fibras colágenas que a su vez componen a cada una de las lamelas concéntricas, son paralelas entre sí pero están orientadas en una dirección diferente a la que adoptan las fibras en las lamelas contiguas. A través de las lamelas se encuentran localizadas pequeñas lagunas que se conectan por medio de canalículos o conductos que contienen las prolongaciones de los osteocitos y que se disponen siguiendo un modelo radial con respecto al conducto de Havers. El sistema de canalículos que se abre en este conducto sirve para el intercambio de sustancias entre los osteocitos y los vasos sanguíneos (Figura 1.4).

Entre las osteonas se encuentran restos de lamelas que se encuentran distribuidos irregularmente y que antes fueron sistemas de Havers; a éstas se les conoce como lamelas intersticiales. También en ellas hay una variación en la dirección de las fibras colágenas de una lamela a otra. En contraposición a lo que sucede con los sistemas de Havers, este sistema de lamelas intersticiales no tiene alguna relación característica con los vasos sanguíneos ya que en su mayor parte se encuentran lejos del torrente circulatorio.

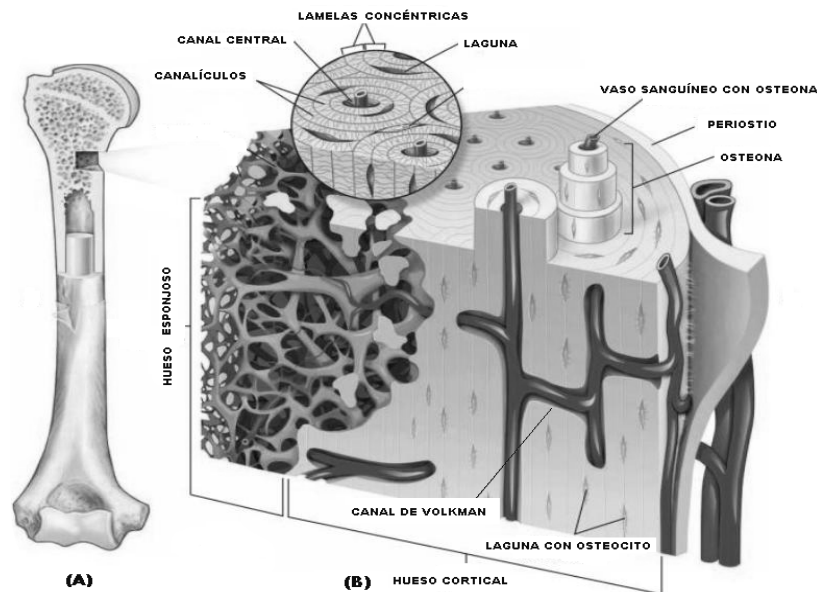


Figura 1.4 Estructura microscópica del hueso A. Sección longitudinal de un hueso largo que muestra la localización del corte microscópico ilustrado en B. Observe que el hueso compacto que forma la cubierta dura del hueso se compone de unidades cilíndricas llamada osteonas (Gary A., 1998).

1.5 Hueso esponjoso

Por su parte, el hueso esponjoso, también llamado poroso o trabécular (Figura 1.5), consiste en una red de placas y barras conectadas que reciben el nombre de trabéculas, éstas tienen la misma composición que el hueso cortical pero con una porosidad que va del 50% al 90%, sus células óseas se sitúan entre las lamelas o en la superficie de las trabéculas donde pueden ser directamente influenciadas por la médula ósea. Este tipo de hueso es más activo metabólicamente y de respuesta más rápida a las cargas.

Muchas de las trabéculas tienen un espesor menor a 0.2 mm y no contienen vasos sanguíneos. Cada trabécula se compone de un mosaico de segmentos angulares que reciben el nombre de paquetes trabéculares y son la unidad estructural del hueso esponjoso. Estos paquetes se componen de hojas paralelas de lamelas unidas con un espesor mayor a 0.2 mm y suelen formar estructuras similares a las osteonas.

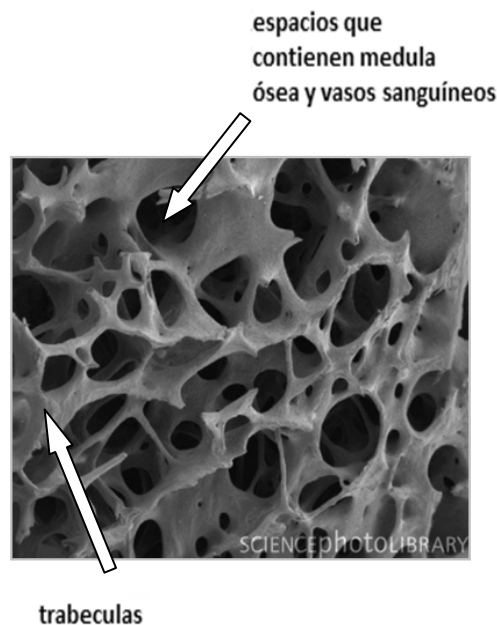


Figura 1.5 Imagen captada con la técnica de microscopía electrónica de barrido (SEM) del hueso esponjoso de humano que consta de una red de barras (trabéculas), separadas por espacios interconectados, llenos de médula ósea (Steve Gschmeissner / Science Photo Library).

La distribución del hueso esponjoso y del cortical varía según al hueso que se trate. El hueso cortical se localiza principalmente en la diáfisis de los huesos largos y el esponjoso en las epífisis. La proporción de cada tipo de hueso dentro del esqueleto varía según su localización, por ejemplo, en el hueso más largo puede llegar a tener 90% de hueso cortical y sólo el 10% de trabécular, mientras que en otros, como la vértebra esta proporción es del 62% y 38%, respectivamente. Entre los dos tipos de hueso existen diferencias en desarrollo, arquitectura, función, proximidad a la médula, suministro sanguíneo y rapidez de generación.

1.6 Células óseas

Tras el estudio de la estructura del tejido óseo, es necesario considerar los tres tipos de células principales presentes en el tejido:

- *Osteoblastos*. Son células muy diferenciadas, responsables del depósito de la matriz extracelular y su mineralización. Presentan una estructura celular que incluye un gran retículo endoplásmico, complejo de Golgi y características celulares relacionadas con su papel de síntesis de proteínas y de células secretoras. Participan activamente en la formación de hueso.
- *Osteoclastos*. Responsables de la resorción de hueso calcificado y de cartílago, están formados por la fusión de precursores mononucleares. Las células muestran polaridad, ocurriendo la resorción a lo largo del borde rugoso que está situado a nivel de la superficie ósea.
- *Osteocito*. Se pueden encontrar insertos en cavidades de la matriz ósea, denominadas lagunas osteocitarias, también llamadas osteoplastos. A diferencia de los osteoblastos, los osteocitos quedan conectados entre sí y con el resto de células óseas.



CAPÍTULO 2

Propiedades mecánicas del hueso

Introducción

El comportamiento mecánico del hueso ha sido muy estudiado en dos niveles: material y estructural. En el nivel material o tejido, las propiedades son determinadas con pruebas mecánicas estandarizadas en muestras ya sea de hueso cortical o esponjoso mientras que a un nivel estructural, se analiza al hueso como un ente completo obteniendo así las propiedades estructurales de éste.

Funcionalmente, las propiedades mecánicas más importantes del hueso son su resistencia y rigidez, estas y otras características pueden entenderse más fácilmente en el caso del hueso, o cualquier otra estructura examinando su comportamiento sometido a cargas bajo la influencia de fuerzas aplicadas externamente. La carga causa una deformación o un cambio en las dimensiones de la estructura, la cual puede ser medida y representada en una curva esfuerzo vs deformación. A partir de esto se enlistan las pruebas mecánicas más usuales que suelen utilizarse para caracterizar el hueso y se amplía la descripción en el

ensayo mecánico de compresión ya que corresponde a la prueba utilizada en este trabajo. Al realizar un ensayo mecánico, es factible conocer qué factores pueden afectar los valores de las propiedades mecánicas obtenidas, para definir una hipótesis o predecir cuál será el comportamiento de los valores esperados, dichos factores también son mencionados en el presente capítulo.

2.1 Biomecánica del hueso

La biomecánica es una disciplina científica que tiene por objeto el estudio de las estructuras de carácter mecánico que existen en los seres vivos, fundamentalmente del género humano. Esta área de conocimiento se apoya en diversas ciencias biomédicas, utilizando los conocimientos de la mecánica, la ingeniería, la anatomía, la fisiología y otras disciplinas, para estudiar el comportamiento del cuerpo humano y resolver los problemas derivados de las diversas condiciones a las que puede verse sometido.

Biomecánicamente, el tejido óseo puede ser considerado como un material compuesto de dos fases, con el mineral como una fase resistente y rígida incrustada en una matriz blanda de colágeno. Estos materiales son más resistentes en relación a su peso de lo que es una sola fase.

El entendimiento de cómo el esqueleto se mueve o como responde al impacto, es necesario para apreciar como las propiedades mecánicas del hueso determinan la respuesta del esqueleto fisiológica y mecánicamente bajo cargas. La configuración estructural y las propiedades a los distintos niveles de tejido óseo proporcionan información que puede ser utilizada para predecir el riesgo a la fractura asociado con la actividad diaria normal, actividades atléticas, edad avanzada o metabolismo del hueso con enfermedades.

2.2 Comportamiento mecánico del hueso

El comportamiento mecánico del hueso bajo la influencia de las fuerzas y momentos se ve afectado por sus propiedades mecánicas, sus características geométricas, el tipo de carga aplicada, su dirección, velocidad y frecuencia. Las fuerzas y momentos que se pueden

aplicar a una estructura y a las que el hueso es sometido regularmente *in vivo*, se presentan en diferentes direcciones generando sollicitaciones de compresión, tracción, flexión, cortante, torsión, así como combinación de éstas (Figura 2.1).

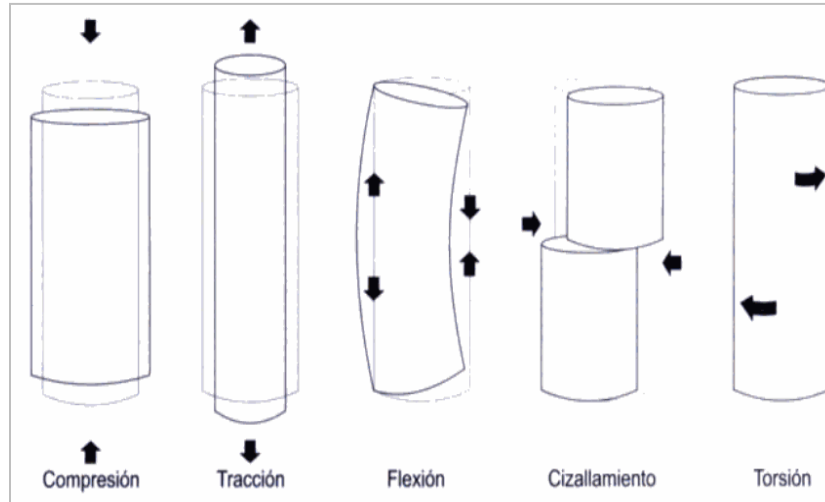


Figura 2.1 Sollicitaciones a las que puede ser sometido el hueso (Viladot, 2001).

La geometría de un hueso influye notablemente en su comportamiento mecánico. En tracción y en compresión, la carga hasta el colapso y la rigidez son proporcionales al área de corte transversal del hueso. Cuanto más grande sea el área, más rígido y resistente.

Otra propiedad importante a considerar en el comportamiento del hueso es la viscoelasticidad. Esto significa que su comportamiento biomecánico varía con la velocidad de aplicación de carga. El hueso es más rígido y soporta una mayor carga hasta el colapso cuando las cargas se aplican a mayor velocidad (Figura 2.2), también almacena más energía antes del colapso. La deformación diaria *in vivo* puede variar considerablemente en los componentes óseos, para la marcha lenta la velocidad de deformación es 0.001 s^{-1} , mientras que la carrera lenta despliega una velocidad de deformación de 0.03 s^{-1} .

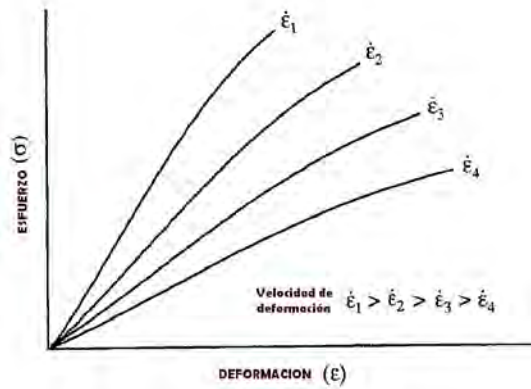


Figura 2.2 Comportamiento viscoelástico del hueso. La rigidez y deformación varían con la velocidad de deformación (Yuehuei, 2000).

Las propiedades mecánicas difieren en los dos tipos de hueso puede soportar hasta un 50% de deformación antes de la fractura, pero el cortical se fractura cuando la deformación supera el 1.5% a 2.0% (Miralles, 2005). La diferencia física entre los dos tejidos óseos se cuantifica en términos de la densidad aparente del hueso, que se define como la masa del tejido óseo presente en una unidad de volumen de hueso.

Debido a que la estructura del hueso varía en las direcciones transversal y longitudinal, exhibe diferentes propiedades mecánicas cuando se carga a lo largo de diferentes ejes (Figura 2.3) característica conocida como anisotropía. Aunque la relación entre los patrones de carga y las propiedades mecánicas del hueso cortical considerando todo el esqueleto son extremadamente complejas, generalmente se puede decir que la resistencia y rigidez ósea son máximas en la dirección de aplicación de la carga (Nordin, 2001).

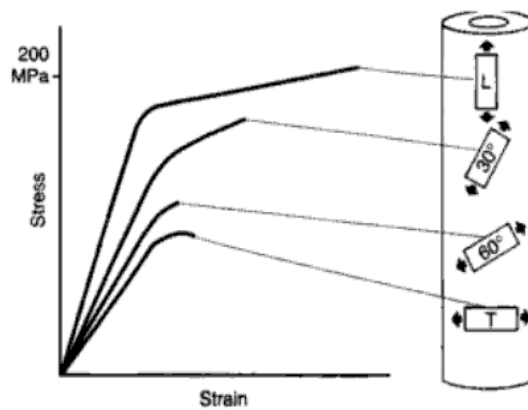


Figura 2.3 Comportamiento del hueso presentada en diferentes direcciones de carga (Nordin, 2001).

2.3 Comportamiento mecánico del hueso cortical sometido a cargas de compresión

El hueso cortical se localiza principalmente en la diáfisis de los huesos largos, con lo cual mantiene la resistencia del hueso y disminuye su espesor a lo largo de la misma, ya que con un ancho menor, la diáfisis se adapta mejor a las deformaciones en flexión y reduce las posibilidades de fracturarse. Su estructura tubular es la más adecuada para soportar las sollicitaciones de compresión, tracción, flexión y torsión o sus combinaciones. El elemento especializado en detectar las pequeñas diferencias de carga es el osteocito, y su precursor el osteoblasto, aunque parece ser que esta sensibilidad se localiza casi exclusivamente en las células superficiales del hueso.

Durante la carga compresiva, se aplican cargas iguales y opuestas hacia la superficie de la estructura, y el esfuerzo y deformación compresiva se producen en el interior de la estructura, se considera entonces que la compresión máxima se producirá en un plano perpendicular a la carga aplicada en donde la estructura se acortará y se ensanchará.

Las diáfisis que soportan grandes cargas pueden no ser absolutamente cilíndricas (Figura 2.4), presentando algunas rugosidades posteriores para la inserción de músculos (por ejemplo, el fémur) o una sección triangular de bordes romos⁶ (tibia) con el fin de adaptarse a la flexión sagital⁷ que soporta durante la marcha.

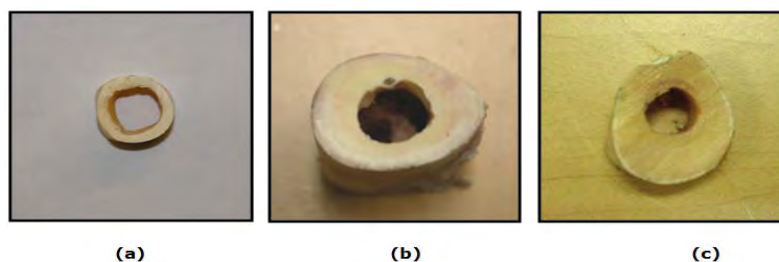


Figura 2.4 Las figuras (a) y (b) corresponden al fémur porcino y bovino, respectivamente. La figura (c) se trata de un metatarsiano de equino. Es claramente visible la diferencia en la forma de la sección transversal.

⁶ Obtuso y sin punta.

⁷ La flexión es el movimiento por el cual los huesos u otras partes del cuerpo se aproximan entre sí en dirección anteroposterior, paralela al plano sagital.

La masa de hueso cortical se distribuye de manera que la cantidad del mismo a lo largo de sus ejes es proporcional al valor de las sollicitaciones que recibe, al igual que los diagramas de tracción que se utilizan en la ingeniería de la construcción. Sus propiedades dependerán de la dirección de aplicación de la carga. Cuando es cargado longitudinalmente a lo largo de eje de la diáfisis se comporta como un material más duro y rígido contrariamente con su dirección radial o transversal.

De esta manera, el hueso cortical será considerado como transversalmente isotrópico y los factores que influyen en sus propiedades mecánicas son determinadas por la densidad, porosidad, orientación de las osteonas y fibras de colágeno. Con estos datos aislados no se podría comprender la mecánica ósea, ya que el hueso está más preparado para soportar sollicitaciones de compresión que de tracción. Esto se soluciona mediante la inserción de los ligamentos y la actuación de los músculos que convierte los esfuerzos en sollicitaciones a compresión (Figura 2.5).

En el caso del fémur la acción del músculo tensor de la *fascia lata*⁸ con su tendón, la *cintilla iliotibial*⁹ convierte las fuerzas flexoras que soporta el fémur en fuerzas de compresión. El cuerpo evita los momentos de flexión mediante la adaptación de la geometría del hueso y la acción de los músculos que actuarían como tirantes.

⁸ Músculo que se encuentra en la parte superior y lateral del muslo, de forma aplanada y delgada.

⁹ Extensión del músculo tensor de la fascia lata.

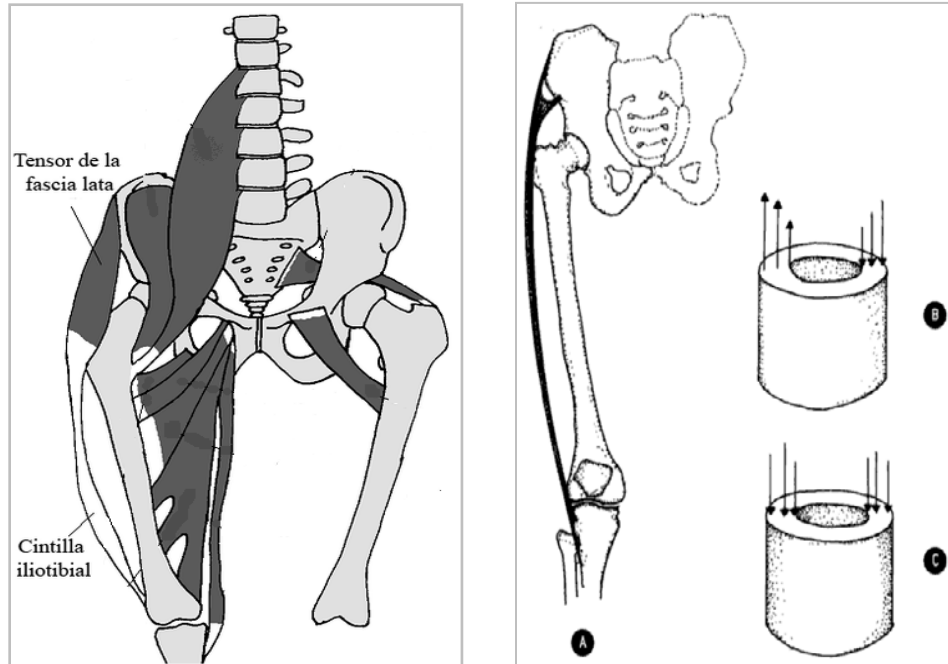


Figura 2.5 (A) El músculo tensor de fascia lata actúa en el muslo como un tirante externo compensado al efecto flexor sobre el fémur. Transforma las fuerzas de compresión sobre su cortical interna y las de tracción sobre la externa (B) en fuerzas de compresión en ambas corticales (C) (Miralles, 2005).

