

**POSGRADO EN CIENCIA E INGENIERÍA DE
MATERIALES**

INSTITUTO DE INVESTIGACIONES EN MATERIALES

“Determinación experimental de las
propiedades mecánicas de tejido óseo”

T E S I S

**QUE PARA OBTENER EL GRADO DE:
MAESTRO EN CIENCIA E INGENIERÍA DE
MATERIALES**

P R E S E N T A

DAVID MARTÍNEZ HERNÁNDEZ

DIRECTOR DE TESIS

Dr. Armando Ortiz Prado



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

Agradecimientos

A la Universidad Nacional Autónoma de México, por brindarme el espacio y educación para continuar creciendo, especialmente a la Facultad de Ingeniería.

Al Instituto de Investigaciones en Materiales, Coordinación de Estudios de Posgrado y CONACYT por los recursos y el apoyo brindado durante mi estancia en la maestría.

A los proyectos PAPIIT IN 102009 Micromecánica del hueso (19ª etapa) y PAPIIT IN113209-3 Micromecánica del hueso II (20ª etapa).

A los doctores Armando Ortiz y Víctor H. Jacobo por todo el apoyo que me han brindado desde mi llegada a la Unidad de Investigación y Asistencia Técnica en Materiales (UDIATEM).

A los doctores Arturo Barba, Gabriel Torres y Fermín Viniegra por sus comentarios y observaciones de esta tesis.

A los integrantes de la UDIATEM, Dr. Rafael Schouwenaars, Germán Álvarez, Jorge Romero, Roberto Cisneros, Efraín Ramos, Ignacio Cueva, Lázaro Morales, Juan Armado Ortiz, Adrián Ortiz y Francisco Sánchez, por permitirme ser parte de ella y brindarme su apoyo en diferentes etapas del proyecto.

A los alumnos de licenciatura Julio C. Jiménez, José Mojica, Ricardo A. Pinzón, Tonatiuh Márquez, David E. Pérez y Olmo López por su apoyo en la preparación de muestras de hueso y realización de pruebas mecánicas.

Al M. C. Agustín E. Bravo por sus aportaciones, comentarios y por todo el apoyo que me ha brindado desde la licenciatura.

Al M. C. Osvaldo Ruíz por sus aportaciones y comentarios en la parte de simulación de elemento finito.

A mis amigos, Pilar Mejía, Jazmín Pérez y Berenice Torruco ejemplos de perseverancia. Roberto Andresen, Hugo A. Duran, Carlos Figueroa, Everth Hernández, Adrián Mancilla, Alejandro Ortiz, José Manuel Sánchez y Richar Salvador quienes siempre me alentaron con su ánimo y deseos de seguir adelante.

Dedicatoria

A mi madre Antonia que con tanto ahínco me ha impulsado a seguir adelante a toda costa y quién me recuerda constantemente cuáles son mis principios y valores.

A la memoria de mi padre Cornelio; quien me enseñó cómo alcanzar las metas sin pisar las de otros, porque ponía a los demás de su lado, los llevaba a alcanzar un objetivo común y sin reprocharles nada.

A mis hermanos: Diana, Gabriela, Juan Antonio y Anita, que a través de las experiencias buenas y malas hemos aprendido a trabajar en unidad, a tomar decisiones y a continuar siempre adelante.

...DE VERDAD MUCHAS GRACIAS Y RECUERDEN QUE LOS AMO

INDICE

Prólogo	I
Resumen	III
Introducción	IV
Objetivos	VII
1. Antecedentes	1
1.1. Tejido óseo	1
1.2. Niveles de escala estructural en el hueso	2
1.3. Hueso completo como estructura	4
1.3.1. La columna vertebral	4
1.3.2. El fémur	7
1.4. Nivel de hueso cortical y hueso esponjoso	10
1.5. Mediciones mecánicas en el hueso	10
1.5.1. Ensayo de tracción	13
1.5.2. Ensayo de compresión	14
1.5.3. Ensayo de flexión	15
1.6. Anisotropía del hueso	16
1.7. Medios porosos	20
2. Desarrollo experimental	27
2.1. Introducción	27
2.2. Pruebas mecánicas a nivel de hueso completo	29
2.2.1. Ensayo de compresión en fémur porcino	29
2.2.2. Ensayo de flexión en tres puntos sobre fémur porcino	30
2.2.3. Ensayo de flexión en cuatro puntos sobre fémur porcino	34
2.3. Pruebas mecánicas a nivel de hueso esponjoso y hueso cortical	36
2.3.1. Ensayo de tracción en hueso esponjoso de bovino	36
2.3.2. Ensayo de compresión en muestras de hueso cortical	39
2.3.3. Ensayo de compresión en diáfisis de fémur porcino	41
3. Resultados	43
3.1. Instrumentación con extensómetros eléctricos	43
3.2. Propiedades estructurales de huesos completos	46
3.2.1. Compresión en hueso completo	46
3.2.2. Flexión en tres puntos sobre hueso completo	48
3.2.3. Flexión en cuatro puntos sobre hueso completo	55
3.3. Propiedades a nivel de hueso esponjoso y hueso cortical	61

3.3.1. Ensayo de tracción en hueso esponjoso	61
3.3.2. Compresión en muestras de hueso cortical	64
3.3.3. Compresión en diáfisis de fémur porcino	67
4. Discusión	71
4.1. Procedimientos de pruebas experimentales	71
4.2. Factores involucrados en las propiedades mecánicas de huesos completos	73
4.3. Factores involucrados en las propiedades de hueso esponjoso y hueso cortical	76
4.4. Aspectos generales y recomendaciones para pruebas mecánicas en hueso	77
5. Conclusiones	83
Trabajos a futuro	85
Referencias	86

Prólogo

Modelos de elemento finito de huesos completos requieren del empleo de propiedades mecánicas de hueso. Por ello la determinación experimental de propiedades mecánicas es fundamental para el análisis numérico, ya que al utilizar datos teóricos se observa una gran dispersión en los datos debido a que diversos autores emplean técnicas de densitometría, pruebas ultrasónicas, tomografía o pruebas de microdureza las cuales aplican a huesos de diferentes animales.

Sin embargo, diferentes factores *in vivo* e *in vitro* ponen de manifiesto las restricciones de la evaluación de las propiedades mecánicas. La falta de normas estandarizadas y datos geométricos, procedimientos de pruebas en algunos reportes poco claros, el uso de huesos secos o húmedos, velocidades de deformación variados, son algunos ejemplos de factores que afectan los datos de propiedades mecánicas del hueso. Es por ello que en la Unidad de Investigación y Asistencia Técnica en Materiales de la Facultad de Ingeniería de la UNAM se desarrolla una línea de investigación orientada a:

1. Determinar en forma experimental las propiedades mecánicas de diferentes tipos de tejido óseo.
2. Desarrollar un modelo micromecánico que permita predecir el comportamiento mecánico de tejido óseo considerando condiciones del sujeto (edad, sexo, padecimientos, etc.).
3. Simular con auxilio de paquetería de elemento finito el comportamiento del tejido, de manera que a través de esto se evalúe el desempeño de prótesis y en consecuencia se optimice su diseño.