2.4 Curvas carga vs desplazamiento y esfuerzo vs deformación

En la figura 2.6 se muestra la curva *carga vs desplazamiento* para un ensayo de tracción en hueso. La porción inicial (línea recta) de la curva, representa y revela la rigidez de la estructura, esto es, su capacidad para retomar su forma original después de que se retire la carga. A medida que se aplica la carga, se produce una deformación que no es permanente por lo que la estructura recupera su forma original cuando se descarga. Al aumentar la carga, las fibras más alejadas de la estructura comienzan a tensarse en el mismo punto. Este valor es el límite elástico de la estructura. Cuando se excede este límite, la estructura exhibe el comportamiento plástico, reflejado en la segunda porción de la curva. La estructura no volverá a sus dimensiones originales cuando se libere la carga; alguna deformación residual será permanente. Si la carga se incrementa progresivamente, la estructura se colapsará en algún punto (el hueso se fracturará). Este punto está indicado en la curva como punto de fractura.

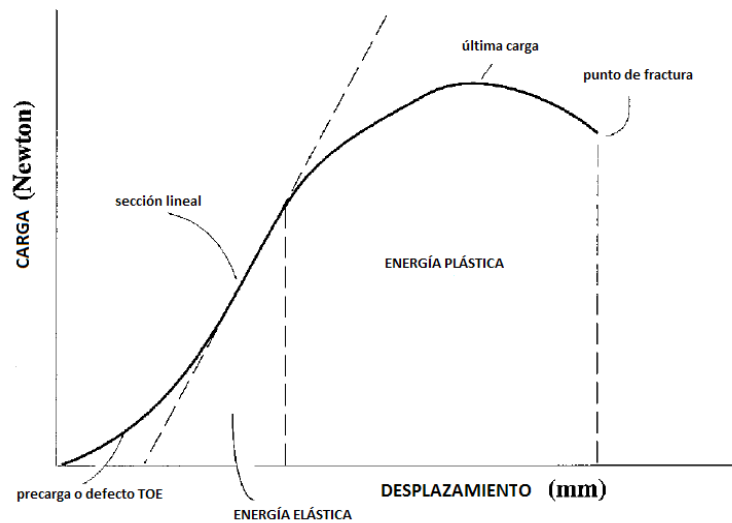


Figura 2.6 Curva típica de carga vs desplazamiento (Cowin, 2001).

En la curva se observan tres parámetros que determinan el comportamiento mecánico del material evaluado.

1. La carga que la estructura puede soportar antes del colapso.
2. El desplazamiento total antes del colapso.
3. La energía que puede almacenar antes del colapso.

Cuanto más grande es el área transversal, mayor es la energía que se desarrolla en la estructura a medida que se aplica carga. La rigidez de la estructura se indica por la pendiente de la curva en la región elástica, entre más pronunciada, más rígido es el material.

Para la curva *esfuerzo vs deformación* (Figura 2.7) correspondientes a un ensayo de tracción en hueso, se define el esfuerzo como la carga (P) por unidad de área (A) (Ecuación 2.1) que se desarrolla sobre una superficie plana dentro de una estructura, mientras que la deformación es el cambio de dimensiones que se presenta dentro de una estructura, ambas en respuesta a cargas aplicadas externamente. Estos valores pueden ser obtenidos para el hueso colocando un espécimen estandarizado de tejido óseo en una máquina de pruebas y aplicarle una carga hasta el colapso. Estos valores pueden ser por tanto representados en

una curva de *esfuerzo vs deformación* muy similar a la curva *carga vs desplazamiento* obteniendo el modulo de Young (E) (Ecuación 2.2) que se obtiene de la relación entre el esfuerzo (σ) y la deformación (ϵ) y es la pendiente de la curva en la zona elástica (Ley de Hooke):

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

$$E = \frac{\sigma}{\epsilon} \quad (2.2)$$

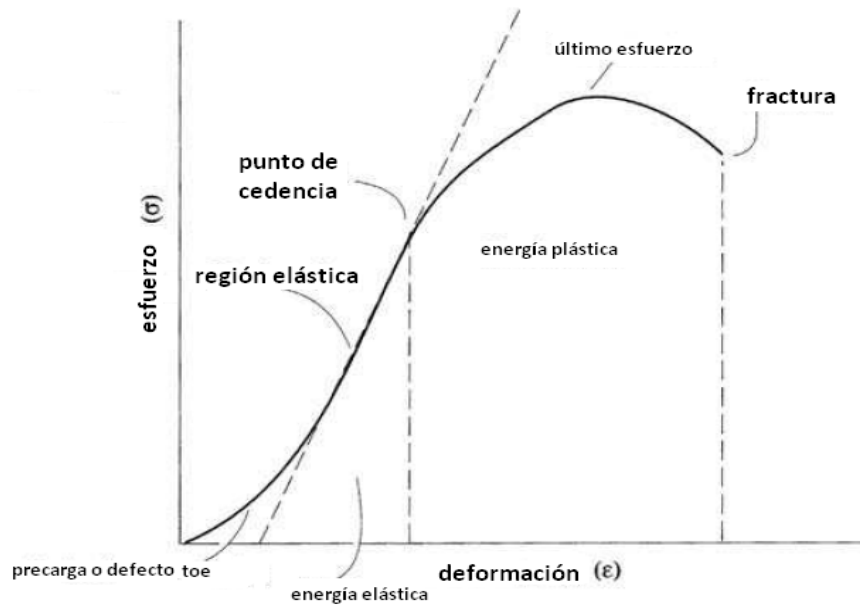


Figura 2.7 Curva típica esfuerzo vs deformación (Cowin, 2001).

Las propiedades mecánicas difieren en los dos tipos de hueso. El hueso cortical es más rígido que el hueso esponjoso, soportando mayor esfuerzo pero menos deformación antes del colapso (Figura 2.8). El hueso esponjoso *in vitro* puede alcanzar hasta un 50% de deformación antes de mostrar un incremento en la carga, mientras que el hueso cortical cede y se fractura cuando la deformación excede del 1.5% a 2.0% (Nordin, 2001).

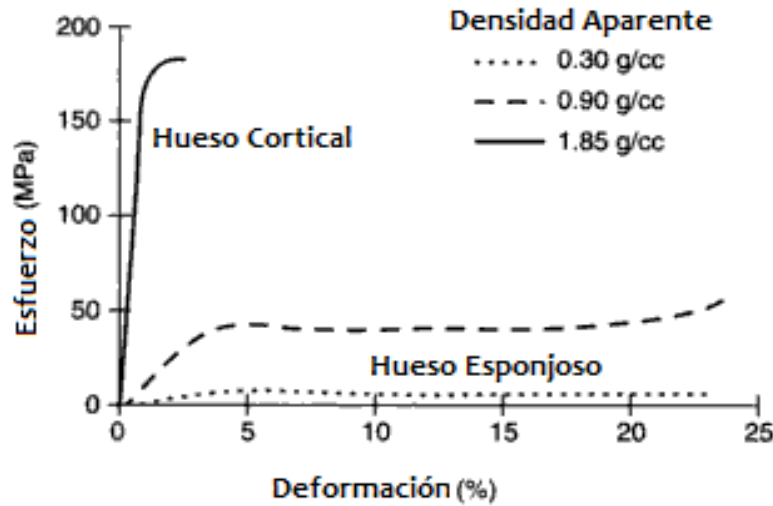


Figura 2.8 Curva esfuerzo vs deformación de los dos tipos de tejido óseo con diferente densidad aparente en donde se puede apreciar su comportamiento mecánico (Nordin, 2001).

2.5 Consideraciones generales para el ensayo mecánico

El propósito común de las pruebas mecánicas en muestras de hueso, es para caracterizar un rango de propiedades mecánicas “normales” y definir así la presencia de anomalías tomando en cuenta los factores *in vivo* e *in vitro*. El término *normal* se refiere a la mayoría de las características que hacen que el tejido óseo se desempeñe adecuadamente; por el contrario, *anormal* o *patológico* se refiere a aquellos cambios causados en dicho tejido y los cuales provocan que su desempeño sea deficiente.

Al realizar un ensayo mecánico, es factible conocer cuáles de estos factores u otros indeseables se hacen presentes de manera que se pueda definir una hipótesis o predecir cuál será el comportamiento de los valores esperados para compararlos con los valores que son tomados hipotéticamente como normales.

2.5.1 Factores *in vivo*

- *Edad*. En general, con la edad hay un incremento en el contenido mineral del tejido óseo, el cual logra su mejor resistencia y rigidez en la madurez. En consecuencia,

las propiedades elásticas, resistencia máxima y deformación máxima del tejido óseo se ven deterioradas a través del crecimiento o bien al paso de la edad.

- *Sexo.* Las diferencias entre el tejido óseo en el varón y en la mujer son causados por el peso, que es la cantidad del hueso y no la calidad de éste.
- *Especies.* Respecto a las especies, y principalmente en los mamíferos, las propiedades de los huesos largos difieren considerablemente en sus valores. Esto se debe a la funcionalidad y/o adaptabilidad de cada especie y sexo debido a las actividades fisiológicas a las que se someten los huesos en el transcurso de su vida cotidiana.
- *Composición.* La cantidad de mineral en el tejido óseo varía conforme a la especie, edad, la función mecánica del hueso, la salud o condiciones patológicas del individuo y la densidad, que está directamente relacionada con la porosidad.
- *Función.* Los niveles de actividad de la vida diaria de cualquier especie tienen un efecto sobre la masa del tejido óseo. La masa de un hueso normal está determinado esencialmente por el equilibrio entre los dos procesos de remodelación: la resorción y la deposición del periostio y el endostio.
- *Hormonas.* Son sustancias segregadas por células especializadas, localizadas en glándulas de secreción interna o glándulas endócrinas (carentes de conductos), o también por células epiteliales e intersticiales con el fin de afectar la función de otras células. La deficiencia de hormonas de crecimiento en los adultos puede provocar una reducción en la masa y la densidad mineral de los huesos.
- *Padecimientos y enfermedades.* Las reacciones generalizadas del hueso incluyen alteraciones (aumento o disminución) en la deposición o resorción óseas, o en ambas. Sin embargo, la deposición ósea afecta a los dos procesos más importantes de formación osteoblástica de matriz orgánica (osteoide) y de calcificación de ésta para formar hueso. La resorción ósea implica la eliminación osteoclástica del hueso formado y la liberación de minerales óseos. En algunos trastornos metabólicos, tales

como el raquitismo y la osteomalacia, la reacción generalizada del hueso consiste en una inadecuada calcificación de la matriz (hipo calcificación). En otros, tales como el escorbuto y la osteoporosis, la reacción generalizada consiste en una disminución en la formación osteoblástica de la matriz o en un aumento de la resorción ósea osteoclástica (o en ambos), acompañadas de una disminución de la cantidad total del hueso.

2.5.2 Factores *in vitro*

- *Fuentes de hueso.* Dependiendo de la fuente de la muestra, se deben tomar algunas consideraciones como las técnicas de recolección y los métodos para prevenir la autólisis¹⁰ del hueso *postmortem*.
- *Preservación del hueso.* Con respecto a la preservación de las muestras, se consideran diferentes factores que incluyen la temperatura, la humedad relativa (medida del contenido de humedad del aire), uso de soluciones de preservación y pretratamientos de esterilización. Los efectos de la temperatura y la humedad relativa sobre las propiedades mecánicas del hueso son muy marcados.
- *Embalsamamiento.* Los cuerpos conservados en formol, no son apropiados para pruebas mecánicas debido a que los resultados o valores que se puedan extraer para el análisis de propiedades mecánicas del hueso, cambian parcial o completamente.
- *Secado y deshidratación.* Algunos trabajos de investigación han demostrado que las propiedades mecánicas no cambian significativamente en un siguiente ciclo de secado en aire y humedeciéndolas con solución salina dentro de un periodo de tiempo corto.
- *Esterilización.* Las técnicas habituales para esterilización de hueso son: irradiación gamma y exposición a gas de óxido de etileno. La literatura no reporta claramente

¹⁰ Proceso biológico por el cual una célula se autodestruye, ya sea porque no es más necesaria o porque está dañada y debe prevenirse un daño mayor.

si el tejido óseo sufre variaciones significativas en su capacidad mecánica debido a una nueva exposición e irradiación, pero es probable que por las condiciones de la irradiación se presenten algunos cambios en las propiedades.

- *Muestras y maquinado.* La preparación de muestras, su tamaño y forma así como el maquinado son factores determinantes para los resultados de las pruebas mecánicas.
- *Tipo de carga.* Debido a que la estructura del hueso varía en las direcciones transversal y longitudinal, por lo tanto exhibe diferentes propiedades mecánicas cuando se carga a lo largo de diferentes ejes.
- *Fricción.* Cuando se realiza un ensayo mecánico de compresión, la fricción entre la muestra y los platos de la máquina de pruebas deben ser considerados. Por ejemplo, si la interfaz entre éstos es "seco", entonces la fractura de la muestra será causada por las sollicitaciones tangenciales máximas, la superficie de fractura estará orientada en un ángulo de 45° a los ejes de carga, mientras que si existe humedad o una sustancia grasa entre éstos, ésta permitirá que los deslizamientos a lo largo de la interfaz se presenten en dirección transversal y la fractura sea lo largo de la muestra en dirección a la carga. En la Figura 2.9 se puede observar una curva carga contra desplazamiento con una zona de microfracturas que ocurren durante el ensayo (Yuehuei, 2000).

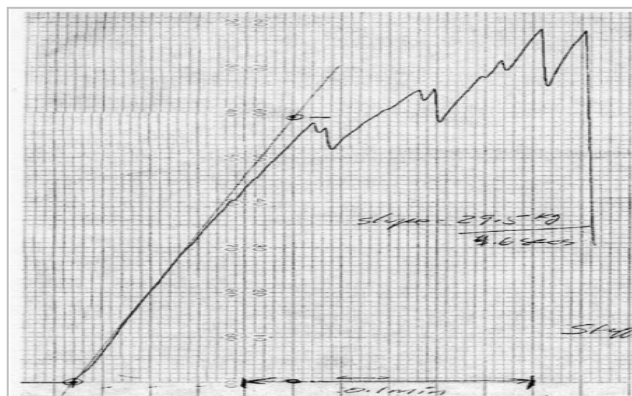


Figura 2.9 Curva carga contra desplazamiento con una zona de microfracturas que ocurren durante el ensayo (Yuehuei, 2000).

- *Desalineamiento.* Cuando se presenta en las muestras una superficie desigual (caras no paralelas), se provocará un campo de esfuerzos triaxial, que conducirá a la sobreestimación de la rigidez del material. Este efecto puede ser controlado mediante un correcto maquinado de las muestras para lograr un paralelismo adecuado entre ellas, dicha sobrestimación también puede ser causada por la fricción entre los platos de la máquina de pruebas y la muestra, ya que las deformaciones axiales y laterales del material en un ensayo de compresión son más grandes en los extremos que en la parte central de la misma. Cualquier restricción a la expansión lateral, como utilizar una superficie más rugosa producirá también una sobrestimación de la rigidez. Para evitar este fenómeno se utilizan sustancias grasas o superficies de acero inoxidable con pulido espejo.
- *Tamaño y dimensiones geométricas de la muestra.* Tienen una influencia significativa en los resultados a obtener. Las geometrías más comunes para los ensayos son los cubos y cilindros, ya que son fáciles maquinar. Una relación importante en la preparación de las muestras será su longitud y su diámetro. En el caso de muestras muy largas puede presentarse un efecto de “pandeo”, y por el contrario, en muestras muy cortas se tiene la presencia de la fricción entre la muestra y los platos de trabajo. En consecuencia, en la mayoría de las investigaciones se ha recomendado una relación longitud/diámetro entre 1 y 2 para las pruebas de compresión típicas. En el maquinado de las muestras se debe tener cuidado en que no presente muescas o defectos en su superficie, ya que esto puede provocar un momento flector ocasionando datos inexactos (Figura 2.10).

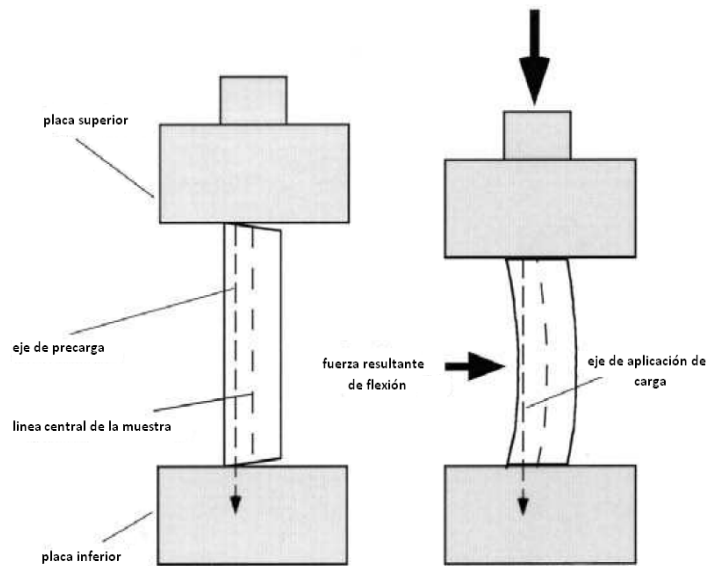


Figura 2.10 Muestra con defecto de maquinado presentando un momento de flexión (Yuehwei, 2000).

2.5.3 Errores en la determinación de los datos experimentales

Al realizar una medición es muy probable que el resultado no coincida con el valor real de la magnitud, es decir, tal vez haya un error, este se presenta porque la magnitud medida puede ser mayor o menor que la medida real. Los errores conducen a resultados aparentemente verdaderos, pero no se pueden esperar conclusiones convenientes.

Un experimento no está exento de errores, por lo que es importante detectar la fuente de error para considerar su efecto y buscar evitarlos, corregirlos o disminuirlos.

En los errores de medición se pueden considerar dos tipos de factores que afectan la precisión¹¹ y exactitud¹² en los datos obtenidos.

Los factores que pueden afectar la precisión en las propiedades medidas son:

- Desalineamiento en la muestra.
- Colocación de la muestra en la máquina de pruebas fuera del eje centrodial.
- No homogeneidad en la muestra.

¹¹ Capacidad de un instrumento de dar el mismo resultado en mediciones diferentes realizadas en las mismas condiciones.

¹² Capacidad de un instrumento de medir un valor cercano al valor de la magnitud real.

- Hidratación.
- Cambios estructurales.

Y los factores que pueden afectar la exactitud en los datos son:

- Tipo de máquina de pruebas.
- Muestra ósea.
- Interfaz entre el agarre o platos con la muestra.



CAPÍTULO 3

Metodología experimental para el ensayo de compresión

Introducción

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

La metodología propuesta en este capítulo se ha generado a través de la experiencia adquirida a través de la realización de pruebas mecánicas *in vitro* dentro de la Unidad de Investigación y Asistencia Técnica en Materiales (UDIATEM) de la Facultad de Ingeniería de la UNAM.

Este capítulo se enfocará en el procedimiento para la preparación e instrumentación de las probetas que serán sometidas a los ensayos de compresión ya que se requieren determinar algunos parámetros, como son la hidratación de la muestra, su conservación y maquinado, así como las variables consideradas en el ensayo (por ejemplo, la velocidad de los cabezales de carga). Estos parámetros son de especial cuidado ya que el deterioro de las propiedades mecánicas empieza cuando se suspenden las condiciones fisiológicas.

3.1 Extensometría eléctrica

La resistencia del hueso dependerá de su capacidad para soportar una carga sin deformación excesiva. Esta propiedad es inherente al material óseo y debe determinarse por experimentación. Estas mediciones son tradicionalmente hechas con la técnica de la extensometría la cual estudia la deformación originada en un material, mediante la variación de resistencia que se manifiesta sobre unos "sensores" (galgas extensométricas) (Figura 3.1), dicho de otra forma; es una técnica de medición de tensiones mecánicas en cuerpos sólidos a través de las deformaciones, esta técnica es la más utilizada para el análisis experimental de tensiones.

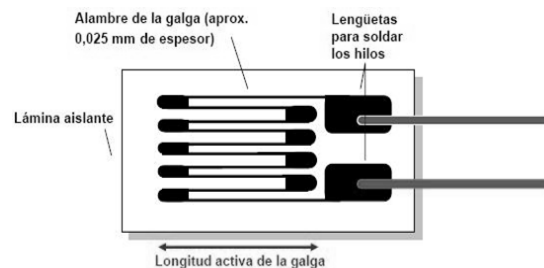


Figura 3.1 Esquema de un una galga extensométrica.