Para desarrollar esta línea de trabajo, se requiere contar con métodos experimentales adecuados para la obtención de datos sobre propiedades mecánicas de tejido óseo. La necesidad de contar con información precisa acerca de las propiedades surge conjuntamente con la de diseñar prótesis, desarrollar materiales que puedan sustituir al hueso, evaluar su deterioro con la edad y los padecimientos así como para definir procedimientos terapéuticos.

Lo anterior motivó al desarrollo del presente trabajo, el cual se enfoca desde un punto de vista experimental, a la obtención de propiedades mecánicas de tejido óseo. Dado que es objeto de estudio, las definiciones y los aspectos más importantes de la anatomía y fisiología del hueso se describen en el capítulo 1. Se incluyen además los temas relacionados a mediciones mecánicas y a ciertas suposiciones que a la fecha se han realizado sobre hueso para la determinación de las propiedades mecánicas.

En el capítulo 2 se describen los procedimientos experimentales para la preparación de huesos completos, muestras de hueso cortical y hueso esponjoso; instrumentación con extensómetros eléctricos en muestras de hueso cortical y huesos completos y la realización de pruebas mecánicas.

El análisis e interpretación de resultados generados a partir del desarrollo experimental se presentan en el capítulo 3. En el capítulo 4 se discuten los factores involucrados para la obtención de resultados y en el capítulo 5 se presentan las conclusiones generales de la tesis. Finalmente se añaden algunos temas de interés que se pueden desarrollar para continuar con la caracterización del material biológico.

Resumen

Modelos de elemento finito de huesos completos requieren del empleo de propiedades mecánicas de hueso. Por ello la determinación experimental de propiedades mecánicas es fundamental para el análisis numérico, ya que al utilizar datos teóricos se observa una gran dispersión en los datos debido a que diversos autores emplean técnicas de densitometría, pruebas ultrasónicas, tomografía o pruebas de microdureza las cuales aplican a huesos de diferentes animales. Por otro lado, los procedimientos de preparación de muestras no están claramente descritos además de que están influenciados por factores *in vitro*. Con la finalidad de determinar factores que alteren los procedimientos experimentales, el objetivo del presente trabajo fue establecer una metodología para la determinación de propiedades mecánicas de tejido óseo a través de: ensayos de flexión en tres y cuatro puntos sobre fémur porcino, ensayos de tracción en muestras de hueso esponjoso de bovino obtenidos de diferentes sitios anatómicos y ensayos de compresión en muestras de hueso cortical y diáfisis de fémur porcino. Los resultados mostraron que el módulo elástico de hueso cortical de fémur porcino es del orden de 16 [GPa]. En los ensayos de flexión en tres y cuatro puntos, la dispersión de los resultados fue más amplia para el primer caso, se concluyó que el ensayo de flexión en cuatro puntos es el método más apropiado para la determinación de propiedades mecánicas en el fémur porcino.

Abstract

Finite element models of whole bone require the knowledge of mechanical properties of bone. Experimental determination of mechanical properties is fundamental for numeric analysis, however, when using theoretical data, a great dispersion is observed because different authors use densitometry, ultrasound, tomography or microhardness tests which they apply to bones from different animals. On the other hand, sample preparation procedures are not clearly described and are influenced by *in vitro* factors. With the purpose of determining the factors that alter the experimental procedures, the aim of this work is to establish a methodology to determine the mechanical properties of bone through: three and four-point bending tests in pig femoral, tensile tests in bovine cancellous bone obtained from different anatomical sites and pig femoral diaphysis and cortical bone in compression. Results show that the elastic modulus of pig femoral cortical bone is in the order of 16 [GPa]. In three and four-point bending tests, data dispersion was wider for the first case; therefore, the conclusion is that the four-point bending test is the most appropriate method for the determination of mechanical properties in pig femoral.

Introducción

Para entender con mayor claridad el comportamiento mecánico del hueso, se requiere de la biomecánica, disciplina científica que tiene por objetivo el estudio de las estructuras de carácter mecánico que existen en los seres vivos, fundamentalmente del cuerpo humano [1]. Esta área de conocimiento se apoya en la ingeniería y en diversas ciencias biomédicas, utilizando conocimientos de anatomía, fisiología y medicina. El objetivo es estudiar la respuesta mecánica y obtener las propiedades mecánicas del hueso humano sometido a diferentes condiciones de carga. Una primera aproximación al problema es estudiarlo *in vitro* a nivel de hueso completo, posteriormente por separado la zona cortical y la zona esponjosa; ya que ambas estructuras son completamente distintas. Sin embargo, al realizar el estudio de datos sobre propiedades de hueso reportados en la literatura, se observan dos principales inconvenientes [2, 3, 4, 5, 6, 7]:

- 1) Los procedimientos de preparación de muestras no están claramente descritos.
- 2) Existe una gran dispersión en los datos.

El segundo caso se atribuye a que algunos autores, además de utilizar huesos de humanos, utilizan huesos provenientes de diferentes animales [8, 9, 10, 11, 12, 13] para la determinación experimental de las propiedades mecánicas, aunque es claro que las demandas en el ambiente biológico y mecánico de hueso humano son significativamente diferentes de lo existente en experimentos con hueso de animales. Para ello emplean métodos de pruebas mecánicas como nanoindentación [14, 15], flexión [16], compresión [17] y tracción [18], que en combinación con técnicas de densitometría [19], tomografía [20, 21] y métodos ópticos [22, 23] relacionan mediciones geométricas, densidad y estructura con las propiedades mecánicas del hueso. Sin embargo, se debe tener en cuenta que el hueso *in situ* es un órgano que se encuentra en constante remodelación dinámica (formando hueso nuevo y eliminando el antiguo); por tanto, factores *in vivo* así como factores *in vitro* aun imposibilitan definir un conjunto de propiedades mecánicas características de este tejido [3].

Factores *in vivo*

- Edad
- Sexo
- Especie
- Función que desempeña el hueso
- Padecimientos y enfermedades
- Administración de fármacos

Factores *in Vitro*

- Preservación
- Tiempo de almacenamiento
- Hidratación
- Esterilización
- Geometría de la muestra
- Maquinado
- Tipo de carga

En consecuencia, se puede observar que los trabajos experimentales pueden ser complejos, pero la combinación de métodos y técnicas, ha generado un avance en la elaboración de modelos de elemento finito de hueso esponjoso y huesos largos [24, 25, 26]. Lo que permite estimar la distribución de esfuerzos y deformaciones en el hueso o entre la interfaz de un hueso-implante, de manera que, además de poder definir zonas susceptibles a presentar fallas potenciales, se pueden obtener las propiedades mecánicas para generar un modelo matemático que permita predecir el comportamiento mecánico del hueso bajo cualquier tipo de carga, siempre que se tengan presente los factores que influyen en las propiedades mecánicas.

En general, para las pruebas experimentales se emplean huesos de animales. Para el presente trabajo, en la elección de huesos de animales se empleo el criterio de nivel de escala estructural en que *Roe et. al.* y *Sharir et. al.* [27, 28] dividen a un hueso completo.