El fundamento básico de las galgas extensométricas es la variación de la resistencia producida en un hilo de conductor cuando se alarga o contrae, estas variaciones de resistencia que se producen se determinan en un puente de Wheatstone¹³, utilizando el método directo, esto es, midiendo la diferencia de potencial en los bornes de salida del puente, una vez amplificada. Las deformaciones de su forma geométrica alteran su resistencia eléctrica que puede ser medida a través de la ley de Ohm, Por consiguiente podemos decir que una galga extensométrica es un sensor basado en el efecto piezorresistivo¹⁴. Así, una fuerza que deforma a la galga producirá una variación en su resistencia eléctrica (Ecuación 3.1).

$$R = \rho \frac{L}{A} \quad (3.1)$$

Donde:

ρ : resistividad del material conductor.

L: longitud del alambre.

A: área de la sección transversal del alambre.

Tomando como referencia la definición anterior con respecto a la galga extensométrica se puede decir entonces que una galga colocada sobre una estructura rígida posibilita que una deformación sufrida por la misma pueda ser medida a través de resistencia eléctrica (Figura 3.2). Los materiales que suelen utilizarse para fabricar galgas son aleaciones metálicas, como por ejemplo constantán, nicrón o elementos semiconductores como por ejemplo el silicio y el germanio.

¹³ Se utiliza para medir resistencias desconocidas mediante el equilibrio de los brazos del puente. Estos están constituidos por cuatro resistencias que forman un circuito cerrado, siendo una de ellas la resistencia bajo medida.

¹⁴ Propiedad de algunos materiales conductores y semiconductores, cuya resistencia cambia cuando se los somete a un esfuerzo mecánico (tracción o compresión) que los deforma.

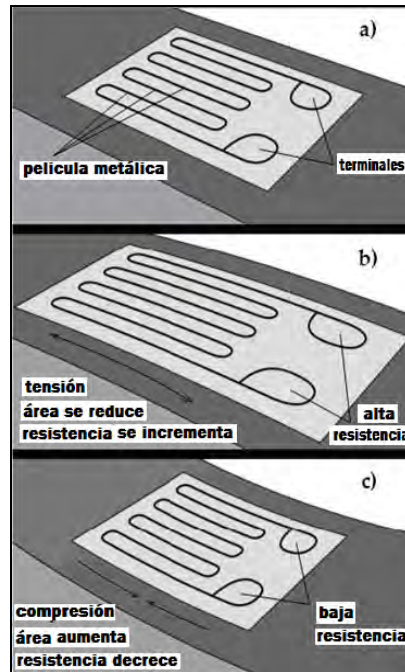


Figura 3.2 Galga extensométrica a) sin aplicar fuerza la resistencia es nominal, b) en tensión la resistencia aumenta y c) en compresión la resistencia disminuye o decrece.

3.2 Sistema de adquisición de datos

Para la medición de estas diferencias de potencial es necesario el uso de los Sistemas de Adquisición de Datos (DAQ) basados en PC; estos dispositivos son instrumentos de propósito general diseñados para medir señales de voltaje. El problema es que la mayoría de los sensores y transductores generan señales que se deben acondicionar antes de que un dispositivo DAQ pueda adquirir con precisión la señal. La mayoría de los DAQ basados en PC incluyen algún tipo de acondicionamiento de señal además del dispositivo DAQ y la PC, como lo muestra la Figura 3.3.

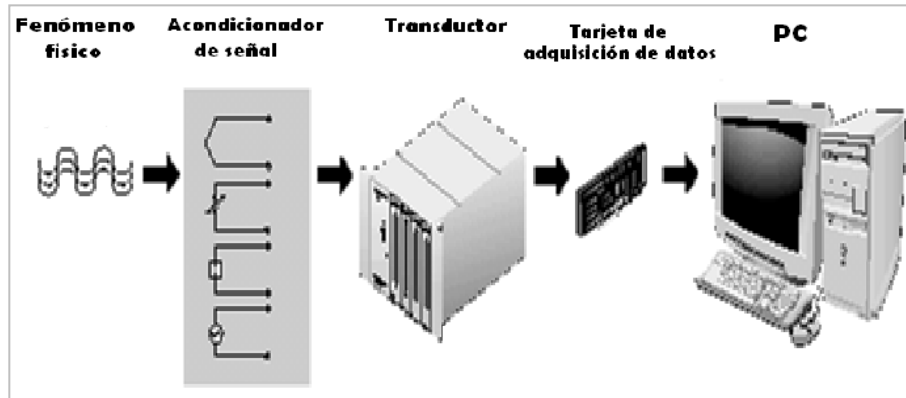


Figura 3.3 El acondicionamiento de señales es un componente importante en un sistema de adquisición de datos de un fenómeno físico (National Instruments).

Los transductores son dispositivos que convierten un fenómeno físico, como temperatura, carga o presión a otro. Los más comunes convierten estas características físicas en señales eléctricas como voltaje y resistencia. Las características de los transductores definen muchos de los requerimientos del acondicionamiento de señales necesario en un sistema DAQ. La Tabla 3.1 muestra las características básicas y el acondicionamiento requerido para los extensómetros eléctricos.

Sensor	Característica eléctrica	Requerimientos de Acondicionamiento de Señales
Extensómetro eléctrico	<ul style="list-style-type: none"> • Baja resistencia • Baja sensibilidad • Salida no lineal 	<ul style="list-style-type: none"> • Excitación de voltaje o corriente • Alta amplificación • Configuración de puente • Linealización • Calibración

3.3 Desarrollo experimental

En la mayoría de las investigaciones biomédicas, la determinación de las propiedades mecánicas de tejido óseo se ha enfocado a huesos de animales como la rata, ratón, conejo, porcino, bovino caprino, equino, etc., porque se intenta reproducir en el animal la enfermedad o estudio en cuestión, de forma que se manifieste lo más similarmente posible a como lo hace en el ser humano. Por otra parte, en los modelos animales se aplican técnicas de análisis que no sería posible en la especie humana por razones éticas. Por último, la

aplicación de posibles medidas terapéuticas para aliviar o curar la enfermedad permite verificar su eficacia o sus peligros antes de probarlas en la especie humana, con esto se generan metodologías que han proporcionado una directriz en el desarrollo de la ortopedia, sirviendo como un recurso para el estudio del fenómeno de fractura y reparación del hueso.

Después de conocer los diferentes tipos de factores que pueden afectar las propiedades mecánicas del hueso y dado que algunas de éstas no pueden ser controladas, se mencionan a continuación los que serán considerados en este estudio para el cuidado y maquinado de las muestras, y posteriormente, se describirá cada uno.

In vivo

- Especie. Porcino.
- Edad. Aproximadamente 8 meses.
- Peso. De 115 a 130 kg.

In vitro

- Hidratación. 1 hora en agua común.
- Maquinado. Cortadora de disco de diamante.
- Preservación. Congeladas a 0°.

3.3.1 Obtención y limpieza del hueso

Los huesos de animales relativamente más grandes como el porcino o bovino, permiten obtener las propiedades a diferentes niveles de tejido, ya sean propiedades estructurales a nivel de hueso completo o, como en este trabajo, a nivel de tejido cortical únicamente.

Así, el fémur de porcino fue la especie elegida para la obtención de las muestras, éste ofrece ventajas como una mayor disponibilidad, lo que permite numerosas posibilidades de experimentación frente a las procedentes de seres humanos y además su forma transversal es similar a un elemento tubular (Figura 3.4).



Figura 3.4 Muestras de hueso cortical considerándolas como elementos tubulares.

Su obtención se llevó a cabo teniendo especial cuidado en que tuviera tejido suave para mantenerlo preservado y así evitar una descomposición acelerada durante su almacenamiento. Los huesos fueron refrigerados a 0° C (Martínez, 2009) durante un periodo aproximado de 2 a 4 semanas para evitar su descomposición durante todo el periodo transcurrido entre la obtención y ensayo de las muestras.

La limpieza y remoción del tejido suave (Figura 3.5) se realizó después de un periodo de hidratación aproximado de una hora (Narváez, 2005) con el objetivo de preparar la superficie para el pegado del extensómetro eléctrico. Posteriormente, se eliminan las epífisis y se retira la médula ósea contenida en el canal medular con agua y jabón, para trabajar únicamente con la diáfisis.



(a)

(b)

Figura 3.5 (a) Limpieza y remoción del tejido suave del fémur de porcino, (b) Fémur limpio.

3.3.2 Maquinado de las muestras

Se prepararon 31 muestras de diáfisis de porcino y se ajustaron las dimensiones de longitud de trabajo (L_T) en función del diámetro de la diáfisis (\varnothing) (Tabla 3.2), como se ha

mencionado con anterioridad, no se cuenta con métodos de estandarización que permitan definir el tamaño adecuado de las muestras, por lo que se variaron parámetros como la longitud de trabajo y la velocidad en la prueba, obteniendo en total cuatro grupos como se enuncia a continuación:

- Grupo 1. Muestras con una longitud de trabajo de 1.2, 2, 2.5 y 3 veces el diámetro de la diáfisis y una velocidad carga de 1 mm/min (Yuehuei, 2000). Estas muestras no fueron instrumentadas con el objetivo de determinar una longitud adecuada para la preparación de las siguientes muestras.
- Grupo 2. Para disminuir la aparición de hueso esponjoso en las muestras éstas se cortaron a 1.2 veces el diámetro de la diáfisis y una velocidad de carga de 1 mm/min (Yuehuei, 2000).
- Grupo 3. La velocidad de carga en este grupo fue de 5 mm/min (Nyman, 2006) para realizar un comparativo con el grupo 4 bajo esta nueva variable y con la posibilidad de reducir los datos obtenidos de los ensayos. La longitud de trabajo que se utilizó fue de 2 veces el diámetro considerada de la normas ASTM, Vol. 03.01 para ensayos de compresión en metales.
- Grupo 4. Al igual que en el grupo 3 la longitud de trabajo fue 2 veces el diámetro de la diáfisis con la misma consideración anterior, variando la velocidad de carga a 1 mm/min (Gibson, 1995) para presentar un comportamiento elástico.

Tabla 3.2 Dimensiones de longitud de trabajo y velocidad en la prueba en cada uno de los grupos.

Grupo	No. Muestras	Instrumentación	L_T	Velocidad de carga
1	9	No	34 a 70 mm	1 mm/min
2	5	Si	1.2 ø	1 mm/min
3	4	Si	2 ø	5 mm/min
4	13	Si	2 ø	1 mm/min

Las muestras fueron seccionadas con cortadora de disco de diamante para no afectar el área y obtener un acabado fino en la superficie (Figura 3.6). Este corte fue continuamente irrigado con agua común para prevenir un sobrecalentamiento de las muestras durante el proceso de maquinado (Yuehuej, 2000). Durante la limpieza y corte se mantuvo al hueso hidratado ya que los cambios en su contenido de agua tienen un efecto significativo en sus propiedades mecánicas (Ferreira, 2006).

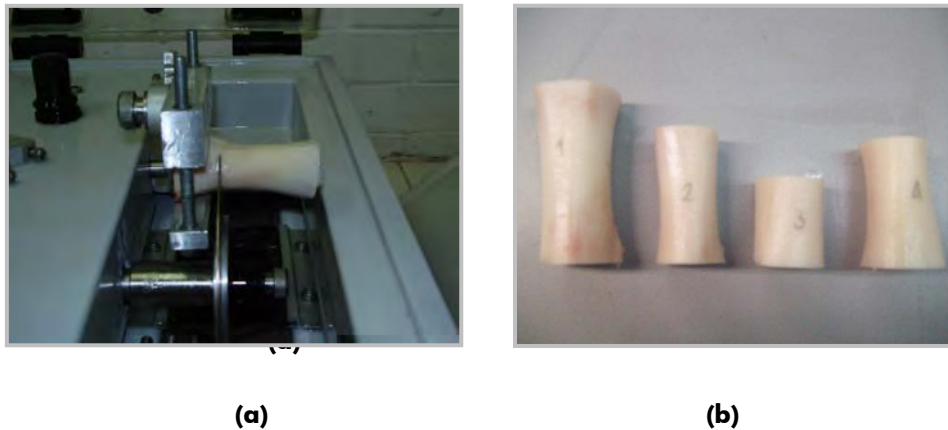


Figura 3.6 (a) Corte de la muestra con la cortadora de disco de diamante vista frontal, (b) Muestras maquinadas.

3.3.3 Instrumentación

A partir del desplazamiento del cabezal de la maquina de pruebas universal se pueden estimar las deformaciones de una muestra pero estos cálculos no son aproximados debido a diferencias en las deformaciones, para mayores aproximaciones en las mediciones se utilizaron sensores de resistencia eléctrica (galgas extensométricas) para lograr una mejor aproximación de la deformación del material. Para las pruebas realizadas se utilizaron cuatro tipos de extensómetros (EA-06-250-BF-350, EA-13-125-BZ-350, EA-06-125-BT-120 y EA-06-125-BB-120) con la siguiente descripción:



Figura 3.7 Descripción de cada uno de los parámetros en el extensómetro eléctrico (Measurements Group Inc., 2000).

La selección de estos sensores eléctricos se basó en sus características descritas en el manual de Measurements Group Inc. Con las siguientes consideraciones:

- **EA.** Papel de constantán¹⁵ en combinación con un revestimiento de poliamida¹⁶ resistente y flexible. Están destinados principalmente a uso general del análisis de fuerzas estáticas y dinámicas. Soportan un rango de temperatura de -75° a 175° C.
- Los valores **06** y **13** están disponibles para su utilización en un amplio rango de aleaciones, siendo los más comunes (Measurements Group Inc., 2000). Debido a que no se cuenta con sensores especializados para el tejido óseo, se eligieron estas dos opciones.
- Dado que algunas muestras fueron más pequeñas que otras se utilizaron en su mayoría extensómetros con una menor longitud de la rejilla de 125 milésimas de pulgada puesto que su tamaño es más reducido comparado con los de 250 milésimas de pulgada, la configuración de la rejilla de BF, BZ, BB y BT no es una variable considerada en el estudio, ya que todas están orientadas en una dirección principal y lo que varía es el tipo de diseño del extensómetro.

¹⁵ Aleación, generalmente formada por un 55% de cobre y un 45% de níquel. Se caracteriza por tener una resistencia eléctrica constante en un amplio rango de temperaturas.

¹⁶ Producto sintético termoplástico, se emplea como fibra textil, como adhesivo y para revestimiento superficial. El nylon y el perlón son poliamidas.

- El valor de la resistencia de 350 y 120 omhs fue determinada a la existencia en los extensómetros eléctricos.

Para la fijación de la galga extensométrica en la muestra se sigue del procedimiento básico de preparación de superficies que se emplea en los metales (Martínez, 2006), de forma resumida, este procedimiento es como sigue: se desengrasa (CSM-1A Degreaser Measurements Group Inc. Raleigh, USA), se humedece (M-Prep Conditioner A, Measurements Group Inc.) para una abrasión ligera (con papel de carburo de silicio No. 300) y posteriormente se neutraliza (M-Prep Neutralizer 5A Measurements Group Inc.). La orientación de la rejilla activa se colocó a lo largo del eje principal de la diáfisis (Figura 3.8).

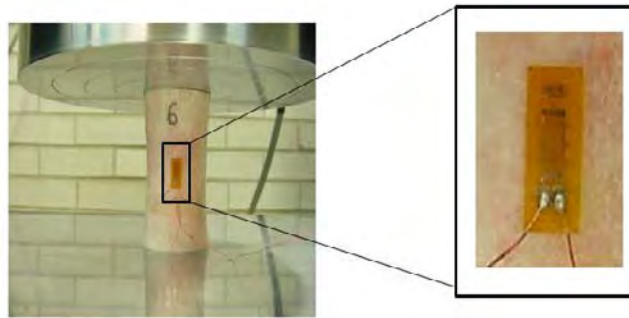
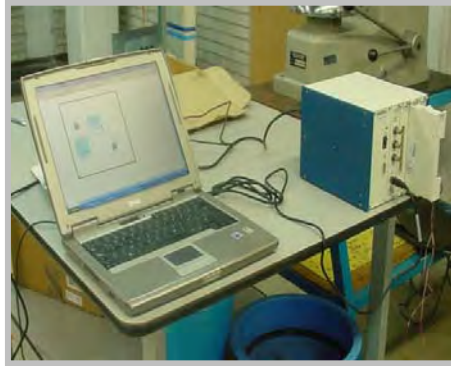


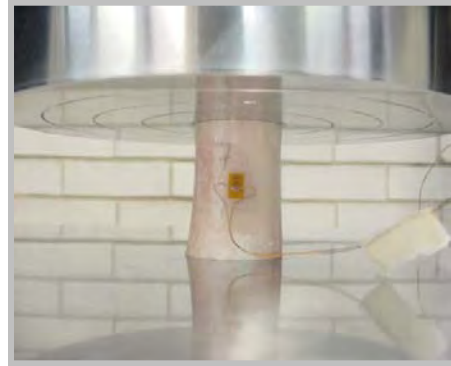
Figura 3.8 Orientación del extensómetro eléctrico en la muestra de hueso cortical.

3.4 Metodología de la medición de los resultados

Para efectuar las pruebas se utilizó una máquina electromecánica *Instron*® modelo 4206 y un sistema de adquisición de datos. El registro de datos se realizó a través de un software comercial (LabVIEW®). El cabezal de la máquina de pruebas mecánicas se configuró a velocidades de 1 mm/min y 5 mm/min, es necesario también que a cada espécimen colocado entre los platos de trabajo (Figura 3.9) le sea aplicada una precarga de 40 [N] dado que es necesario disminuir el efecto de movimiento entre los platos de la máquina de pruebas y la muestra (Yuehuei, 2000).



(a)



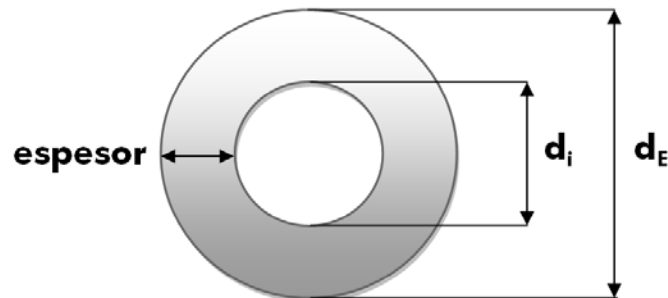
(b)

Figura 3.9 (a) Sistema de adquisición de datos, (b) Colocación de la muestra de hueso cortical entre los platos de trabajo.

Al concluir las pruebas, se realizó el corte de sección transversal en el punto donde se fijó el extensómetro eléctrico. Posteriormente se realizaron 12 medidas aleatorias de los espesores alrededor de la periferia para obtener un promedio, datos que se utilizaron en el cálculo de área de la sección transversal (Ecuación 3.2) para obtener el esfuerzo último (Ver ecuación 2.1) de cada una de las muestras.

$$A_E - A_i = \frac{\pi}{4} (D_E^2 - D_i^2) \quad (3.2)$$

donde:



En la Tabla 3.3 se presentan sólo las medidas de los espesores del grupo 1 que son similares a las medidas de los tres grupos restantes.

Tabla 3.3 Medida de los espesores de las nueve muestras del grupo 1.

Muestras	Medidas del espesor [mm]												Promedio [mm]
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	
1	8.4	5.2	3.2	3.6	3.7	3.4	3.5	3.7	4.1	5.7	4.9	7.3	4.73
2	5.3	4.2	4.8	5	6	5.9	4.3	5.1	4.7	4.3	3.8	4.4	4.82
3	3.4	3.9	4	6.3	6.5	7.6	6.2	5.4	4.9	4	4.5	3.8	5.04
4	4.4	5	6.2	6.5	5	4	3.9	3.3	5.2	4.5	4.4	3.8	4.68
5	4.3	3.8	4	6.7	5.5	5.3	4	4.5	3.6	6.8	6.1	4.5	4.93
6	4	5.6	6.7	6.4	6	5.8	5.6	3.5	4.7	5.8	4	4.3	5.20
7	3.8	4.6	3.5	4	4.9	5.8	6.3	6.3	6.4	6.7	4.4	4.2	5.08
8	5.6	4.2	5.7	6.9	6.3	6.2	3.7	6.2	6.1	5	4.6	4.2	5.39
9	4.5	4.4	4.6	3.9	3.6	2.7	4.6	4	3	3.7	2.7	2.8	3.71

El fenómeno que se presenta en la variación de las medidas es debido a que en algunas muestras óseas existen zonas más gruesas que otras (Figura 3.10).