Nivel 1.-moléculas de colágeno y cristales de minerales

Nivel 2.-fibrillas de colágeno

Nivel 3.-fibras de colágeno mineralizada

Nivel 4.-arreglos estructurales de lamelas

Nivel 5.-hueso osteonal

Nivel 6.-hueso compacto y hueso esponjoso

Nivel 7.-hueso completo

Para el nivel 7, frecuentemente se prescinde de los materiales que constituyen a un hueso completo, por tal motivo se puede realizar un estudio de la respuesta mecánica y obtener las propiedades mecánicas considerándolo como un solo elemento estructural. En estos casos, se pueden emplear huesos completos de animales pequeños [29, 30]. Los huesos de animales grandes y de humanos son factibles para la obtención de propiedades mecánicas a cualquier nivel de escala estructural que se requiera estudiar [9, 10, 31].

A partir de este criterio se eligieron para su estudio huesos provenientes de bovino y porcino debido a su facilidad de obtención (resulta prácticamente imposible en México obtener muestras de tejido humano), además, se tiene la ventaja de realizar un análisis de comportamiento mecánico no sólo a nivel de hueso completo, sino a niveles de hueso cortical y hueso esponjoso, ya que son los materiales que constituyen a un hueso largo en particular. Este tipo de huesos fueron factibles para la obtención de especímenes los cuales se sometieron a pruebas de tracción, compresión y flexión.

Los métodos empleados para la obtención de las propiedades mecánicas bajo las fuerzas mencionadas, además de ser las cargas fisiológicas que pueden actuar, por ejemplo, sobre un hueso largo inferior, ya sea como carga uniaxial o como una combinación de ellas, son similares a los que se utilizan para la obtención de las propiedades en metal, madera y otros materiales. Las normas ASTM para pruebas de compresión (ASTM C469, D1621) y pruebas de tracción (ASTM C656, D1623, D3039, D3044, E8 y E132) proporcionan una fuente de técnicas de pruebas mecánicas. Mismas que generalmente se aplican al hueso, pero que evidentemente sería necesario modificar el tamaño y método de sujeción de un espécimen.

Aunque puede ser más difícil lograr resultados exactos a través de ensayos de compresión comparados con los ensayos de tracción, los primeros tienen diferentes ventajas: no se requieren de muestras relativamente grandes como en los ensayos de tracción; el maquinado es relativamente sencillo y además en algunos huesos del esqueleto como las vértebras están sometidas a éstas condiciones de carga [7, 9, 18, 32, 33].

Los ensayos de flexión son los más comunes que se aplican a huesos largos [34, 35, 36, 37], donde los esfuerzos se pueden calcular empleando la fórmula de flexión en vigas [38]. Desafortunadamente no queda muy claro cuál es el criterio que algunos trabajos emplean para determinar la distancia entre soportes de apoyo [39, 40, 41, 42]. En algunos casos se basan en la norma ASTM 382 que en esencia, relaciona la distancia entre soportes con el espesor y altura de un espécimen de geometría regular.

Por otro lado, resulta indispensable instrumentar el tejido para tener una buena medición de deformaciones, de manera que se consideró conveniente aplicar la técnica de extensometría eléctrica. En particular se instalaron los extensómetros sobre huesos completos y en muestras de hueso cortical. Una desventaja para la instrumentación es que se pretende que las condiciones en las muestras sean similares a lo que ocurre *in vivo*, por lo que se procuró en todo momento mantenerlos rehidratados con solución salina y agua común.

La justificación de este trabajo se basa en la necesidad de complementar técnicas de obtención de propiedades mecánicas de tejido óseo así como la de proporcionar datos experimentales necesarios para modelos de elemento finito que desarrolla el grupo de trabajo.

Objetivos

Objetivos generales

- Establecer una metodología para la obtención de propiedades mecánicas de tejido óseo mediante:

<ul style="list-style-type: none">- Ensayo de compresión- Flexión en tres puntos- Flexión en cuatro puntos	}	A nivel de hueso completo
<ul style="list-style-type: none">- Ensayos de tracción	}	A nivel de hueso esponjoso
<ul style="list-style-type: none">- Ensayos de compresión	}	A nivel de hueso cortical

- Definir las pruebas mecánicas más adecuados para la obtención de propiedades mecánicas en tejido óseo.

Objetivos específicos

- Determinar los factores que puedan alterar la obtención de resultados.
- Aplicar la técnica de extensometría eléctrica en hueso cortical.

Capítulo 1.

Antecedentes

1.1. Tejido óseo

Pese a su aspecto sencillo, el esqueleto es una estructura viva, activa y compleja, que se encuentra en un proceso continuo de remodelación dinámica (forma tejido óseo nuevo y elimina el antiguo). Los huesos están constituidos por diversos tejidos: óseo, cartilaginoso, conectivo denso, epitelial, así como tejidos adiposo y nervioso. Por ello se puede considerar que cada hueso es un órgano. Al conjunto estructural integrado por huesos y cartílagos se denomina *sistema esquelético*. Sin el esqueleto el ser humano no podría ejercer movimientos como los de caminar o de sujetar un objeto con la mano.

Metabólicamente, los huesos tienen la capacidad de adaptarse y modificar su estructura y propiedades de acuerdo a las sollicitaciones tanto mecánicas como fisiológicas a las cuales se someten. La combinación de la mineralización de su matriz, el colágeno y la sustancia fundamental le confiere al hueso una rigidez mayor a la que se obtiene para cada material que lo constituye en los diferentes niveles de escala estructural.

La matriz ósea, tiene un componente orgánico y otro inorgánico. El primero de ellos es responsable de la forma del hueso y soporta los esfuerzos de tracción del mismo. Está formada fundamentalmente por colágeno, que constituye el 90% del componente orgánico del hueso, así como algunas glucoproteínas y proteoglicanos específicos del hueso. Estas proteínas, entre las que se incluyen la osteocalcina, osteonectina, sialoproteínas y fosfoproteínas, parecen ser las responsables de modular la función celular ósea.

Las células óseas asumen diferente papel en el proceso remodelación y reabsorción del hueso. Entre los distintos tipos de células se encuentran las células mesenquimales indiferenciadas (también llamados pre osteoblastos) presentes en los canales óseos, endostio periostio y médula ósea. Estas células permanecen en su estado natural hasta que son estimuladas a diferenciarse en osteoblastos.

Los *osteoblastos* se encuentran en la superficie de los huesos y se encargan de sintetizar y excretar la matriz orgánica de los huesos, al tiempo que desempeñan un papel importante en la mineralización de los mismos. Son células funcionalmente activas que pueden evolucionar de tres formas: permanecen en la superficie del hueso disminuyendo su actividad sintética; rodearse de matriz y convertirse en osteocitos o desaparecer.

Los *osteoblastos en reposo* son células cuyas expansiones citoplasmáticas están en contacto con los osteocitos que se activan bajo la acción de determinadas hormonas y otros factores para secretar enzimas que liberan la delgada capa de osteoide que cubre la matriz mineralizada, además de desempeñar un papel muy importante en la atracción de los osteoclastos hacia sitios específicos.

Los *osteocitos* son las células más abundantes de los esqueletos maduros. Están rodeadas de matriz mineralizada y se encuentran conectadas entre sí, como con los osteoblastos en reposo. Estas conexiones parecen desempeñar un papel fundamental en el intercambio iónico permanente que tiene lugar en la matriz ósea.