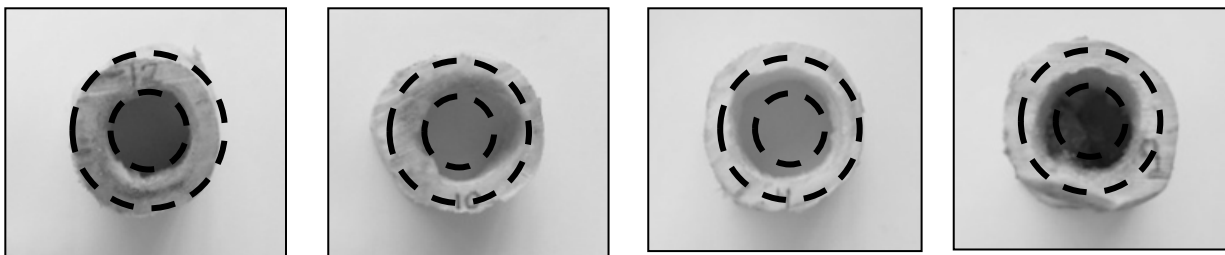


Figura 3.10 Se pueden apreciar las diferentes existentes en los espesores de las muestras.

3.4.1 Manejo de datos en la hoja de cálculo

En el método general de análisis empleado en resistencia de materiales se inicia con la suposición de que el hueso está en equilibrio. En el caso de una carga, ésta puede representarse como un sistema de fuerzas coplanares, y la aplicación de las ecuaciones de equilibrio es determinar la fuerza resultante que actúa dentro del hueso. Así, dicho análisis está basado en la consideración de que el hueso es una estructura continua, homogénea e isotrópica. Lo anterior permite facilitar los cálculos correspondientes y emplear la relación lineal de Hooke y esfuerzo (Ver ecuación 2.1 y 2.2).

A partir de los datos generados por la máquina de pruebas se obtiene la gráfica *carga vs desplazamiento* (Figura 3.11), obteniendo directamente los parámetros siguientes: carga máxima o carga a la fractura y el desplazamiento en este punto. A su vez se obtienen los datos registrados por la galga extensométrica y son graficados en una curva *deformación vs tiempo* (Figura 3.12) registrando la deformación máxima del hueso.

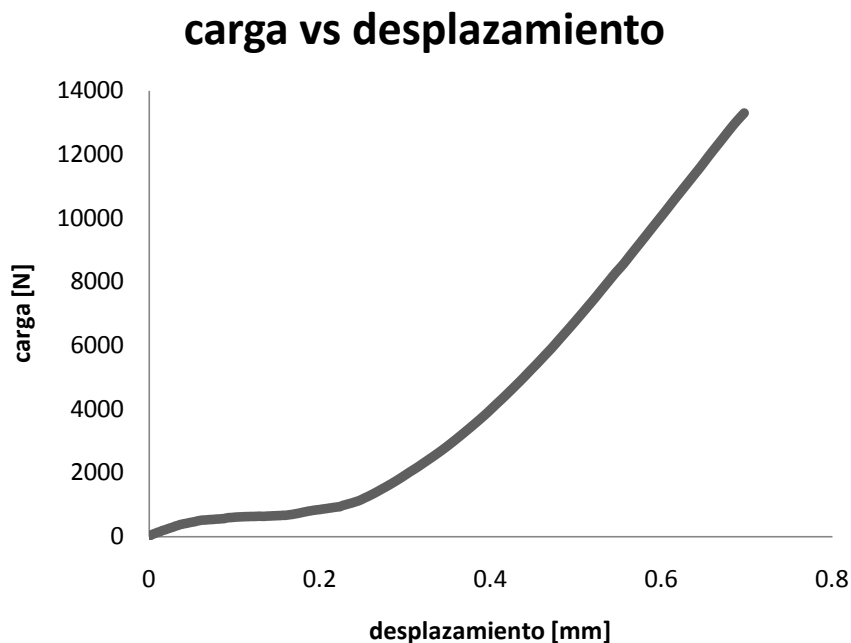


Figura 3.11 Curvas Carga vs Desplazamiento obtenidas de la maquina de pruebas Instron.

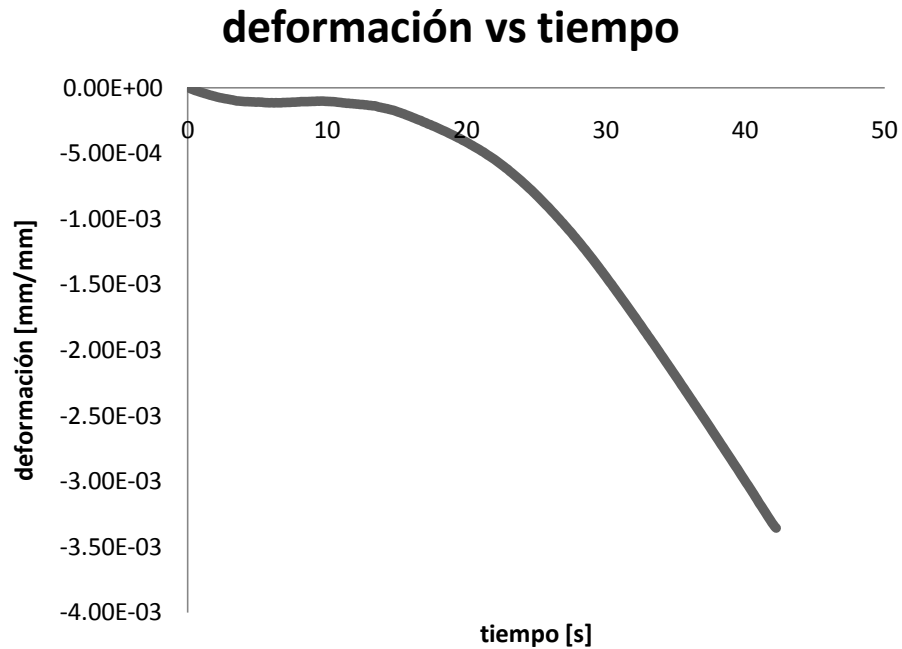


Figura 3.12 Curva Deformación vs Tiempo obtenida con la galga extensométrica.

Con estas dos gráficas se obtiene la curva *esfuerzo vs deformación* (Figura 3.13), en ella es posible estimar el módulo de elasticidad a través del análisis de un ajuste de regresión lineal que corresponde a la zona lineal de la curva. Esta zona se puede determinar al inspeccionar la variación de la pendiente entre pares de puntos de la curva en cuestión (Figura 3.14).

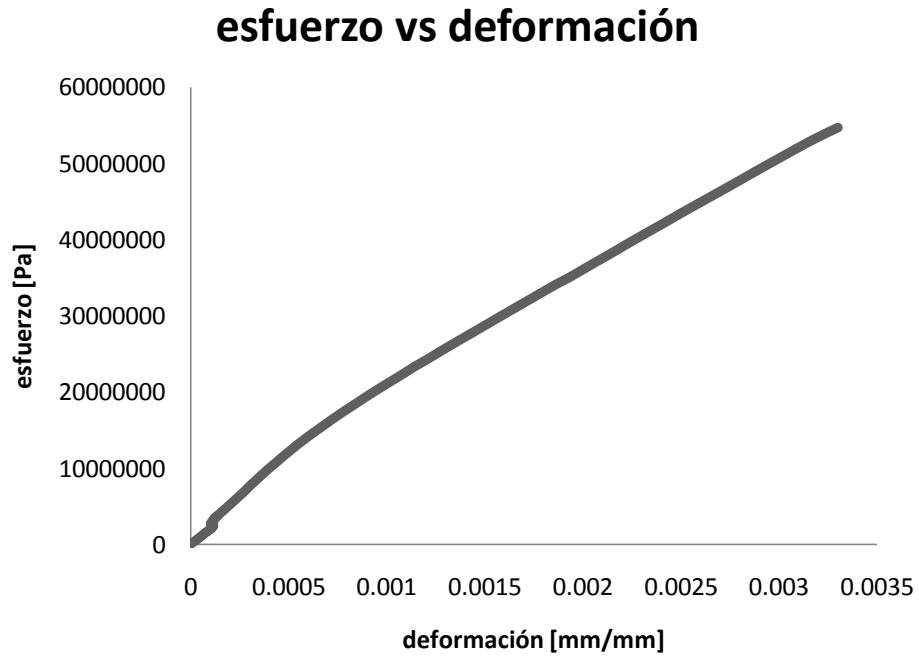


Figura 3.13 Curva Esfuerzo vs Deformación

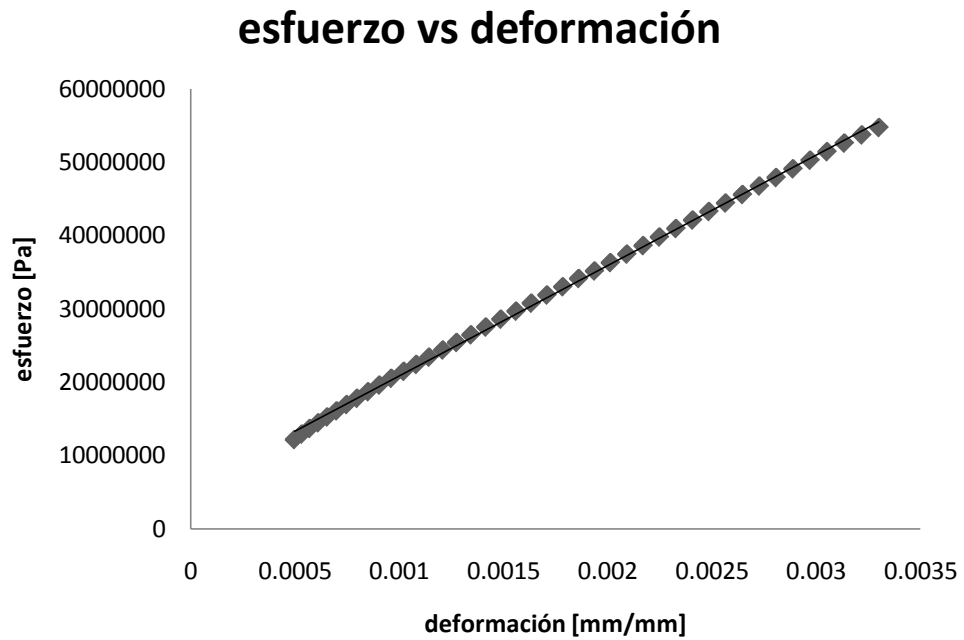


Figura 3.14 Zona lineal de la Curva Esfuerzo vs Deformación de la Figura 3.13

Con los valores del módulo de Young se construyó la gráfica de errores relativos¹⁷ entre cada módulo y su subsecuente dentro de la región considerada como elástica (Narváez, 2004). Estas gráficas permiten observar la variación entre los módulos elásticos y así se verifica que los datos considerados en el módulo elástico sean los esperados, ya que los errores son pequeños (Figura 3.15 y 3.16), donde $E = d\sigma/d\varepsilon$ es la pendiente instantánea¹⁸.

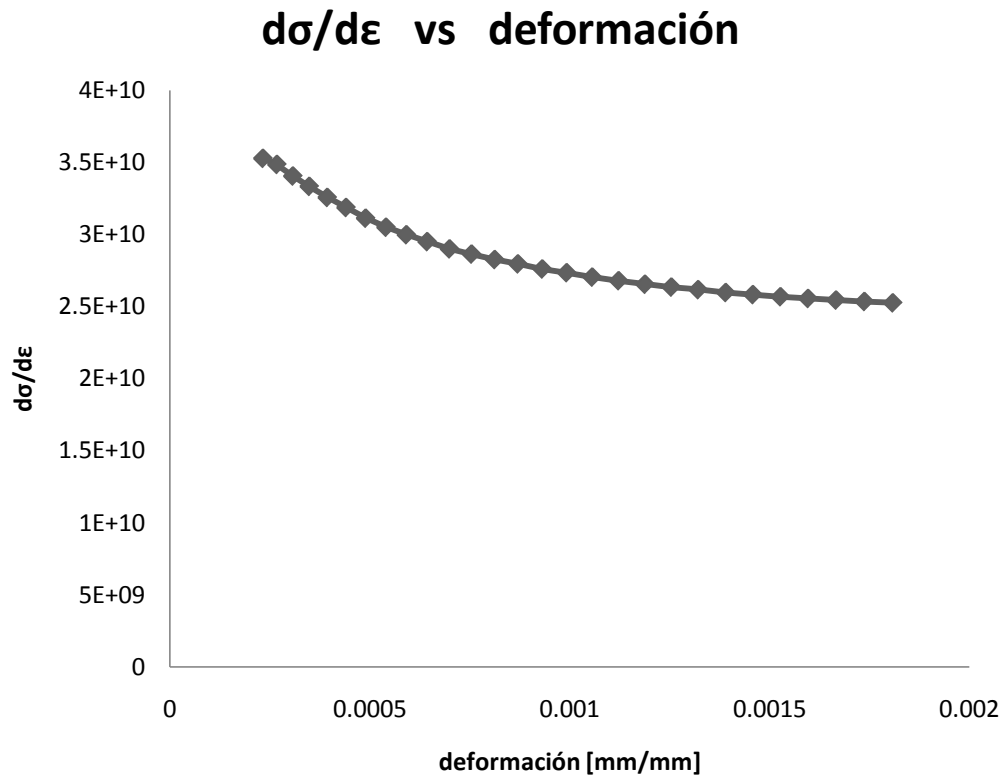


Figura 3.15 Pendientes instantáneas ($E = d\sigma/d\varepsilon$) en la región elástica de la curva esfuerzo vs deformación, en cada valor de la deformación.

¹⁷ Es la relación que existe entre el error absoluto (diferencia entre el valor real de una magnitud y el valor que se ha medido) y la magnitud medida, es adimensional, y suele expresarse en porcentaje.

¹⁸ Una derivada es el cálculo de las pendientes instantáneas de una función $f(x)$ en cada punto x . Esto corresponde a las pendientes de las tangentes de la gráfica de dicha función en sus puntos.

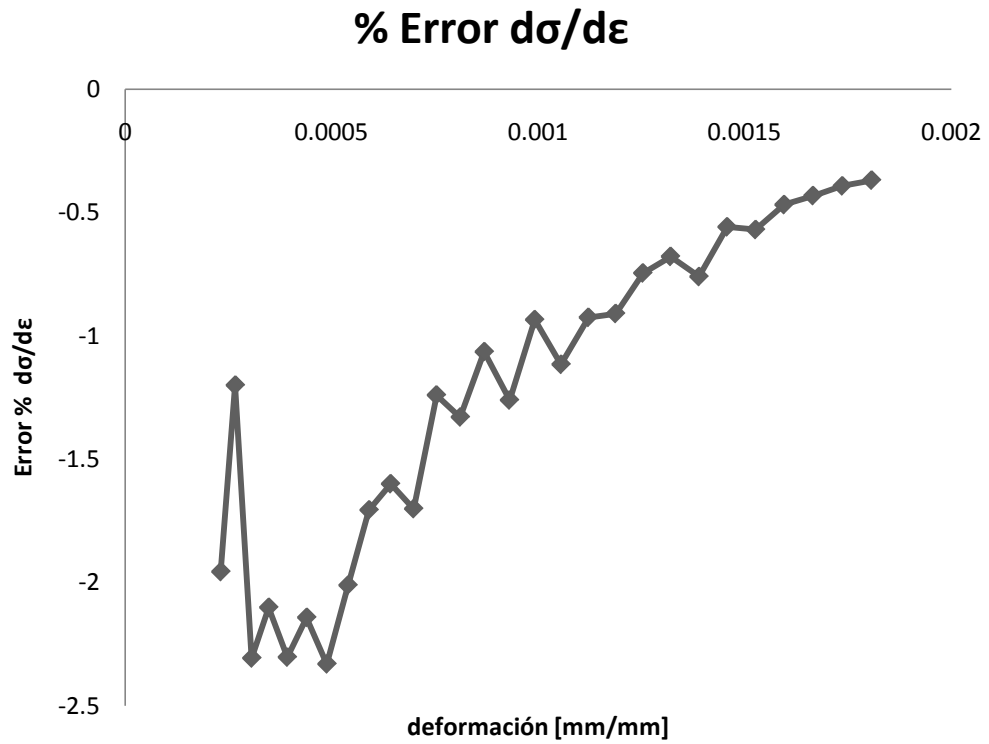


Figura 3.16 Errores relativos entre un módulo instantáneo y el subsecuente para cada medida de la deformación en la región elástica, se observa un error máximo de casi 2%.



CAPÍTULO 4

Análisis de resultados

Introducción

A partir de los ensayos de compresión de muestras de hueso cortical, se obtuvieron las gráficas *esfuerzo vs deformación* para determinar las propiedades mecánicas de este tejido, poniendo especial atención en la obtención del módulo de elasticidad, ya que, como se mencionó anteriormente, éste indica que tan rígido es el material de estudio, esta propiedad se comparará en cada uno de los cuatro grupos, con el objetivo de establecer el grupo ensayado que presenta una menor dispersión.

En los resultados obtenidos se proporcionan, para cada caso, las condiciones del ensayo, esto incluye las gráficas con las tablas correspondientes de los parámetros obtenidos. En ellas se muestran los valores promedio así como la desviación estándar para las propiedades mecánicas.

Algunas consideraciones importantes se podrán observar en las gráficas, tales como el efecto "toe"; fenómeno que se presenta debido al desalineamiento entre las caras de la muestra y los platos de la máquina de pruebas, y su comportamiento después del punto de falla (Cowin, 2001). También se efectúa un análisis de las principales fracturas en las muestras, así como su descripción y zona de fractura.

4.1 Resultados grupo 1

Curva carga vs desplazamiento

En la Figura 4.1 se observan las *curvas carga vs desplazamiento* de las nueve muestras del grupo uno, con una velocidad de 1 mm/min y una longitud de trabajo de 40 a 80 mm, se puede observar al inicio una zona llamada "toe", que no es lineal debido a un defecto del acoplamiento entre los platos de la máquina y la muestra; después se presenta una zona lineal que se considerará como la zona elástica del material llegando hasta un punto máximo, que determina la carga máxima que soporta la muestra siendo el punto de fractura de la misma.

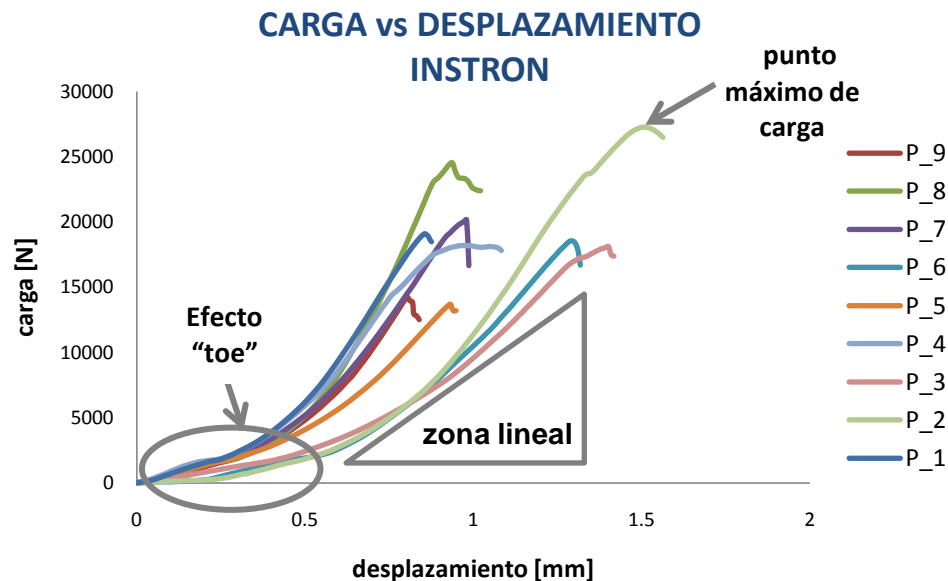


Figura 4.1 Comportamiento de las curvas *carga vs desplazamiento* de las 9 muestras del grupo 1, al inicio se observa el efecto "toe" seguida de una zona lineal, hasta el punto máximo de carga.

En la Figura 4.2 se presentan las curvas carga vs desplazamiento únicamente en su zona lineal. Con respecto a esta gráfica y al observar los datos de la Tabla 4.1, se pueden ver tres diferentes tendencias. La rigidez es menor cuando las muestras son más largas en un rango de 70 a 80 [mm] (Figura 4.3). Para las muestras con longitudes entre 40 a 60 [mm] la rigidez fue más elevada con respecto a la anterior (Figura 4.4) y cuando la muestra fue mucho más corta, menor a 40 [mm] se presentó la mayor rigidez (Figura 4.5). A medida que aumenta la longitud de la muestra, se reduce su capacidad de soportar carga.

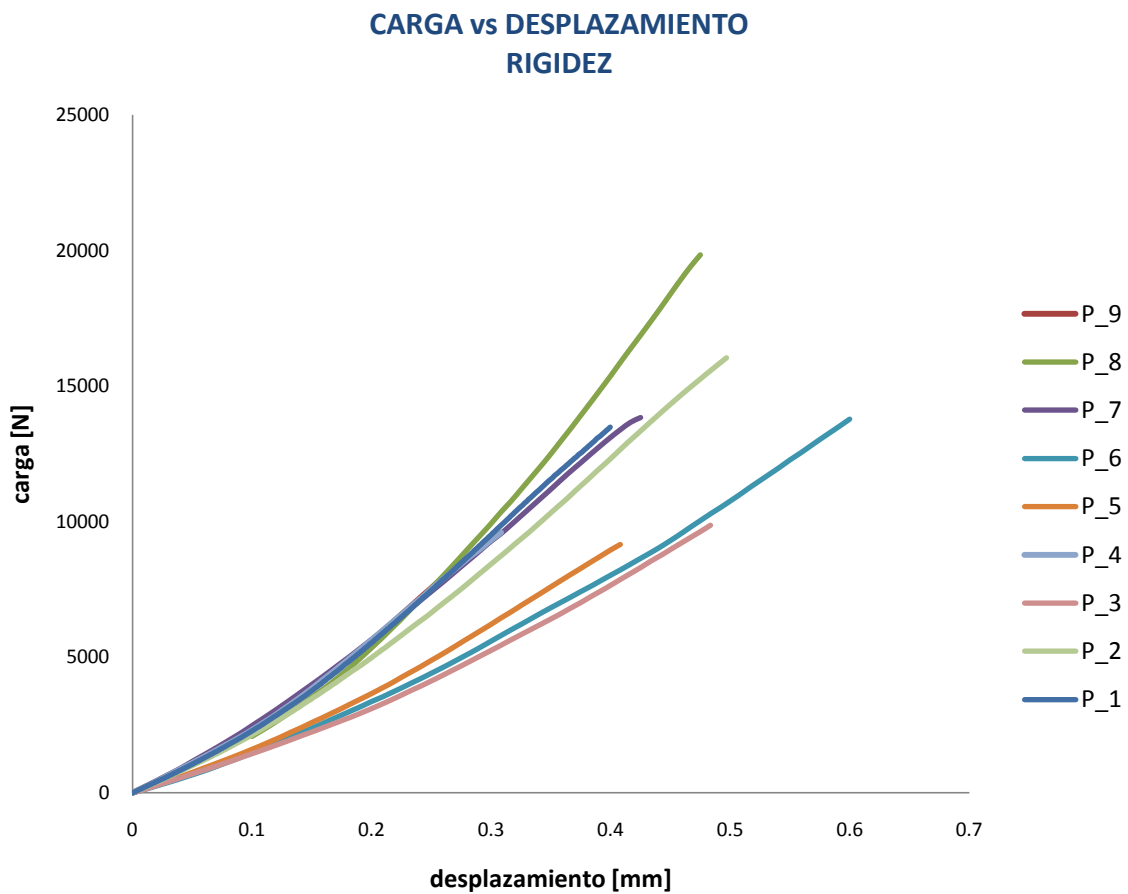


Figura 4.2 Zona lineal de la curva *carga vs desplazamiento* que determina la rigidez de las muestras.

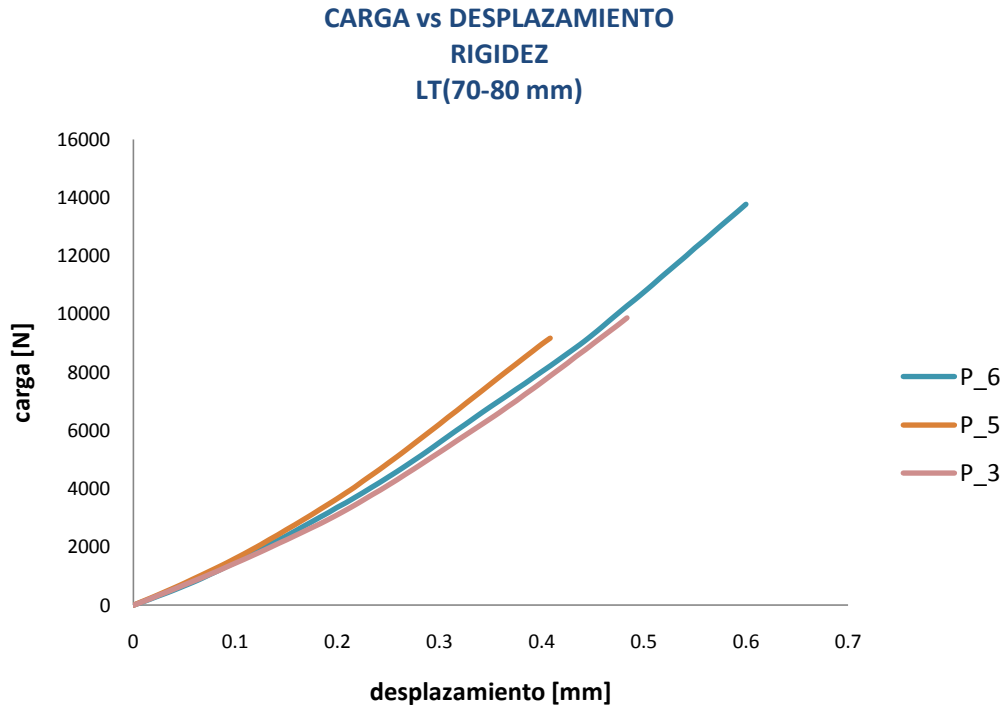


Figura 4.3 Zona lineal de la curva *carga vs desplazamiento* de las muestras 3, 5 y 6 con una rigidez de 20489 a 23150 [N/mm].

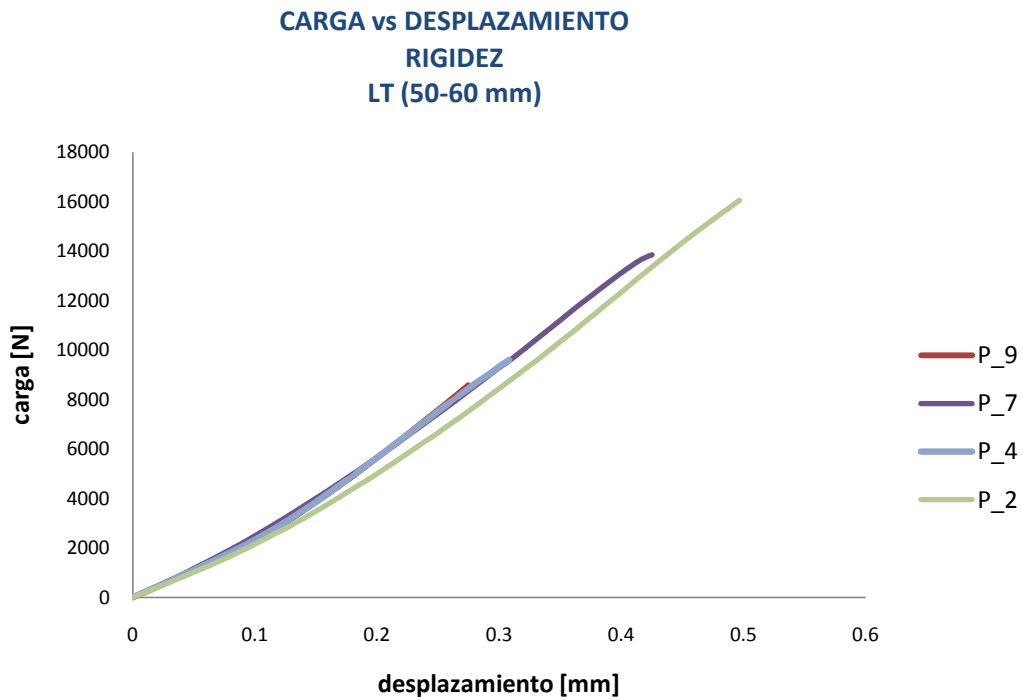


Figura 4.4 Zona lineal de la curva *carga vs desplazamiento* de las muestras 2, 4, 7 y 9 con una rigidez de 31282 a 33716 [N/mm].

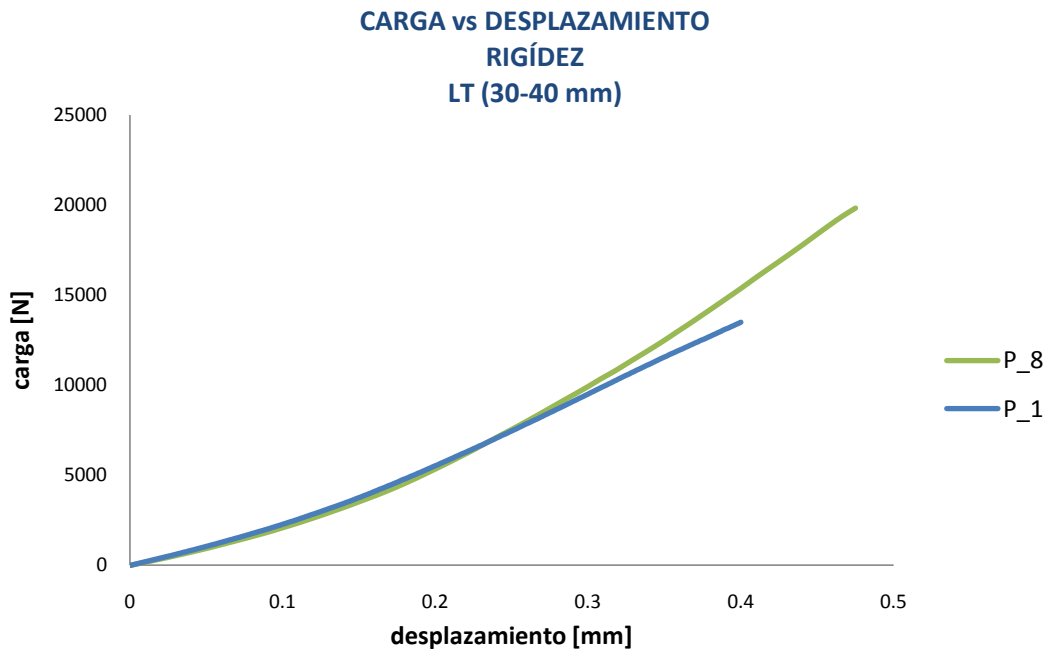


Figura 4.5 Zona lineal de la curva carga vs desplazamiento de las muestras 1 y 8 con una rigidez de 35779 a 42540 [N/mm].

De la Tabla 4.1 la menor carga máxima fue de 13.67 [KN] que corresponde a la muestra 5 con la mayor longitud de trabajo, mientras que la mayor carga máxima fue de 27.29 [KN] correspondiente a la muestra 2 con mayor área transversal del grupo de longitud de trabajo de 50 a 60 [mm].

Tabla 4.1 Resultados del Grupo 1.

P	Carga máx. [KN]	Desviación estándar	σ máx. [MPa]	Desviación estándar	Rigidez [N/mm]	Desviación estándar	Altura [mm]	Área transversal [mm ²]	Desviación estándar
1	19.09	0.14	63.60	1.54	42540	4041.30	40.0	300.22	9.91
2	27.29	2.60	75.27	5.42	31926	503.30	50.0	362.61	10.88
3	18.10	0.47	53.97	1.67	20489	3309.04	70.0	335.28	1.77
4	18.20	0.43	60.89	0.63	32003	528.96	60.0	298.92	10.35
5	13.67	1.94	44.43	4.85	22860	2518.70	80.0	307.67	7.43
6	18.56	0.32	47.60	3.80	23150	2422.04	71.0	389.78	19.94
7	20.14	0.21	63.86	1.62	33716	1099.96	53.2	315.28	4.89
8	24.53	1.68	65.71	2.24	35779	1787.63	34.6	373.29	14.44
9	15.95	1.19	55.64	1.12	31282	288.63	50.6	286.61	14.45
	19.50	± 1.00	59.00	± 2.54	30416	± 1833.3	56.6	329.96	± 10.45

Curva esfuerzo vs deformación

A partir de los desplazamientos registrados de la máquina Instron se obtuvieron las deformaciones de cada una de las muestras (ver Ecuación 2.2 de Capítulo 2) y posteriormente se generó la curva *esfuerzo vs deformación* (Figura 4.6).

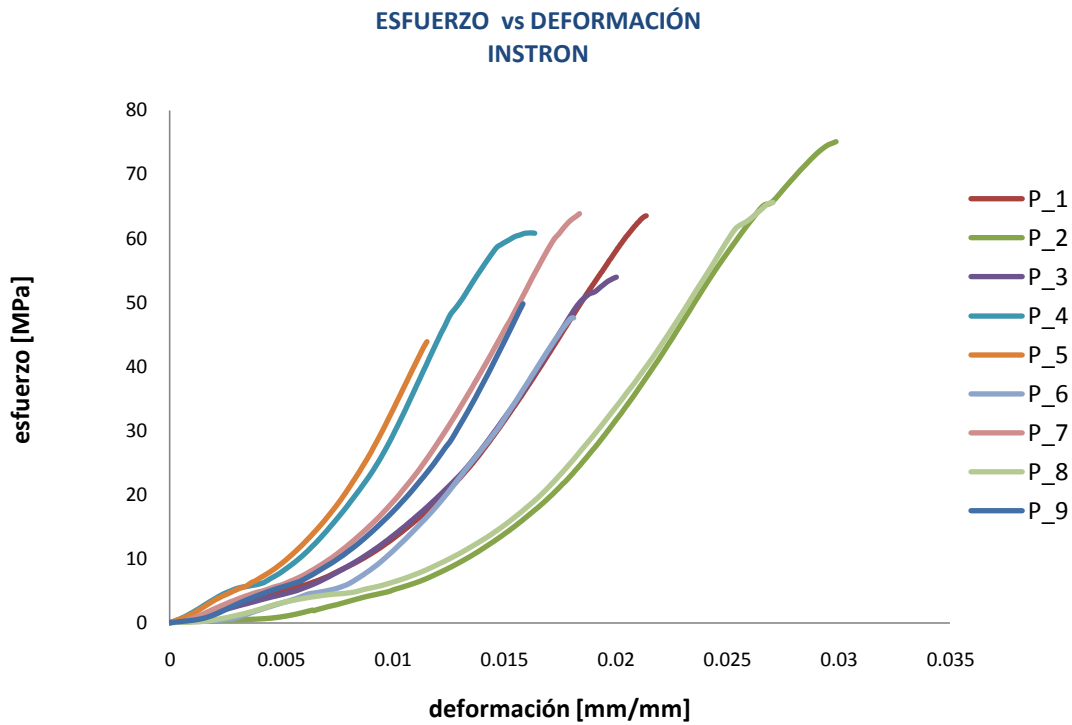


Figura 4.6 Curva *esfuerzo vs deformación* de las 9 muestras del grupo 1. Al inicio se observa el efecto "toe" seguida de una zona lineal, hasta el punto máximo de carga.

En la Figura 4.7 Se presenta la zona lineal de la curva *esfuerzo vs deformación* para la obtención del módulo elástico.

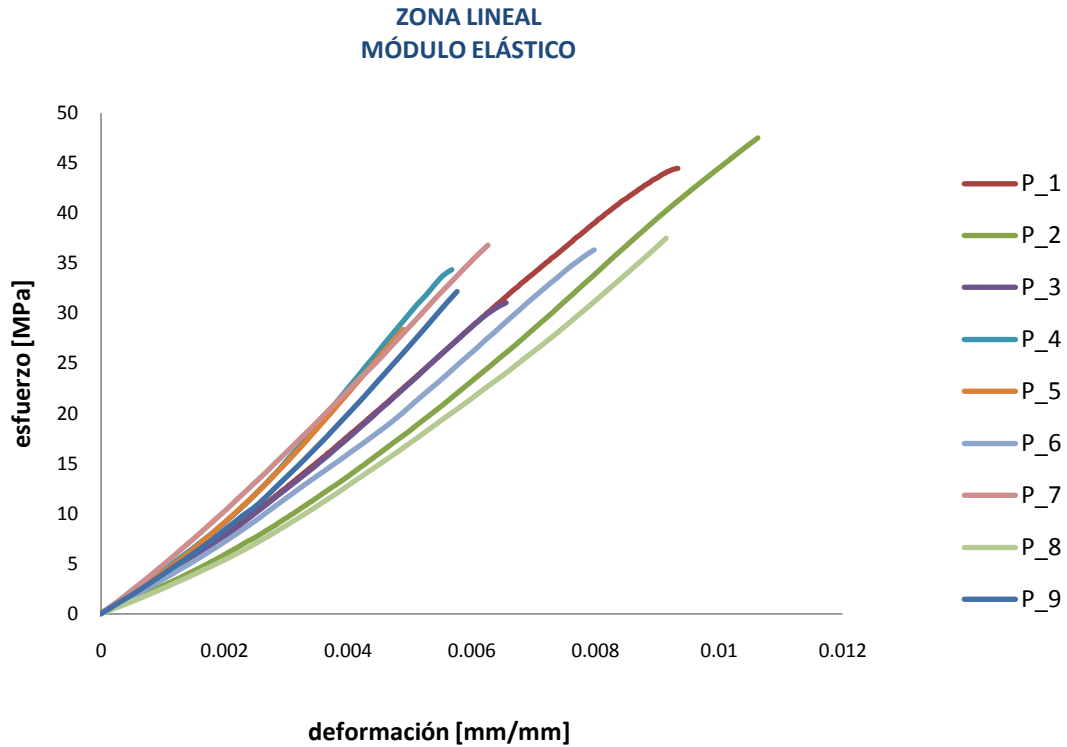


Figura 4.7 Zona lineal de la curva *esfuerzo vs deformación* de las 9 muestras del grupo 1 para la determinación del módulo elástico.

Los datos de la Tabla 4.2 fueron directamente obtenidos de la máquina *Instron* utilizando la ecuación 2.2 del capítulo 2, cabe recordar que estos ensayos no se instrumentaron con el objetivo de compararlos posteriormente con los otros tres grupos y determinar si es necesaria o no la instrumentación para la determinación de las deformaciones y módulo elástico.

Tabla 4.2 Resultados del Grupo 1

Muestra	E [GPa]	Desviación estándar	ϵ [mm/mm]	Desviación estándar
1	5.10	0.13	0.02137	0.00029
2	4.88	0.20	0.02990	0.00313
3	5.04	0.15	0.02003	0.00016
4	6.55	0.35	0.01637	0.00138
5	6.31	0.27	0.01164	0.00296
6	4.81	0.23	0.01812	0.00080
7	5.83	0.11	0.01840	0.00070
8	4.42	0.36	0.02710	0.00220
9	6.50	0.34	0.02167	0.00039
	5.49	± 0.24	0.02051	± 0.00133

El comportamiento de las muestras en el momento de la fractura se muestra en cada una de las imágenes siguientes:

- Muestra 5 con longitud de trabajo de 80 [mm], la fractura se observa en su extremo superior con el desprendimiento de hueso cortical seguido de un agrietamiento en la dirección de la fuerza (Figura 4.8).

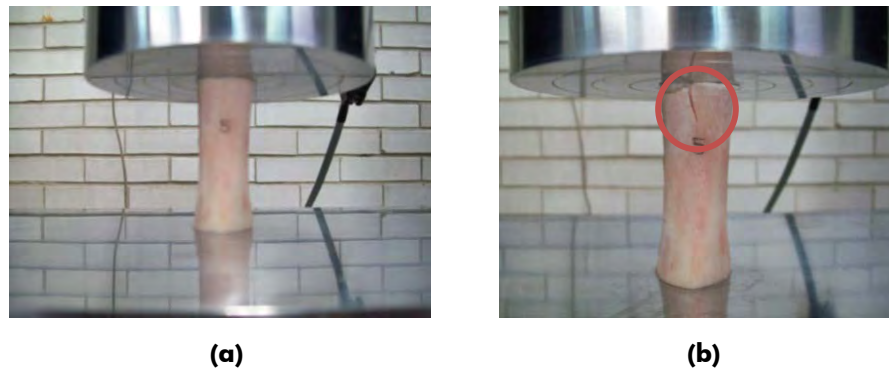


Figura 4.8 (a) Muestra al inicio del ensayo y (b) zona de fractura.

- Muestra 2 con longitud de trabajo de 50 [mm], la fractura al igual que en la anterior se presentó en su extremo superior con el desprendimiento de hueso cortical seguido de un agrietamiento en la dirección de la fuerza con la diferencia de que el agrietamiento a lo largo de ésta fue más prolongado (Figura 4.9).