Los *osteoclastos*, provenientes de células madre hematopoyéticas, son células multinucleadas encargadas de la reabsorción ósea. Para ello se mezclan con la matriz ósea y mediante la acción de diversos factores que acidifican el pH de ésta entonces se solubiliza el mineral óseo, al tiempo que fagocitan fragmentos de la matriz.

El segundo componente es el inorgánico (mineral) el cual desempeña dos papeles fundamentales: es responsable de la rigidez del hueso y constituye el principal reservorio iónico (principalmente calcio y fósforo así como grandes cantidades de sodio y magnesio). Los cristales formados por la unión de los fosfatos, el calcio y los grupos carbonados modifican sus propiedades con el tiempo, por lo que la función biológica de dichos cristales dependerá de la edad además del contenido mineral.

1.2. Niveles de escala estructural en el hueso

El estudio de la respuesta mecánica del hueso conviene realizarlo bajo un determinado nivel de escala estructural [9, 10, 29, 30, 31], ya que en cada nivel se tienen componentes y estructuras características. Para ello, *Roe et. al.* y *Sharir et. al.* [27, 28] han dividido a un hueso completo en siete niveles de escala estructural.

- Nivel 1.-moléculas de colágeno y cristales de minerales
- Nivel 2.-fibrillas de colágeno mineralizado
- Nivel 3.-Arreglo de fibrillas de colágeno mineralizado
- Nivel 4.-arreglo estructural de lamelas
- Nivel 5.-hueso osteonal
- Nivel 6.-hueso compacto y hueso esponjoso
- Nivel 7.-hueso completo

En la figura 1.1 se representan estos siete niveles estructurales. En el primer nivel, los elementos básicos del material del hueso son: moléculas de colágeno y una fase mineral; el segundo se compone de fibrillas de colágeno mineralizado con un diámetro de entre 80-100 nm. Los cristales de mineral se localizan dentro y alrededor de estas fibrillas y llegan a medir aproximadamente $50 \times 25 \times 2-3$ nm de largo, ancho y espesor, respectivamente.

El tercer nivel se constituye de fibrillas paralelas de colágeno mineralizado y dan lugar a una variedad de capas de lamelas. Cada lamela llega a tener un espesor de entre 2 y 3 μm . El cuarto nivel estructural se compone de diferentes capas de lamelas y, a su vez, cada capa tiene una orientación diferente en las fibrillas. El arreglo más común es en capas concéntricas llamadas osteonas secundarias o sistemas *Haversianos*. Estos cilindros de 150-250 μm de diámetro contienen vasos sanguíneos y nervios y constituyen el nivel 5. En el nivel 6, el hueso puede ser compacto (hueso cortical) o de un aspecto de barras y placas con un cierto grado de espacios vacíos (hueso trabecular o esponjoso). Finalmente se tiene un arreglo de estructura completa con diferentes características geométricas y morfológicas, lo que constituye al hueso como un órgano.

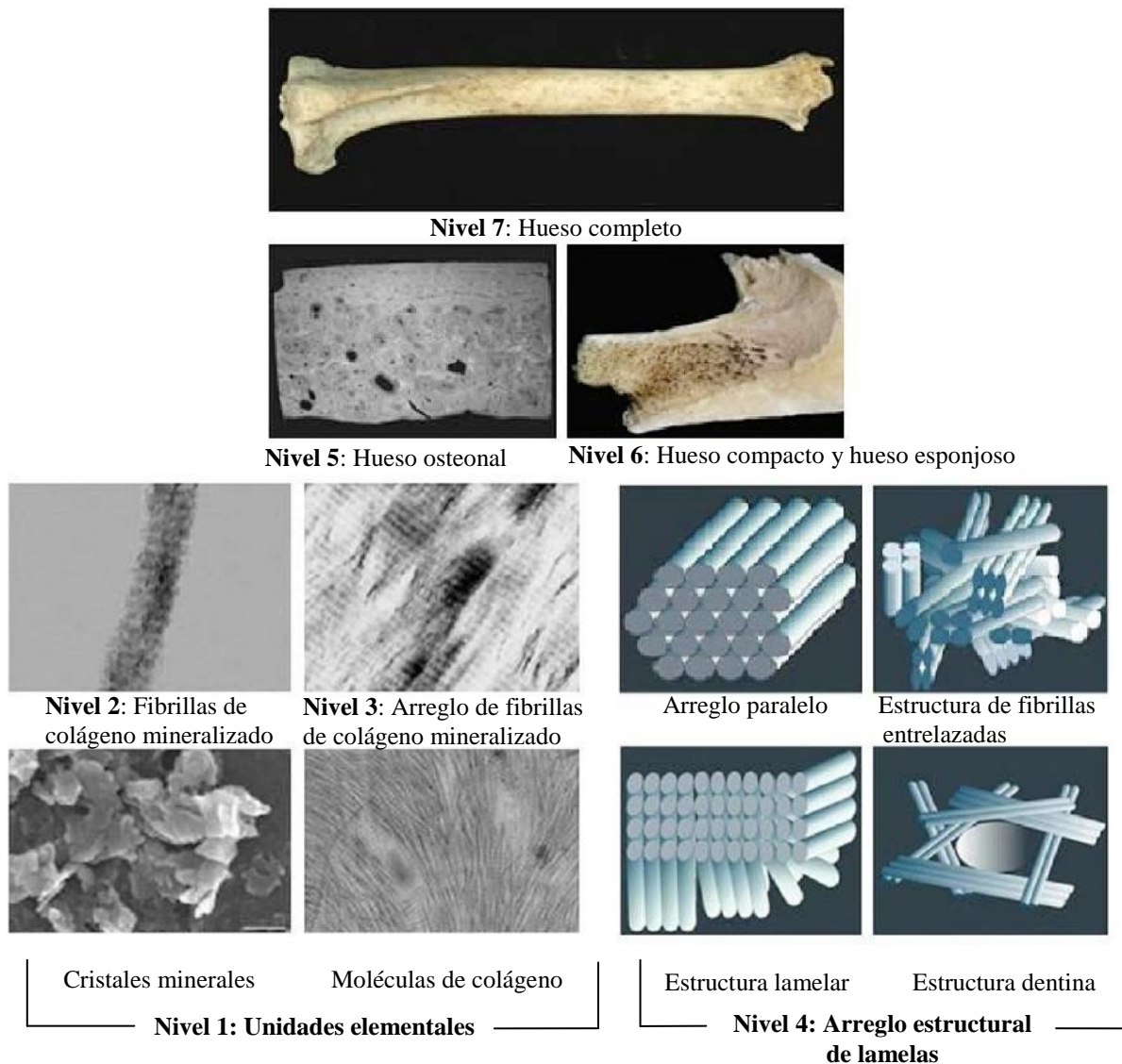


Figura 1.1. Esquema de los siete niveles estructurales en que se divide al hueso [28].