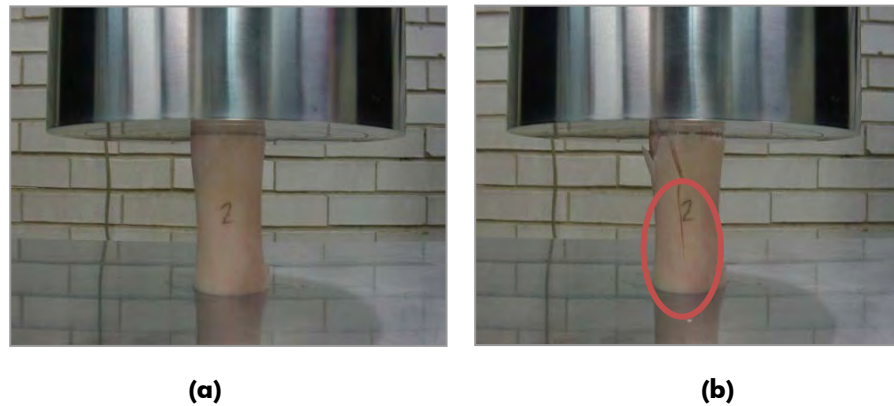


Figura 4.9 (a) Muestra al inicio del ensayo y (b) zona de fractura.

- Muestra 8 con longitud de trabajo de 34.6 [mm], la fractura se presentó en su extremo superior con el desprendimiento de hueso cortical seguido de un agrietamiento en dirección diagonal con un ángulo de 45° aproximadamente (Figura 4.10).

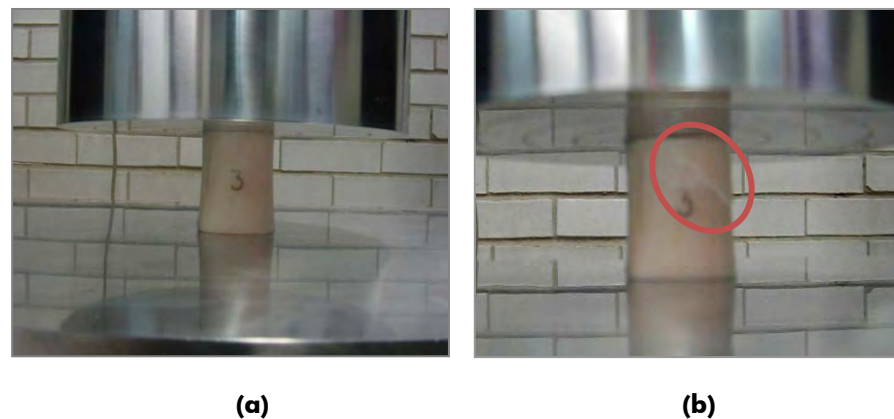


Figura 4.10 (a) Muestra al inicio del ensayo y (b) zona de fractura.

4.2 Resultados grupo 2

Curva carga vs desplazamiento

Continuando con los ensayos y debido a la alta resistencia del hueso en probetas más pequeñas se decidió instrumentar y comparar los resultados con las anteriores observando su comportamiento a una velocidad de 1 mm/min en 5 muestras. También se presentó al inicio de las curvas el efecto “toe” mencionado anteriormente (Figura 4.11) seguido de una zona lineal (Figura 4.12).

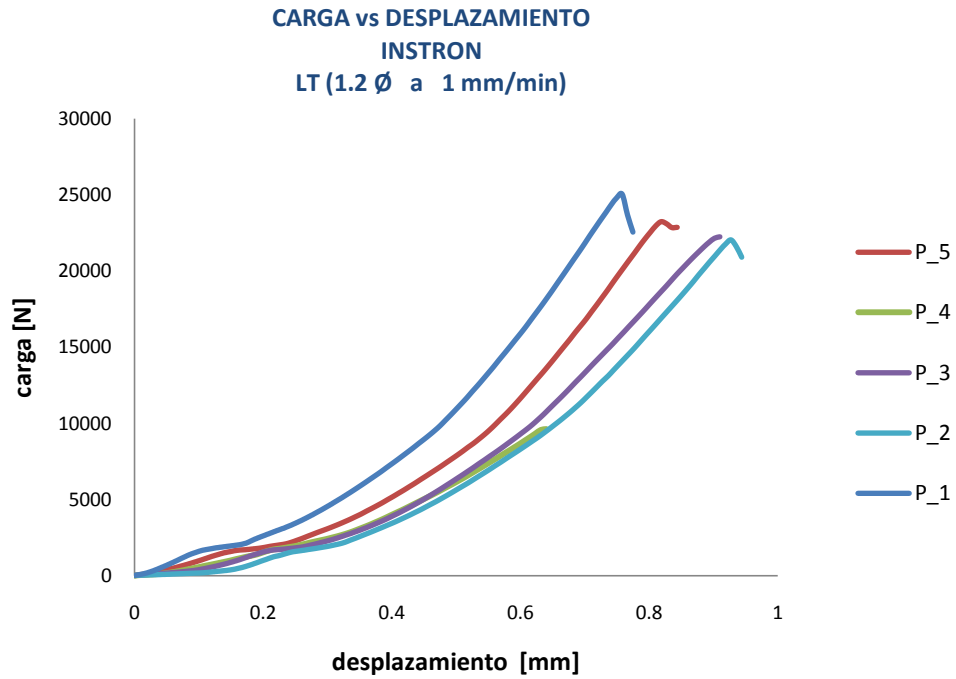


Figura 4.11 Comportamiento de las curvas *carga vs desplazamiento* de las 5 muestras del grupo 2, al inicio se observa el efecto "toe" seguida de una zona lineal, hasta el punto máximo de carga.

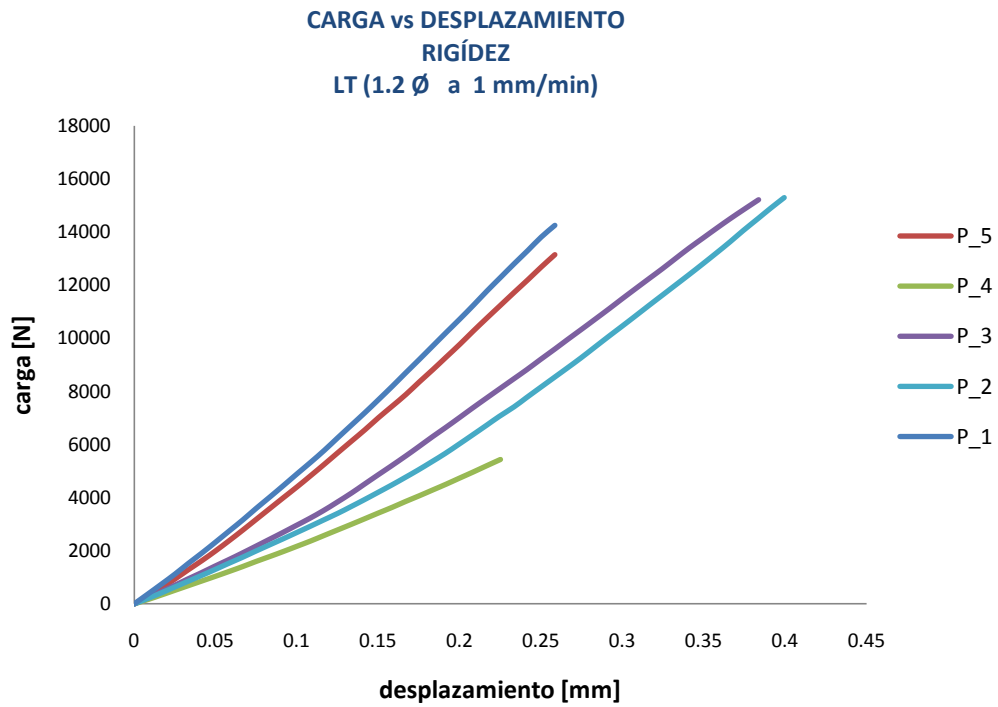


Figura 4.12 Zona lineal de la curva *carga vs desplazamiento* que determina la rigidez de las muestras.

De la Tabla 4.3 la menor carga máxima fue de 9.62 [KN] de la muestra 4, no se encontró una relación directa con respecto a su longitud de trabajo o área transversal, posiblemente esta diferencia sea consecuencia del material mismo, recordando que interfieren diferentes factores que pueden afectar su comportamiento mecánico por lo tanto esta muestra no es considerada en los promedios finales.

Tabla 4.3 Resultados del Grupo 2.

P	Carga máx. [KN]	Desviación estándar	σ máx. [MPa]	Desviación estándar	Rigidez [N/mm]	Desviación estándar	Altura [mm]	Área transversal [mm ²]	Desviación estándar
1	25.04	0.95	84.26	2.65	55973	4687.13	30.60	293.00	0.68
2	22.03	0.56	67.96	5.50	38510	4044.38	30.40	324.23	14.94
3	22.26	0.44	87.70	4.37	40841	2878.88	32.90	253.86	20.25
4	9.62	-	35.95	-	24153	-	32.40	267.47	-
5	23.25	0.05	75.89	1.53	51071	2236.13	31.40	306.33	5.99
	23.15	± 0.50	78.95	± 3.51	46599	± 3461.63	31.33	294.35	± 10.46

Zona lineal de la curva esfuerzo vs deformación

En la figura 4.13 se observa la región lineal de las 5 muestras del grupo 2. Las muestras 3 y 4 presentaron un menor módulo elástico a diferencia de las muestras 1, 2 y 5 (Tabla 4.4).

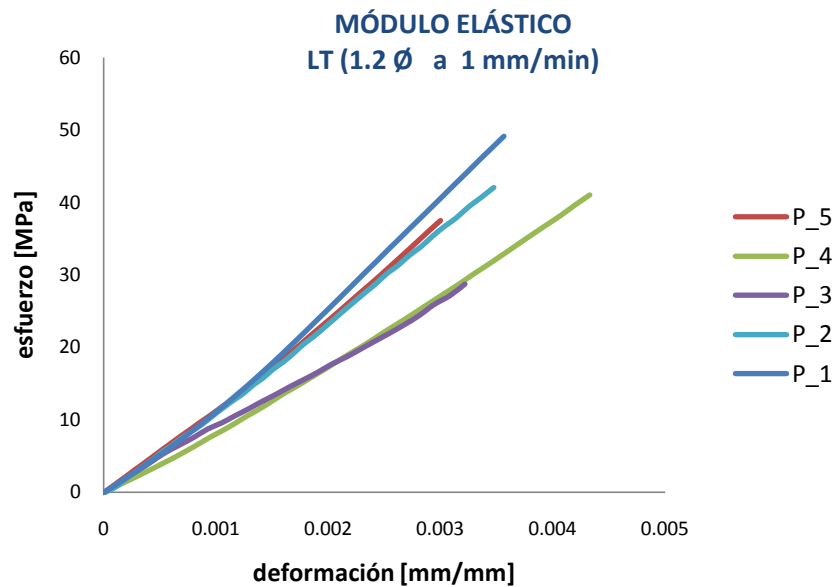


Figura 4.13 Zona lineal de la curva *esfuerzo vs deformación* de las 5 muestras para la determinación del módulo elástico.

De la Tabla 4.4 el menor módulo de elasticidad fue de 8.61 [GPa], mientras que el mayor fue de 13.69 [GPa], se observa que la muestra 3 es la de mayor longitud de trabajo con una menor área transversal, y la muestra 1 tienen una longitud de trabajo menor con una mayor área transversal, se observa entonces que a medida que aumenta la longitud de la muestra, se reduce su capacidad de soportar carga.

Tabla 4.4 Resultados del Grupo 2.

P	E [GPa]	Desviación estándar	ϵ máx. [mm/mm]	Desviación estándar
1	13.69	0.80	0.0069	0.000008
2	12.29	0.33	0.0074	0.000195
3	8.61	0.89	0.0069	0.000028
4	9.48	0.60	0.0072	0.000133
5	12.39	0.37	0.0057	0.000365
	11.29	± 0.60	0.0068	±0.000146

El comportamiento de las muestras en el momento de la fractura se muestra en cada una de las imágenes siguientes:

- Muestra 2 con longitud de trabajo de 1.2 \varnothing , la fractura se observa en su extremo superior con el desprendimiento de hueso cortical seguido de un agrietamiento en la dirección de la fuerza (Figura 4.14).

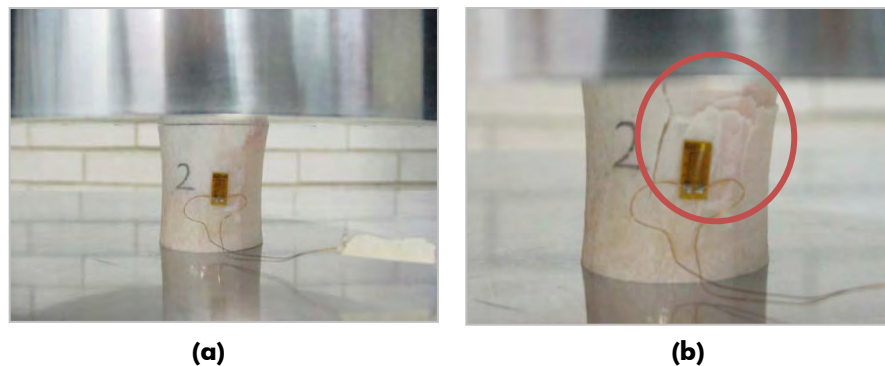


Figura 4.14 (a) Muestra al inicio del ensayo y (b) zona de fractura.

- Muestra 4 con longitud de trabajo de $1.2 \varnothing$, la fractura se observa en la cara inferior con un agrietamiento en la dirección de la fuerza (Figura 4.15).

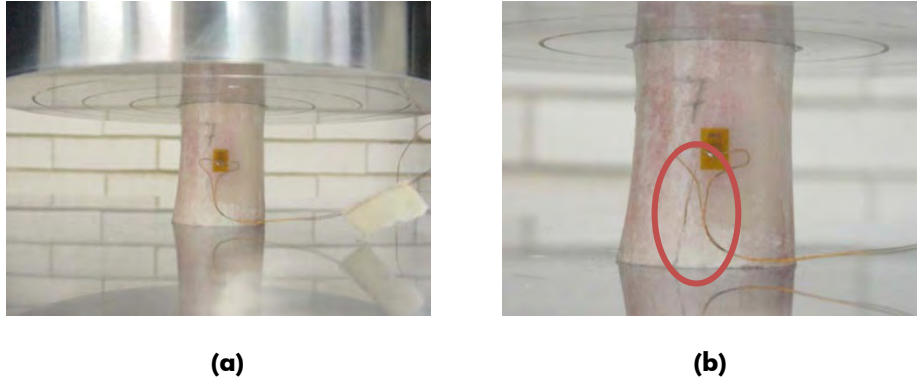


Figura 4.15 (a) Muestra al inicio del ensayo y (b) zona de fractura.

4.3 Resultados grupo 3

Otro de los parámetros que se variaron, además de la longitud de trabajo, fue la velocidad en los cabezales de carga, ya que como se sabe el hueso es un material viscoelástico, lo que indica que presenta una resistencia a la carga proporcional a la velocidad. Por lo tanto, estas 4 muestras se ensayaron e instrumentaron a una velocidad de 5 mm/min. También se presentó al inicio de las curvas el efecto “toe” mencionado anteriormente (Figura 4.16) y la zona lineal (Figura 4.17).

Se observa en la Figura 4.16 que tres de las muestras presentan un comportamiento similar, mientras que la muestra 4 presentó una rigidez menor con una carga máxima de 22.67 [KN]. También en el comportamiento de la curva se tiene una ligera fractura inicial con un decaimiento, este primer punto no fue considerado como el punto máximo de fractura el cual se presenta posteriormente, esto pudo deberse a que la muestra se acopló a los platos de trabajo y con ello soportó una carga mas grande.

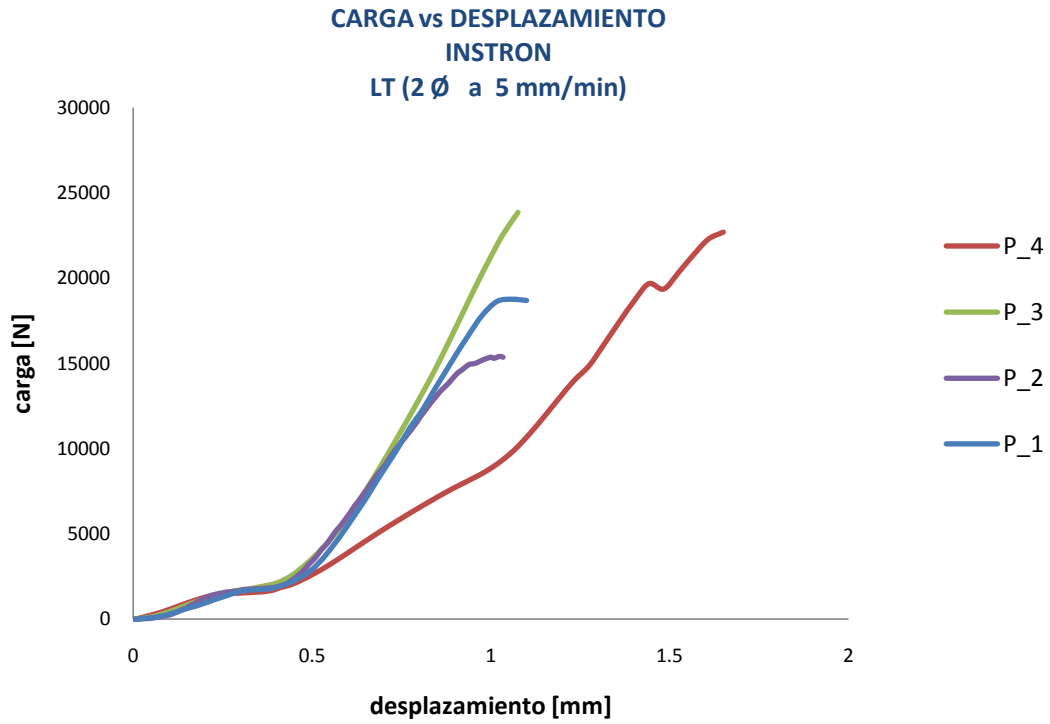


Figura 4.16 Comportamiento de las curvas *carga vs desplazamiento* de las 4 muestras del grupo 3, al inicio se observa el efecto “toe” seguida de una zona lineal, hasta el punto máximo de carga.

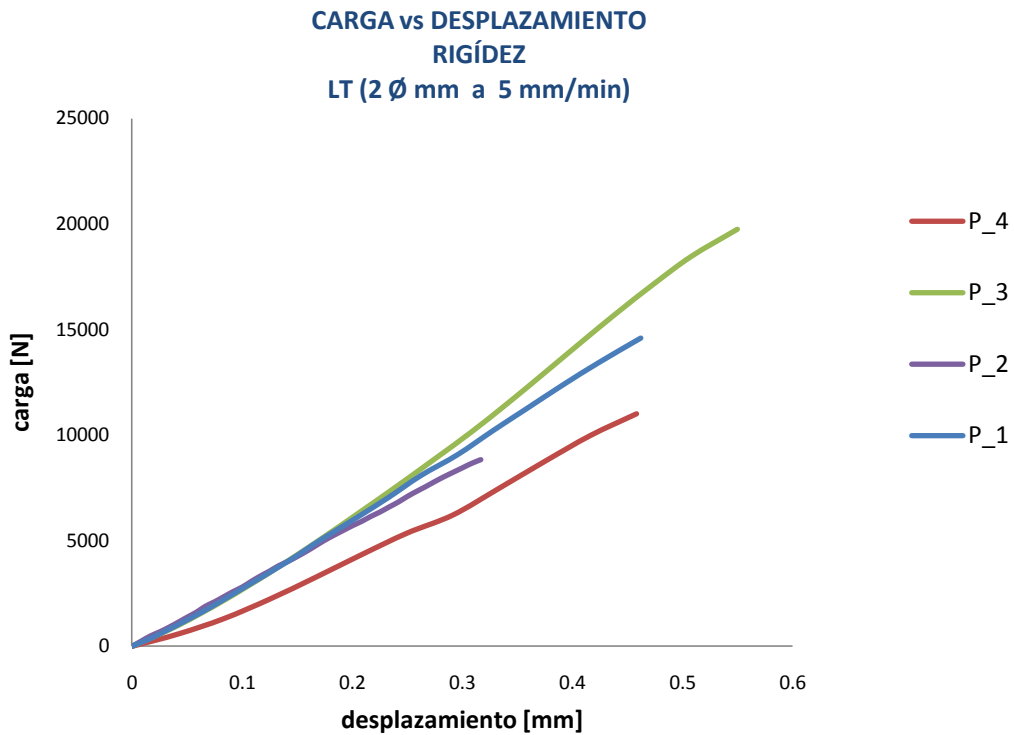


Figura 4.17 Zona lineal de la curva *carga vs desplazamiento* de las 4 muestras del grupo 3.

De la Tabla 4.5 la menor carga fue de 15.37 [KN] con la menor área transversal de todas las muestras, mientras que la mayor fue de 23.85 [KN] de la que no se encontró una relación directa con respecto a su longitud de trabajo o área transversal, posiblemente esta diferencia sea consecuencia del material mismo, recordando que interfieren diferentes factores que pueden afectar su comportamiento mecánico.

Tabla 4.5 Resultados del Grupo 3.

P	Carga máx. [KN]	Desviación estándar	σ máx. [MPa]	Desviación estándar	Rigidez [N/mm]	Desviación estándar	Altura [mm]	Área transversal [mm ²]	Desviación estándar
1	18.67	0.49	68.89	2.05	31953	454.08	47.93	271.05	1.05
2	15.37	1.59	65.57	3.15	28306	761.58	44.48	234.39	11.17
3	23.85	1.24	91.24	5.40	37401	2270.08	52.04	261.39	2.17
4	22.68	0.85	74.41	0.21	24703	1962.58	49.60	304.76	12.29
	20.14	± 1.04	75.03	± 2.70	30591	± 1362.08	48.51	267.90	± 6.67

Zona lineal de la curva esfuerzo vs deformación

En la Figura 4.18 se observa la región lineal de las 4 muestras del grupo 3. La muestra 4 presentó un menor módulo elástico a diferencia de la muestra 2, mientras que las muestras 1 y 3 registraron el mayor valor de todas (Tabla 4.6).

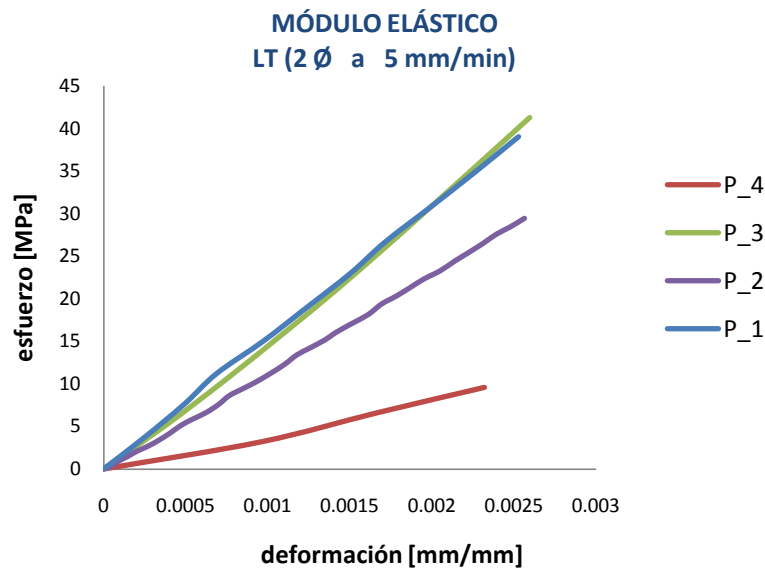


Figura 4.18 Zona lineal de la curva esfuerzo vs deformación de las 4 muestras del grupo 3.

De la Tabla 4.6 el menor valor del módulo elástico fue de 4.17 [GPa] debido a un elevado desacoplamiento de la muestra con los platos de la máquina de pruebas (Figura 4.16), esta muestra es descartada para la obtención de los datos promedio, mientras que el mayor valor fue de 15.98 [GPa], es claramente visible el comportamiento viscoelástico del hueso en el incremento de su modulo elástico.

Tabla 4.6 Resultados del Grupo 3.

P	E [GPa]	Desviación estándar	ϵ máx. [mm/mm]	Desviación estándar
1	15.40	0.62	0.0030	0.00066
2	11.59	1.58	0.0053	0.00010
3	15.98	0.96	0.0067	0.00056
4	4.17	-	0.0045	-
	14.32	± 1.05	0.0050	± 0.00044

El comportamiento de las muestras en el momento de la fractura se muestra en cada una de las imágenes siguientes:

- Muestra 1 con longitud de trabajo de $2 \varnothing$. La fractura se observa con el desprendimiento de hueso cortical y pequeños agrietamientos alrededor de la cara inferior de la muestra (Figura 4.19).

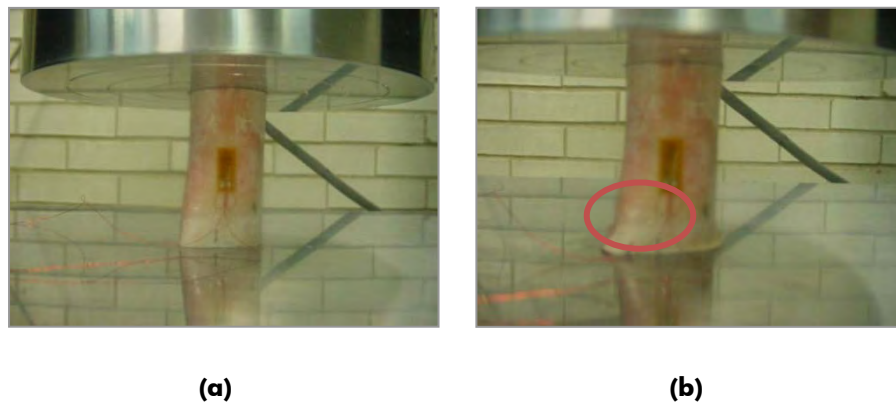
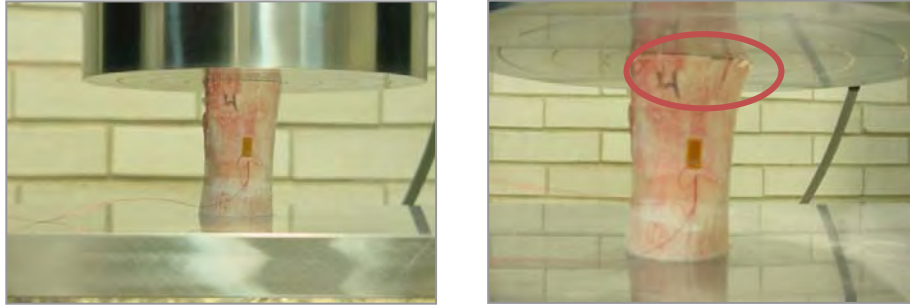


Figura 4.19 (a) Muestra al inicio del ensayo y (b) zona de fractura.

- Muestra 4 con longitud de trabajo de $2 \varnothing$. La fractura se observa con el desprendimiento de hueso cortical y pequeños agrietamientos alrededor de la cara superior de la muestra (Figura 4.20).



(a)

(b)

Figura 4.20 (a) Muestra al inicio del ensayo y (b) zona de fractura.

4.4 Resultados grupo 4

Se ensayó un cuarto grupo que constó de 13 muestras con una longitud de trabajo de dos veces el diámetro (normas ASTM, Vol. 03.01 para ensayos de compresión en metales), esto se debió a que el tamaño fue el más adecuado para la obtención de dichas muestras. Las gráficas obtenidas del ensayo se muestran a continuación en la Figura 4.21

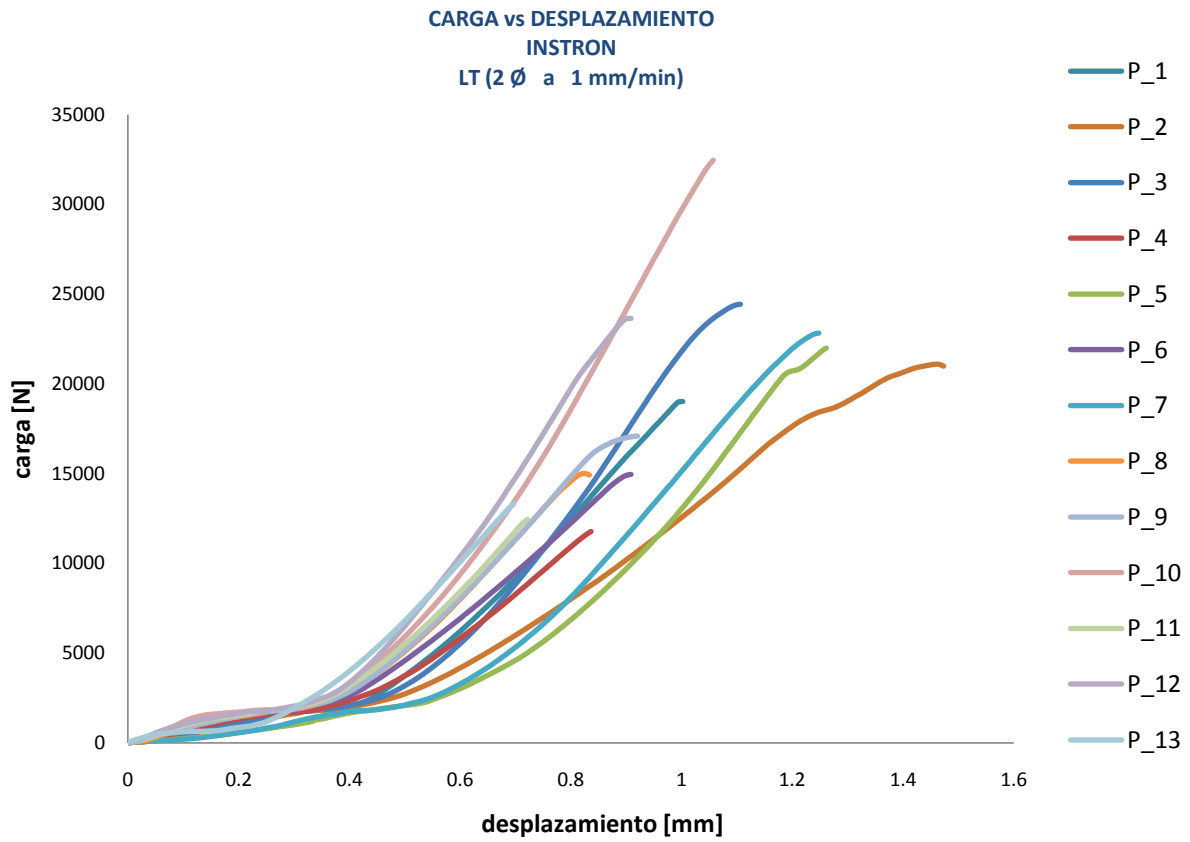


Figura 4.21 Comportamiento de las curvas *carga vs desplazamiento* de las 13 muestras del grupo 4, al inicio se observa el efecto "toe" seguida de una zona lineal, hasta el punto máximo de carga.

Se observaron tres tendencias de acuerdo a la rigidez de cada una de las muestras y se dividieron en tres grupos como se observa en las Figuras 4.22, 4.23 y 4.24.

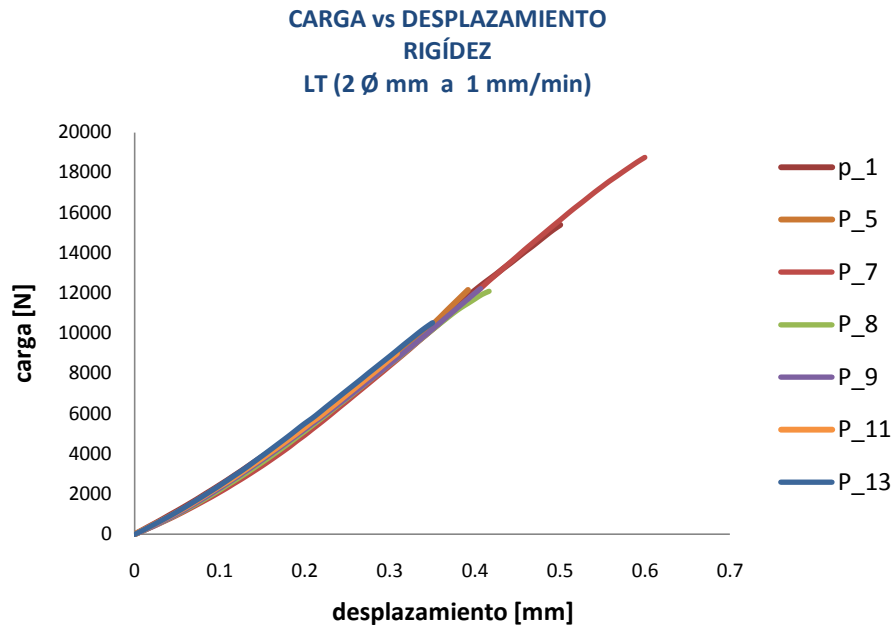


Figura 4.22 Zona lineal de la curva carga vs desplazamiento de 7 muestras del grupo 4.

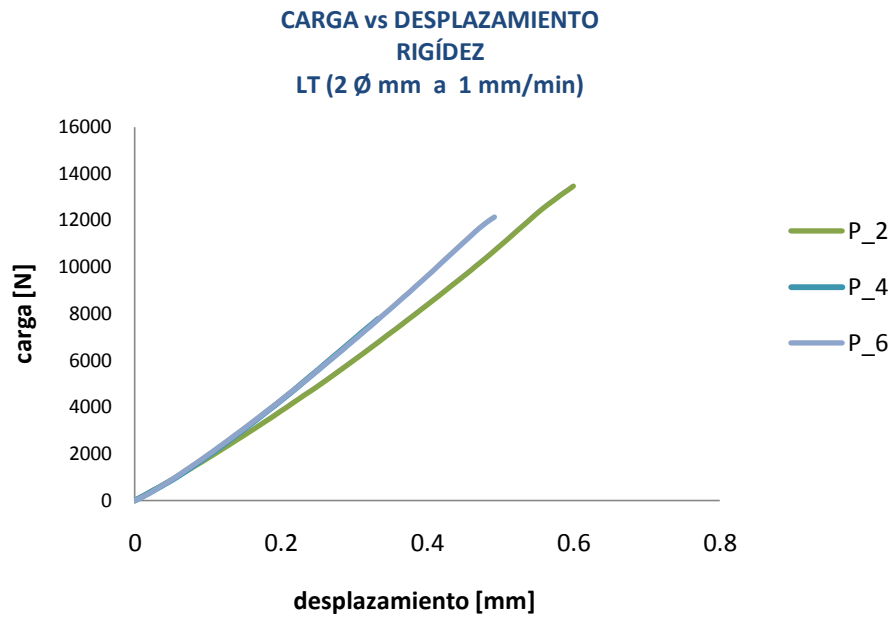


Figura 4.23 Zona lineal de la curva carga vs desplazamiento de 3 muestras del grupo 4.

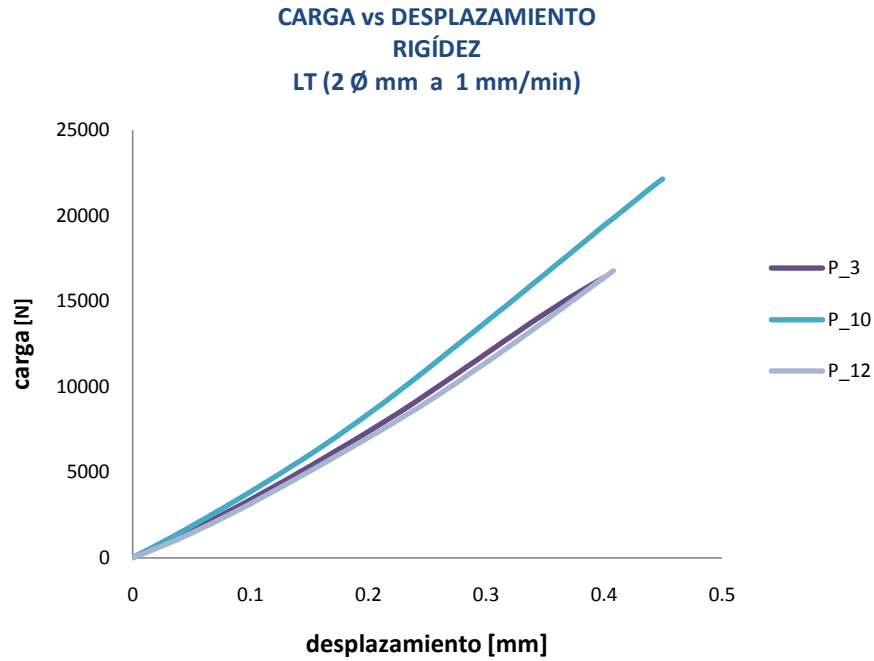


Figura 4.24 Zona lineal de la curva *carga vs desplazamiento* de 3 muestras del grupo 4.

De la Tabla 4.7 y con respecto a las muestras de la Figura 4.22 se presentó una rigidez promedio de 30989.3 [N/mm] y una carga máxima de 17.40 [MPa], de las muestras de la Figura 4.23 se obtuvo una rigidez de 44077.3 [N/mm] y una carga máxima de 26.85 [MPa] y, finalmente, de las muestras de la Figura 4.24 se obtuvo una rigidez de 23928.3 [N/mm] y una carga máxima de 15.95 [MPa] en promedio.

Tabla 4.7 Resultados del Grupo 4.

P	Carga máx. [KN]	Desviación estándar	σ máx. [MPa]	Desviación estándar	Rigidez [N/mm]	Desviación estándar	Altura [mm]	Área transversal [mm ²]	Desviación estándar
1	19.03	0.07	66.16	2.97	31646	244.97	51.72	287.62	16.49
2	21.10	0.62	60.79	1.18	22704	3225.64	54.08	347.09	3.34
3	24.45	1.74	73.83	5.52	41908	3175.69	51.64	331.16	1.98
4	11.79	2.48	43.11	4.72	23785	2865.31	49.60	273.52	21.19
5	22.00	0.92	76.23	6.32	30977	467.97	51.60	288.64	16.15
6	14.96	1.43	54.98	0.76	25296	2361.64	54.76	272.11	21.66
7	22.84	1.20	66.85	3.19	33018	212.36	54.48	341.61	1.51
8	15.02	1.41	50.29	2.33	30446	644.97	50.76	298.60	12.83
9	17.11	0.71	47.13	3.38	30592	596.31	53.16	363.01	8.64
10	32.47	4.41	74.78	5.84	48866	5495.03	56.64	434.17	32.36
11	12.46	2.26	38.25	6.34	29462	972.97	54.88	325.75	3.78
12	23.64	1.46	61.39	1.37	41458	3025.69	54.36	385.06	15.99
13	13.31	1.98	30.68	8.86	30794	528.97	59.32	433.81	32.24
19.24	± 1.59	57.27	± 4.06	32381	± 1832.12	53.62	337.09	± 14.47	

Zona lineal de la curva esfuerzo vs deformación

En la figura 4.25 se observa la región lineal de las 13 muestras del grupo 4.

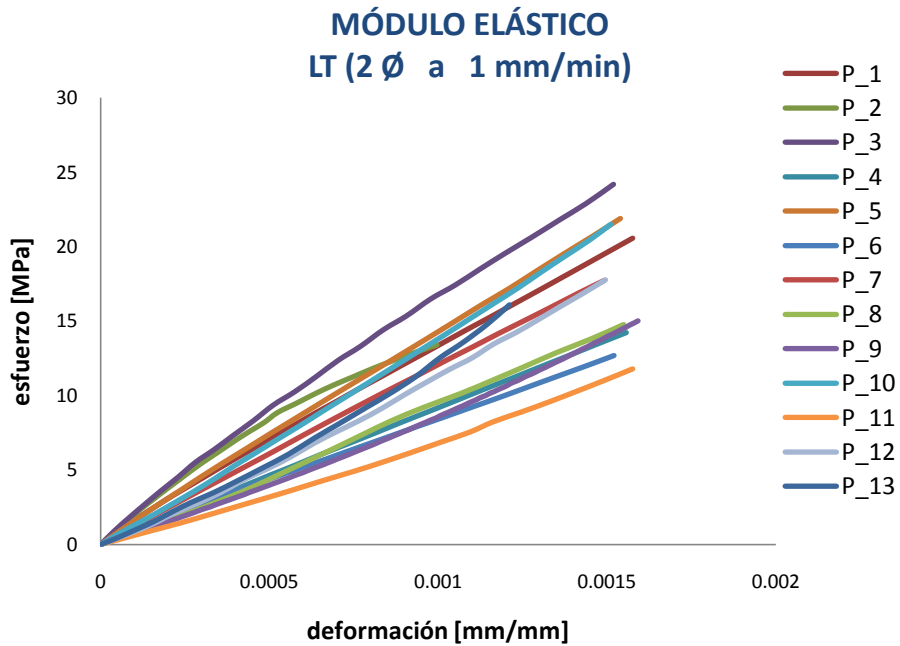


Figura 4.25 Zona lineal de la curva esfuerzo vs deformación de las 13 muestras del grupo 4.

Para una mejor visualización en la Figura 4.26 y 4.27 se observa la región lineal de las muestras del grupo 4.