1.3. Hueso completo como estructura

La función del hueso se pone de manifiesto cuando se habla de movimiento y soporte de algún segmento corporal. La biomecánica es por tanto, una disciplina que permite el estudio del hueso como estructura y los efectos que en éste se producen cuando se presentan cargas y reacciones debido al movimiento. Por otro lado, la Estática es una rama de la mecánica que se emplea para estudiar la respuesta mecánica del hueso *in vitro*, bajo diferentes condiciones de carga y en equilibrio estático.

Las cargas se relacionan con la estructura o forma y función del hueso siempre y cuando sea analizado desde un punto de vista mecánico [44]. Al hablar de estructura en un hueso completo y para fines de estudio, se considera que los materiales característicos de cada nivel de escala no presentan variación estructural. El término estructural también puede aplicarse a una muestra cilíndrica de hueso esponjoso. Esta suposición se basa sobre el hecho de que el hueso esponjoso se compone de un arreglo de trabéculas y poros.

La estructura, sin embargo, cambia con el curso del tiempo debido a que los elementos microestructurales como las osteonas y las fibras de colágeno interactúan constantemente y de una forma coordinada para cumplir con las necesidades del hueso (remodelación autónoma y continua).

1.5.1. La columna vertebral

También llamada *raquis o espina dorsal*, junto con el esternón y las costillas forman el esqueleto del tórax. Es análoga a un cilindro flexible y resistente que se flexiona en sentidos anterior, posterior y lateral, y con un cierto grado de rotación respecto a su eje longitudinal.

Cuando se observa desde un lado, la columna vertebral presenta ciertas curvaturas. Las curvas cervical y lumbar tienen convexidad anterior (sobresalen hacia atrás), y las curvas torácica y sacra presentan concavidad anterior. Son importantes dado que aumentan la resistencia de la columna vertebral, ayudan a mantener el equilibrio cuando se está de pie, absorben impactos al caminar y protegen la columna vertebral de fracturas. Además envuelve y protege la médula espinal, brinda sostén a la cabeza y sirve como punto de inserción para las costillas, cintura de la extremidad inferior o cintura pélvica y músculos de la espalda. Abarca casi dos quintas partes de la estatura de una persona y se compone de un conjunto de huesos denominados vértebras. Entre las vértebras, existen orificios llamados agujeros intervertebrales. Los nervios raquídeos o espinales, que unen la médula espinal con diversas partes del cuerpo, cruzan dichos orificios.

La columna vertebral de un adulto se divide en cinco regiones que incluyen 26 huesos distribuidos como sigue: Cervical, con siete vértebras cervicales en el cuello. Torácicas, también conocidas como dorsales con 12 vértebras situadas en la parte posterior de la cavidad torácica. Lumbar, con cinco vértebras que brindan sostén a la parte inferior de la espalda. Sacro, consiste en un solo hueso que se compone de cinco vértebras sacras fusionadas.

El cóccix o cóxis se forma de un hueso (a veces dos) que por lo regular consiste de cuatro vértebras coccígeas fusionadas (figura 1.2). De esta manera, el número total de vértebras antes de la fusión de las sacras y coccígeas es de 33. Las vértebras cervicales, torácicas y lumbares son móviles, no así el sacro y el cóccix.

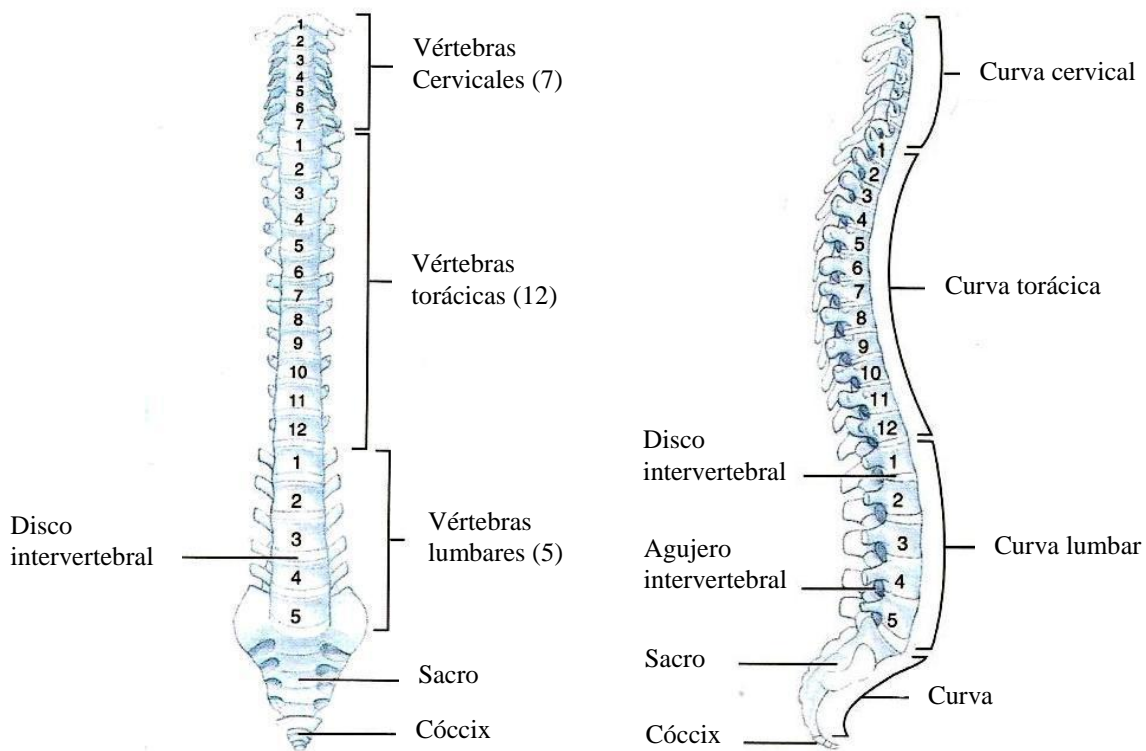


Figura 1.2. Por lo general, la columna vertebral de un adulto se compone de 26 vértebras [43].

Discos intervertebrales

Los discos intervertebrales se sitúan entre los cuerpos de vértebras adyacentes, desde la segunda vértebra cervical hasta el sacro (figura 1.3). Cada disco posee un anillo externo que consiste de fibrocartilago, el anillo fibroso, y una sustancia interna pulposa y elástica, llamada núcleo pulposo.

Los discos intervertebrales forman articulaciones resistentes que permiten diversos movimientos de la columna vertebral, además de absorber los impactos verticales. Cuando están sometidos a compresión, se aplanan, ensanchan y sobresalen de los espacios intervertebrales.