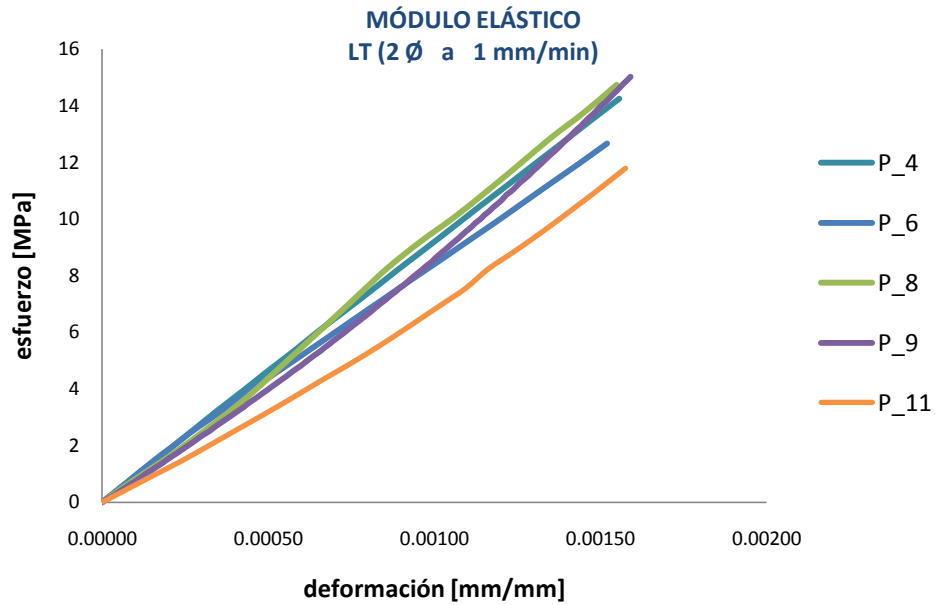


Figura 4.26 Zona lineal de la curva *esfuerzo vs deformación* de 5 muestras del grupo 4.

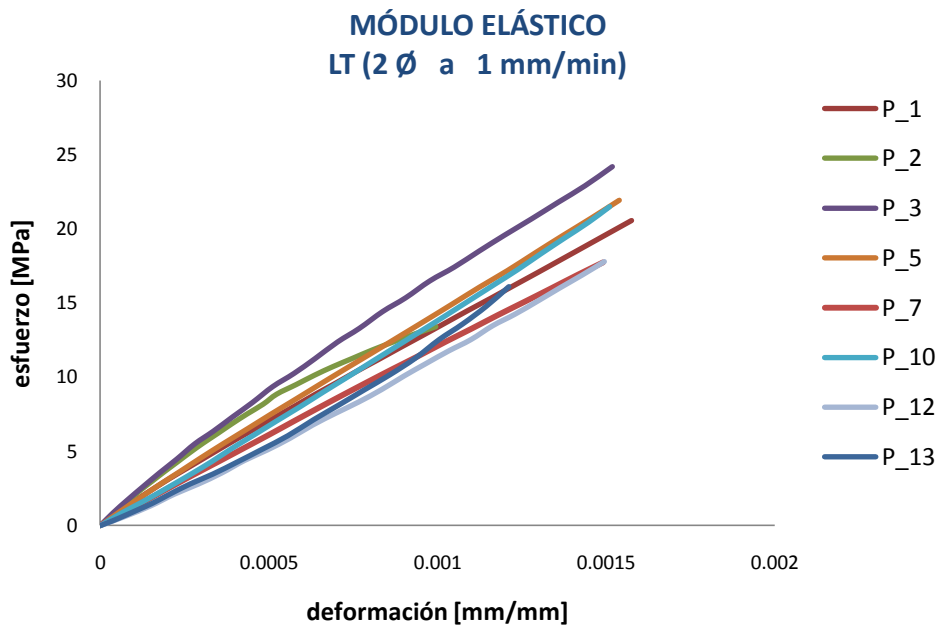


Figura 4.27 Zona lineal de la curva *esfuerzo vs deformación* de 8 muestras del grupo 4.

De la Tabla 4.8 el menor valor del modulo elástico fue de 8.71 [GPa] y el mayor de 14.70 [GPa], En promedio se obtuvo un módulo elástico de 11.64 [Gpa] con una dispersión de ± 0.68 .

Tabla 4.8 Resultados del Grupo 4.

P	E [GPa]	Desviación estándar	ϵ máx. [mm/mm]	Desviación estándar
1	12.85	0.40	0.00350	0.00030
2	13.67	0.68	0.00287	0.00052
3	14.70	1.02	0.00414	0.00009
4	8.92	0.91	0.00520	0.00026
5	13.95	0.77	0.00335	0.00035
6	8.45	1.06	0.00587	0.00048
7	11.11	0.18	0.00326	0.00039
8	9.74	0.63	0.00564	0.00041
9	9.58	0.69	0.00473	0.00011
10	14.39	0.92	0.00545	0.00035
11	8.71	0.98	0.00495	0.00018
12	13.20	0.52	0.00509	0.00023
13	12.00	0.12	0.00337	0.00035
	11.64	± 0.68	0.00442	± 0.00031

El comportamiento de las muestras en el momento de la fractura se muestra en cada una de las imágenes siguientes:

- Muestra 1 con longitud de trabajo de 2 \varnothing . La fractura se observa con el desprendimiento de hueso cortical con un ángulo aproximado de 30° alrededor de la cara inferior de la muestra (Figura 4.28).

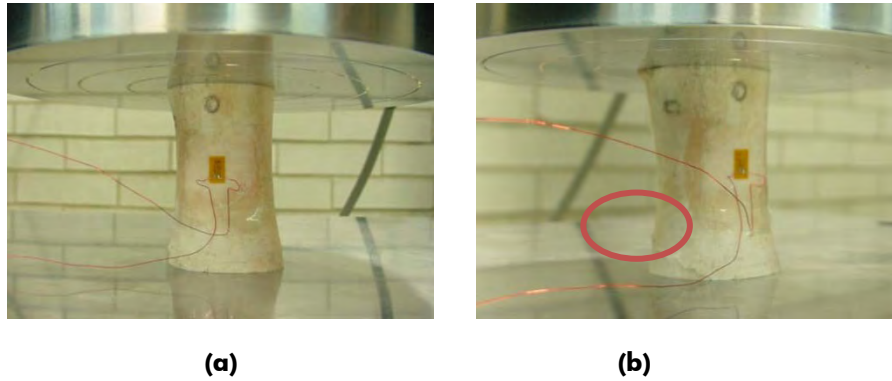


Figura 4.28 (a) Muestra al inicio del ensayo y (b) zona de fractura.

- Muestra 11 con longitud de trabajo de $2 \varnothing$. La fractura se observa con el desprendimiento de hueso alrededor de la cara inferior de la muestra y un agrietamiento en la dirección de la fuerza (Figura 4.29).

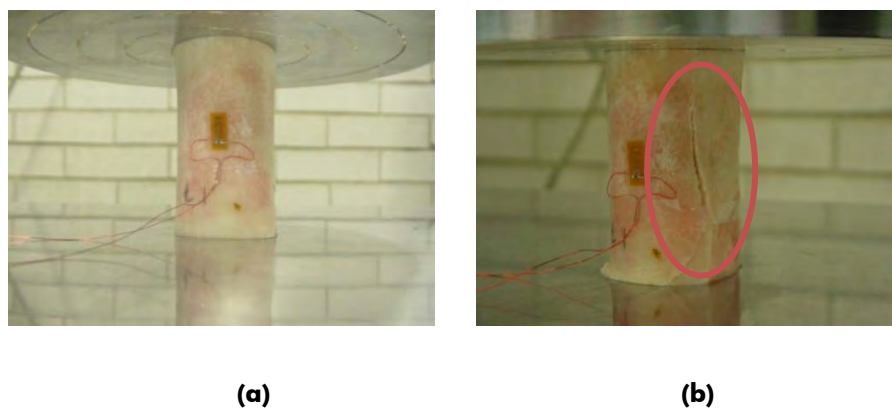


Figura 4.29 (a) Muestra al inicio del ensayo y (b) zona de fractura

4.5 Resultados finales

Recordando del capítulo 3 la tabla 3.2 se tiene:

Tabla 3.2 Dimensiones de longitud de trabajo y velocidad en la prueba en cada uno de los grupos.

Grupo	No. Muestras	Instrumentación	L_T	Velocidad de carga
1	9	No	34 a 70 mm	1 mm/min
2	5	Si	1.2 \varnothing	1 mm/min
3	4	Si	2 \varnothing	5 mm/min
4	13	Si	2 \varnothing	1 mm/min

En la tabla 4.9 y 4.10 se presentan los valores obtenidos para cada uno de los grupos, al comparar los grupos 2, 3 y 4 no existe una dispersión muy amplia entre ellos, dejando en claro que el proceso que se siguió para la obtención de dichos datos fue el adecuado.

En el caso del módulo elástico se tienen valores muy aproximados de 12.41 [GPa] y una dispersión de ± 0.77 en promedio, la variación entre estos valores está fundamentada en que el módulo elástico es una propiedad inherente al material, por lo que no influye la geometría o área transversal de la muestra.

En el grupo 1, el módulo de elasticidad y la deformación máxima fueron obtenidos directamente de la máquina de pruebas, por lo que al comparar los resultados con los obtenidos de los extensómetros eléctricos se presentó una amplia diferencia. Estos cálculos frecuentemente son inadecuados debido a la heterogeneidad de las deformaciones en la superficie de la diátesis, con lo que se justifica la utilización de este tipo de transductores.

La mayor rigidez fue la del grupo 2 debido a su corta longitud de trabajo, ya que a medida que aumenta la longitud de la muestra, se reduce su capacidad de soportar carga, esta reducción está basada más en el tipo de falla que en el esfuerzo; también se observa el mayor esfuerzo máximo del grupo 3 resultado del efecto viscoso, ya que es necesaria una mayor carga para llegar al punto de fractura de la muestra.

Tabla 4.9 Resultados de los 4 grupos.

Grupo	Carga máx. [kN]	Desviación estándar	σ máx. [MPa]	Desviación estándar	E [GPa]	Desviación estándar
1	19.50	± 1.00	59.00	± 2.54	5.49	± 0.24
2	23.15	± 0.50	78.95	± 3.51	11.29	± 0.60
3	20.14	± 1.04	75.03	± 2.70	14.32	± 1.05
4	19.24	± 1.59	57.27	± 4.06	11.64	± 0.68

Tabla 4.10 Resultados de los 4 grupos.

Grupo	Rigidez [N/mm]	Desviación estándar	$\epsilon_{\text{máx}}$ [mm/mm]	Desviación estándar
1	30416	± 1833.33	0.02051	± 0.001333
2	46599	± 3461.63	0.00683	± 0.000145
3	30591	± 1362.08	0.00500	± 0.00044
4	32381	± 1832.12	0.00442	± 0.000308

CAPÍTULO 5



Conclusiones

- Con respecto a los datos obtenidos del grupo 1 y su posterior comparación con los otros grupos se justifica la utilización de los extensómetros eléctricos ya que el hueso no es un material homogéneo y al utilizarlos se determina la deformación de una manera puntual, dato que no puede medir la máquina de pruebas.
- De los tres grupos restantes, se partió de tres puntos a considerar para determinar cuáles son las muestras más aptas en la obtención de sus propiedades mecánicas, éstos son:
 - Tamaño de las muestras.
 - Facilidad en su obtención.
 - Desviación estándar en el módulo elástico y rigidez.

Con el análisis de cada grupo se llegó a la conclusión de que el grupo 2 y el 4 fueron los que presentaron una menor dispersión en sus valores de módulo elástico

(± 0.60 y ± 0.68 respectivamente), pero debido al tamaño de 1.2 veces el diámetro del grupo 2, se tenía una mayor dificultad en la obtención de las muestras en comparación con las muestras del grupo 4 con su longitud de trabajo de 2 veces el diámetro, entonces este último será considerado como el adecuado para la obtención de las propiedades mecánicas de hueso cortical.

- Se considera que los mayores inconvenientes en las pruebas y en la interpretación de los resultados no son debidos necesariamente a errores en la medición ya que los extensómetros eléctricos tienen una alta precisión, sino a que las diferencias encontradas son producto de las diferencias fisiológicas y de su obtención. Se sugiere, por consiguiente, para estudios posteriores, el uso de otro dispositivo de soporte en el corte de las muestras que permita el correcto ajuste, evitando en la medida de lo posible los defectos del paralelismo.
- Durante el proceso de maquinado y ensayo de las muestras se pudo observar en las gráficas que el defecto de acoplamiento "Toe" es inevitable, a pesar de que durante el maquinado de las muestras se pusiera especial cuidado en evitar desacoplamientos, y si éstos eran visibles, las muestras no fueron ensayadas.
- Las gráficas que se realizaron con los porcentajes de error entre el módulo de elasticidad de una pareja de puntos y la subsecuente, se realizó con el objetivo de determinar si la variación de este módulo es aceptable. Así, el error de la zona lineal del módulo elástico estuvo dentro de un rango de (0 a 2.5 %) verificandose así la validez de los datos obtenidos del módulo de elasticidad.
- Si bien el ensayo de compresión no es el más adecuado para medir el módulo de elasticidad, sí da una aproximación de éste, además es el más común en muestras de hueso cortical (Yuehuei, 2000) porque se pueden utilizar muestras más pequeñas, sin embargo, tiende a ser menos exacto que el de tensión, debido a la fricción entre las placas de la máquina de pruebas y la muestra que puede llevar a un desalineamiento entre éstos, lo que, a su vez, puede ocasionar concentradores de esfuerzos. A pesar de esto este tipo de ensayo tiene las siguientes ventajas:

- Se pueden utilizar muestras pequeñas.
 - La obtención de las muestras es más sencilla.
 - La muestra está sometida a condiciones de carga similares a *in vivo*.
 - Incluso con errores de medición, este ensayo a menudo es más preciso, particularmente si se trata solamente de comparar los resultados experimentales, como es el objetivo del presente trabajo.
-
- El análisis de hueso cortical en múltiples niveles es capaz de proporcionar información específica de sus propiedades como material, con el objetivo de poder llevarlo a un nivel comparativo de hueso completo que puede realizarse en estudios futuros.
 - Así, el presente estudio pone de manifiesto las dificultades existentes para determinar las características mecánicas del hueso, sin embargo, una correcta metodología experimental ha permitido la determinación de las propiedades mecánicas con una gran exactitud, lo cual se constata en la mínima dispersión encontrada.

BIBLIOGRAFÍA

- An Yuehwei y Draughn Robert. **MECHANICAL TESTING OF BONE AND THE BONE-IMPLANT INTERFACE**. CRC, U.S.A., 2000.
- ASTM, Vol. 03.01. **MECHANICAL TESTING; ELEVATED AND LOW-TEMPERATURE TESTS; METALLOGRAPHY**. E0009-89AR00.
- Cerrud S. Sara M., Narváez C. Mónica, Jacobo A. Victor H., Ortiz P. Armando. **ANÁLISIS DE LOS MODELOS EMPLEADOS PARA LA DETERMINACIÓN DEL COMPORTAMIENTO MECÁNICO DEL HUESO HUMANO**. Memorias del X Congreso Anual de la Sociedad Mexicana de Ingeniería Mecánica, p.p. 584-591, 2004.
- Cerrud S. Sara M., Narváez C. Mónica, Muñoz G. Vivaldo, Schouwenaars F. Rafael. **MODELADO DEL COMPORTAMIENTO MECÁNICO DEL HUESO (ANÁLISIS DE LOS EFECTOS DEL GRADO DE HIDRATACIÓN)**. Revista de la Sociedad Mexicana de Ingeniería Mecánica. Vol. 1, No. 6, p.p. 223-232, 2005.
- Cowin Stephen. **BONE MECHANICS HANDBOOK**. 2ª edición, CRC, U.S.A., 2001.
- Cristofolini L., Viceconti M., Capello A., Toni A. **MECHANICAL VALIDATION OF WHOLE BONE COMPOSITE FEMUR MODELS**. Journal of Biomechanics. 29, No. 4, p.p. 525-535, 1996.
- Currey J. **BONES: STRUCTURE AND MECHANICS**. Princeton University Press, E.U.A., 2002.

- Currey J. **THE MECHANICAL ADAPTATIONS OF BONE.** Princeton University Press, NJ, 1984.
- Currey J. **INCOMPATIBLE MECHANICAL PROPERTIES IN COMPACT BONE.** Journal of Theoretical Biology. 231, p.p. 569-580, 2004.
- Dally J. W., Riley W. F. **EXPERIMENTAL STRESS ANALYSIS.** McGraw-Hill Internacional Editions, 1991.
- Elices M. **STRUCTURAL BIOLOGICAL MATERIALS.** Pergamon. España, 2000.
- Ferreira F., Vaz M. A., Simoes J. A. **MECHANICAL PROPERTIES OF BOVINE CORTICAL BONE AT HIGH STRAIN RATE.** Material Characterization 57, 71-79, 2006.
- Fung, Yuang – Chen. **BIOMECHANICS: MECHANICAL PROPERTIES OF LIVING TISSUES.** 2ª edición, E.U.A., 1993.
- Grasa J., González L. A., Gómez Benito M. J., García Aznar J. M., Bea J. A., Laborda P. J., Doblaré M. **CARACTERIZACIÓN MECÁNICA DE LAS PROPIEDADES DE TEJIDO ÓSEO CORTICAL.** Anales de Mecánica de la Fractura 25, España 2008.
- Hibbeler, R. **MECÁNICA DE MATERIALES,** Tercera edición, Prentice Hall, México, 1997.
- Hoc. T., Hery L., Verdier M., Aubry D., Sedel L., Meunier A. **EFFECT OF MICROSTRUCTURE ON THE MECHANICAL PROPERTIES OF HAVERSIAN CORTICAL BONE.** Bone 38, p.p. 466-474, 2006.
- Keller Tony S. **PREDICTING THE COMPRESSIVE MECHANICAL BEHAVIOR OF BONE.** Journal of Biomechanics. 27, No. 9, p.p. 1159-1168, 1994.

- Liebschner Michael A. K. **BIOMECHANICAL CONSIDERATIONS OF ANIMAL MODELS USED IN TISSUE ENGINEERING OF BONE.** Biomateriales. 25, p.p. 1697-1714, 2004.
- Martínez H. David. **ESTUDIO DE LAS PROPIEDADES MECÁNICAS DEL TEJIDO ÓSEO Y SUS MECANISMOS DE EVALUACIÓN.** Tesis de Licenciatura UNAM, México, 2006.
- Miles A. W., Tanner K. E. **STRAIN MEASUREMENT BIOMECHANICS.** First Edition, Chapman & Hall, 1992.
- Nyman Jeffrey S., Roy Anuradha, Shen Xinmei, Acuna Rae L., Tyles Jerrod H., Wang Xiaodu. **THE INFLUENCE OF WATER REMOVAL ON THE STRENGTH AND TOUGHNESS OF CORTICAL BONE.** Journal of Biomechanics 39, p.p. 931-938, 2006.
- Nordin M., Frankel V. H. **BASIC BIOMECHANICS OF THE MUSCULOSKELETAL SYSTEM.** Philadelphia, London, Lea and Febiger, 2ª edición, 1989.
- Rho J., Kuhspearing L. y Zioupos P. **MECHANICAL PROPERTIES AND THE HIERARCHICAL STRUCTURE OF BONE.** Med. Eng. Phys., 20, p.p. 92-102, 1998.
- Sharir A, Meir M, Shahar R. **WHOLE BONE MECHANICS AND MECHANICAL TESTING.** The veterinary Journal 177, p.p. 8-17, 2008.
- Tortora G., Grabowski S. R. **PRINCIPIOS DE ANATOMÍA Y FISIOLÓGÍA.** Oxford University Press, 9ª edición, 2002.
- Turner C. H., Burr D. B. **BASIC BIOMECHANICAL MEASUREMENTS OF BONE: A TUTORIAL BONE.** 14, p.p. 595-608, 1993.

- Watcher N.J, Krischak G. D., Mentzel M., Sarkar M. R., Ebinger T., Kinzl L., Claes L. and Augat P. **CORRELATION OF BONE MINERAL DENSITY WITH STRENGTH AND MICROSTRUCTURAL PARAMETERS OF CORTICAL BONE *IN VITRO***. Bone Vol. 31 No. 1, p.p. 90-95, 2002.
- Wright T. M., Hayes W. C. **STRAIN GAGE APPLICATION ON COMPACT BONE**. Journal of Biomechanics, 12, p.p. 471-475, 1979.
- Zaldívar R. Scherezada Eréndira, Ortiz P. Armando, Martínez H. David, Ramírez D. Edgar Isaac. **DETERMINACIÓN DE LAS PROPIEDADES MECÁNICAS DE HUESO CORTICAL DE ORIGEN PORCINO MEDIANTE ENSAYOS DE COMPRESIÓN**. Memorias del XXXI congreso Internacional de Metalurgia y Materiales en el Instituto Tecnológico de Saltillo, 2009.