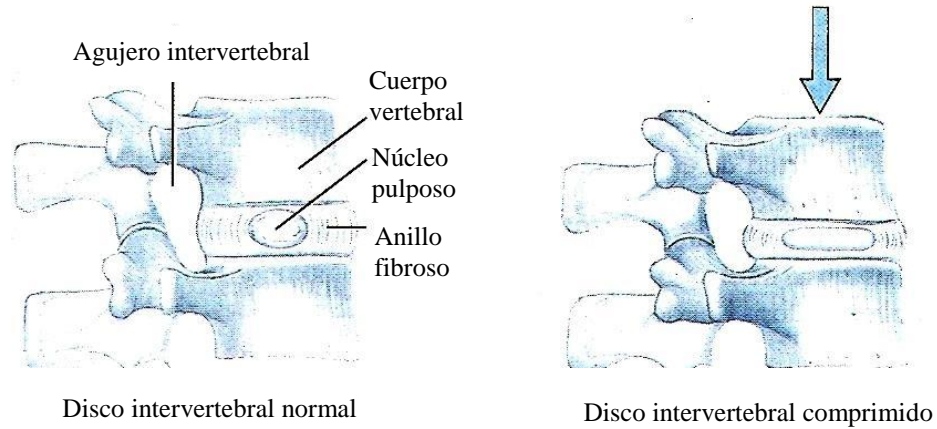


Figura 1.3. Disco intervertebral ubicado entre dos vértebras adyacentes [43].

Partes de una vértebra

Las vértebras de cada región de la columna vertebral varían en tamaño y forma. Excepto la primera y la segunda vértebras cervicales, que tienen una configuración diferente, el resto de las vértebras muestra una estructura similar. La figura 1.4 corresponde al esquema de una vértebra lumbar cuyas partes principales son: el cuerpo vertebral, arco vertebral y apófisis.

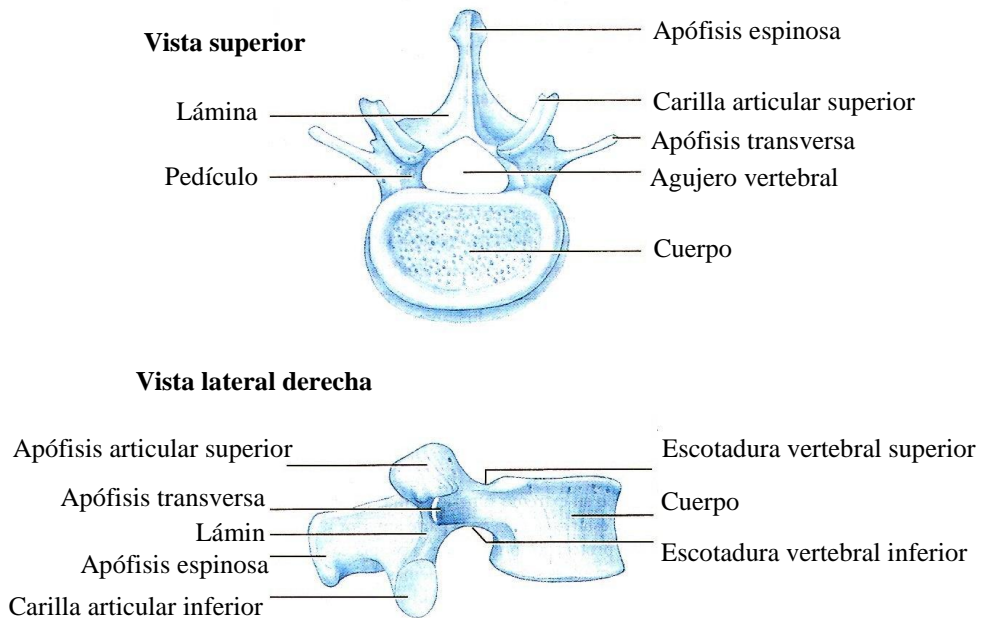


Figura 1.4. Vista superior de una estructura vertebral típica ilustrada con una vértebra lumbar [43].

El cuerpo vertebral es la porción anterior gruesa en que se apoya el peso en una vértebra. Sus caras superior e inferior son rugosas para la inserción de los discos intervertebrales cartilagosos, mientras que la anterior y laterales contienen agujeros nutrientes para vasos sanguíneos.

El arco vertebral, se extiende en sentido posterior desde el cuerpo de la vértebra, con el que rodea la médula espinal. Se forma con dos prolongaciones gruesas y cortas, los pedículos, que se proyectan posteriormente desde el cuerpo y se unen con las láminas. Estas son las partes planas que al unirse forman la porción posterior del arco vertebral. El agujero vertebral, situado entre el arco y cuerpo vertebrales, contiene la médula espinal (grasa) tejido conectivo areolar y vasos sanguíneos.

La apófisis; existen siete apófisis que nacen del arco vertebral. En el punto de unión de una lámina y un pedículo se extiende una apófisis transversa a cada lado de la vértebra. Una sola apófisis espinosa se proyecta en dirección posterior desde la unión de las láminas. Estas tres apófisis son sitios de inserción de músculos. Las otras cuatro forman articulaciones con las vértebras inmediatas superior e inferior. Las dos apófisis articulares superiores de una vértebra se articulan con las dos apófisis articulares inferiores de la vértebra inmediata superior y a la inversa.

1.3.2. El fémur

Es el hueso más largo y fuerte del cuerpo humano, está rodeado por una masa muscular voluminosa, completando un segmento funcional del esqueleto que soporta importantes cargas axiales y sollicitaciones angulares en la marcha, la carrera y el salto. La estructura ósea del cuello femoral está determinada por la existencia de hueso esponjoso compuesto por trabéculas que se disponen en forma de haces que, orientadas, soportan las fuerzas de compresión que fisiológicamente se producen en la extremidad superior del fémur. En la figura 1.5 se pueden identificar tres partes principales en el fémur: epífisis, metáfisis y diáfisis.

El trocánter mayor es una eminencia ósea, muy aplanada transversalmente, situada por fuera y un poco por debajo de la cabeza articular. Las epífisis son los extremos del hueso que, a través de la metáfisis, se une con la diáfisis que es la porción principal y larga del hueso. Ésta última se encuentra recubierta por una capa fibrosa, densa y blanca que se denomina periostio, la cual, a su vez, posee dos capas. La capa fibrosa externa se compone de tejido conectivo que incluye vasos sanguíneos, linfáticos y nervios que penetran en el hueso. La capa osteogénica interna, consiste en fibras elásticas, vasos sanguíneos y células llamadas osteoblastos. El espacio dentro de la diáfisis se le conoce como cavidad medular y contiene la médula ósea amarilla de carácter graso en los adultos. La médula amarilla consiste principalmente en adipocitos e interviene en el almacenamiento de grasa. Los cóndilos femorales son dos masas laterales respecto al plano sagital de la diáfisis: *cóndilo interno* y *cóndilo externo*. En ellos se desarrolla la *tróclea*, superficie lisa para la articulación del fémur con la tibia en la rodilla-articulación femorotibial.

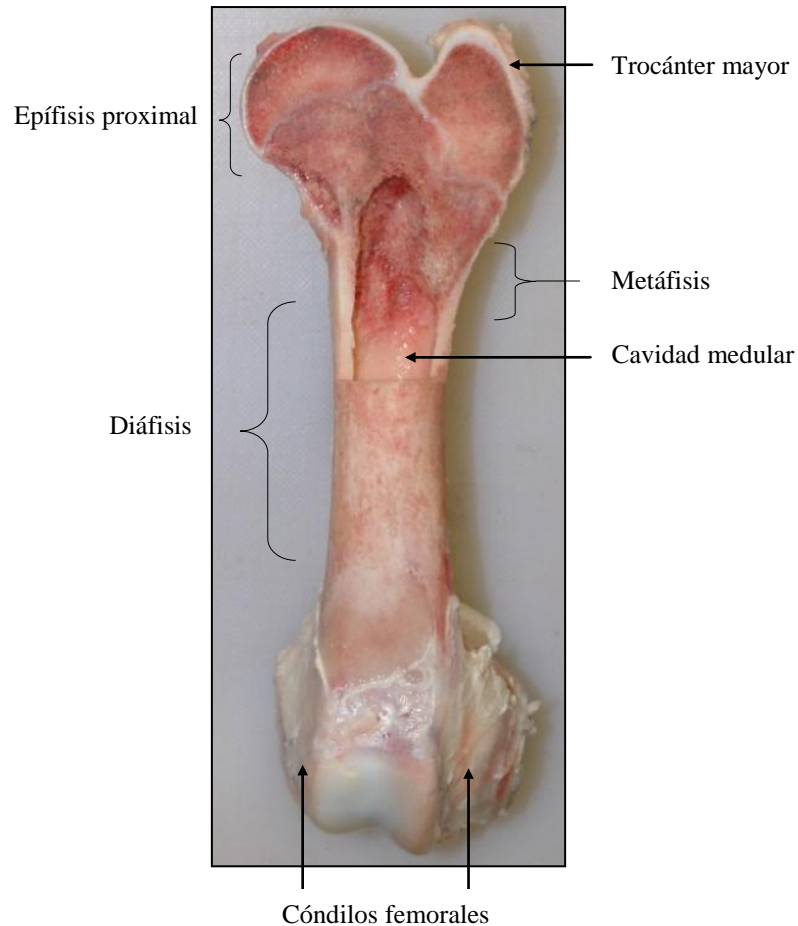


Figura 1.5. Partes principales de un hueso largo.

A través del fémur, se transmiten las cargas hacia la tibia por la rodilla en estática y en movimiento. La región metafisaria recoge la carga de la epífisis proximal hacia la diáfisis y nuevamente se transmite a la región metafisaria distal. La arquitectura en la metáfisis se transforma de un cilindro de hueso cortical a una tipo pirámide con una distribución de trabéculas. El soporte, sobre todo trabecular, de la zona supone menor resistencia en la osteoporosis. En el caso del fémur osteoporótico de un anciano, se pueden producir fracturas por mecanismos de escasa energía.

La descripción de hueso estructural no necesariamente debe cumplir con la condición de hueso completo para ser designado como elemento estructural. En el caso de una muestra de hueso esponjoso, la condición estructural está determinada por el arreglo que en conjunto presentan las trabéculas y las cavidades presentes en este tipo de hueso (figura 1.6).

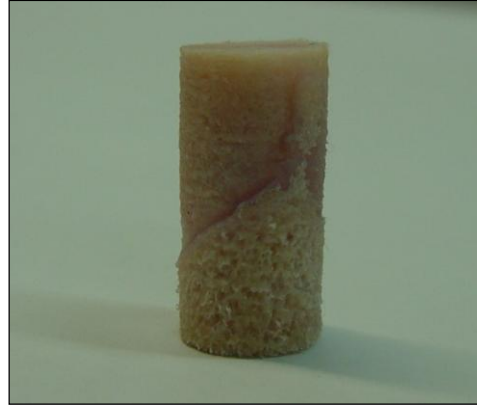


Figura 1.6. Muestra de hueso esponjoso el cual se compone de trabéculas con poros y/o espacios medulares.

Las trabéculas consisten de una red irregular con formas similares a barras y placas delgadas. Los espacios que hay entre las trabéculas (figura 1.7) están llenos de médula ósea en algunos huesos la cual contiene las células medulares que son las encargadas de producir elementos de la sangre (eritrocitos, leucocitos y las plaquetas). En el interior de las trabéculas también se encuentran lagunas que contienen osteocitos. Los vasos sanguíneos que provienen del periostio penetran en el hueso esponjoso y los osteocitos de las trabéculas se nutren directamente de la sangre que circula por las cavidades medulares.

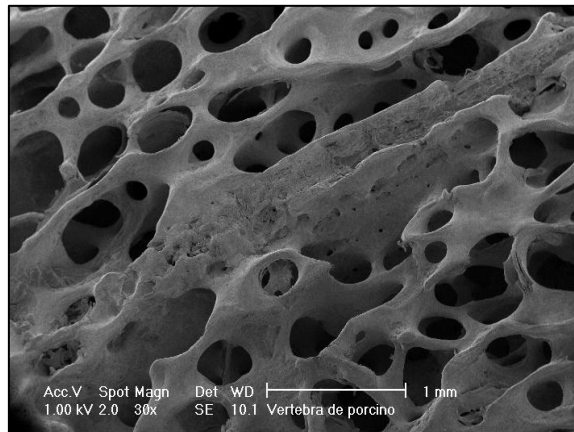


Figura 1.7. Muestra de hueso esponjoso en el que se aprecia el arreglo trabecular de barras y placas.

Dado que una muestra de hueso esponjoso se constituye de trabéculas y poros, es posible entonces denominarla como un elemento estructural. Por lo tanto, las propiedades mecánicas que se obtengan convendría referirlas como propiedades estructurales o propiedades aparentes del hueso esponjoso.

1.4. Nivel de hueso cortical y hueso esponjoso

La distinción entre hueso cortical y hueso esponjoso se hace a través del grado de porosidad que presentan, o bien, la diferencia más obvia entre los dos tipos de hueso es su densidad relativa o fracción de volumen de sólido. El tejido óseo con una fracción de volumen menor al 70% se clasifica como hueso esponjoso y una fracción de volumen mayor a 70% se clasifica como hueso compacto [44].

Las diferencias estructurales también se pueden explicar a través de la función mecánica. Por ejemplo, en un hueso largo como el fémur, el hueso cortical soporta las cargas a flexión y a torsión, mientras que el hueso esponjoso absorbe los efectos de cargas repetitivas. Otro factor que determina la diferencia mecánica de ambos es que el hueso cortical es más rígido que el hueso esponjoso, manteniendo una resistencia mayor pero con menor deformación antes de que ocurra la falla (fractura). Una posible respuesta a este comportamiento puede deberse a la naturaleza porosa del hueso cortical. Estas características del hueso, son los elementos principales en la determinación de las propiedades mecánicas [45].

A pesar de las diferencias estructurales, la composición en estos dos tipos de hueso es la misma [46], aunque el hueso esponjoso es un material mucho más activo metabólicamente debido a que se remodela más frecuentemente que el hueso cortical. Aún cuando el hueso esponjoso y el hueso cortical son de la misma composición, la maduración *retrasada* del hueso cortical puede, en cierto grado, alterar las propiedades mecánicas a nivel microestructural.

1.5. Mediciones mecánicas en el hueso

La combinación de técnicas de densitometría, extensometría eléctrica, métodos ópticos como fotoelasticidad e interferometría y los métodos de pruebas mecánicas busca relacionar la microestructura del hueso con sus propiedades mecánicas con la finalidad de evaluar la distribución de esfuerzos y deformaciones en el hueso o entre la interfaz de un hueso-implante a fin de [19, 20, 21, 22, 23, 47]:

1. Realizar una evaluación relativa del desempeño mecánico del hueso y/o de los implantes ortopédicos bajo cargas estática.
2. Comparar las propiedades mecánicas del hueso con materiales que son empleados para la elaboración de prótesis.
3. Proporcionar datos experimentales necesarios para los modelos de elemento finito.

4. Generar datos que se puedan convertir a esfuerzos y usarlos para establecer áreas con posibles fallas potenciales. Lo subsecuente sería el rediseño de un implante.
5. Reducir la cantidad de material que no es susceptible a elevados esfuerzos y de esta manera reducir costos.

La densitometría es una técnica que permite medir la densidad mineral del hueso por medio de rayos X [48, 49]. Cody *et. al.* utilizaron esta técnica con la finalidad de predecir las propiedades mecánicas del hueso mediante datos de densidad mineral ósea [19].

Los métodos de metrología óptica ofrecen una alternativa para medir, por ejemplo, los desplazamientos que ocurren en un punto de referencia sobre la superficie de un hueso completo el cual puede ser cargado en diferentes modos. En esencia, la medición se obtiene a partir de un pixel que forma parte de una imagen digital y cual presenta un cambio de posición (desplazamiento) cuando se aplica una carga [22].

Los métodos fotoelásticos dependen de la propiedad de birrefringencia que ostentan algunos materiales al estar sometidos a cargas. La birrefringencia (o doble refracción) bajo la acción de cargas se refiere a aquel fenómeno donde la luz viaja a diferentes velocidades a través de un material transparente, en función de la dirección de la trayectoria con respecto a la dirección de los esfuerzos principales en un campo de fuerzas bidimensional. Construyendo modelos (de un material transparente adecuado) de la misma forma de la pieza que se desea estudiar y sometiendo estos a la acción de una luz polarizada adecuada, y a cargas proporcionales a las reales, se obtiene una imagen de bandas claras y oscuras que muestran la distribución de esfuerzos a lo largo y ancho del modelo, lo que permite la estimación de esfuerzos en un punto dado (figura 1.8).

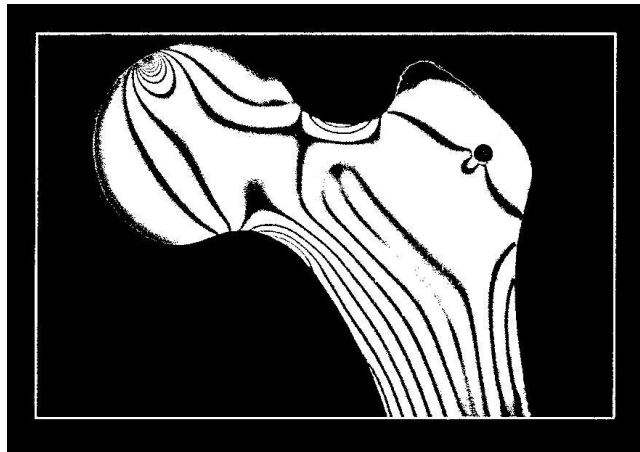


Figura 1.8. Modelo fotoelástico de un fémur distal [47].

La técnica de extensometría eléctrica es ampliamente utilizada en resistencia de materiales para medir deformaciones en la superficie de una estructura o componente y de forma indirecta otras magnitudes relacionadas con las deformaciones. La técnica consiste básicamente en pegar un dispositivo llamado extensómetro eléctrico (o *strain gage* por su designación en inglés) sobre un elemento y conectarlo a un circuito eléctrico adecuado (figura 1.9). Al deformarse el elemento y por tanto el extensómetro eléctrico, la resistencia eléctrica cambia en forma proporcional a la deformación y provoca en el circuito una diferencia de potencial proporcional al cambio de resistencia, es decir, a la deformación de la pieza [50].

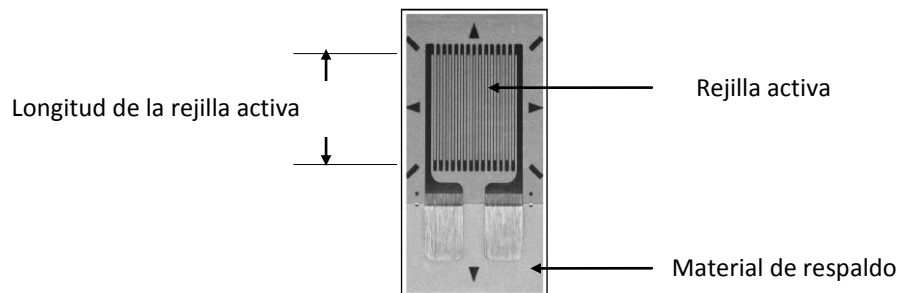


Figura 1.9. Esquema de un extensómetro eléctrico unidireccional [51].

Existe una variedad de formas y tamaños de extensómetros eléctricos; para ello, el criterio de elección puede estar basado en los siguientes parámetros: rejilla activa, material de respaldo, modelo, longitud de la rejilla, auto compensación de temperatura [STC], voltaje del puente (o circuito).

Para evaluar el desempeño mecánico de un elemento sometido a diferentes condiciones de carga se requiere de herramienta básica que puede incluir una máquina de pruebas mecánicas, transductores de medición de deformación y un sistema de adquisición de datos. A partir del desplazamiento del cabezal de la máquina de pruebas 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, comúnmente se emplean los extensómetros eléctricos. Sin embargo, la medición de deformación de hueso *in vivo* es complejo debido a la condición del ambiente fisiológico en el cual se encuentra inmerso.

In situ, se puede observar que como tejido tiene una influencia mecánica dentro del medio en el cual se encuentra inmerso. Por un lado, se sabe que una reducción en la carga aplicada al hueso se tiene como resultado una pérdida de masa (un ejemplo típico son los astronautas o las personas que se mantienen durante mucho tiempo sin actividad física). Por el otro, una sobrecarga aplicada en un evento simple o de forma cíclica puede llegar a producir fractura (por ejemplo en un accidente automovilístico). Inclusive la imposición de ciertos niveles de carga puede ser un factor para propiciar la formación de hueso nuevo.

Aunque existe indudablemente una relación dentro del rango de cargas fisiológicas, es difícil establecer una definición exacta debido a un gran número de influencias genéticas y hormonales. Para implantes de hueso (por ejemplo fijadores de hueso fragmentado o el reemplazamiento total o parcial de un segmento del esqueleto) el impacto del implante sobre el ambiente mecánico del hueso adyacente puede ser un factor crítico a largo plazo. Se sabe que si un implante relativamente rígido se fija en un segmento del esqueleto, puede ocurrir una pérdida de hueso e inclusive la fractura. Por otro lado, en una sobrecarga en la interfaz hueso-implante, suponiendo que se trata del reemplazamiento de una articulación, es muy probable que ocurra una pérdida de hueso y en consecuencia la falla del implante.

La respuesta del hueso frente a las fuerzas que se aplican sobre él dependerá además del tipo de fuerza, del tipo de hueso a estudiar, la densidad, arquitectura y composición. En la mecánica de materiales esta respuesta se define como los esfuerzos que se generan en el hueso a partir de las cargas impuestas. Las pruebas mecánicas más comunes que se realizan sobre el hueso son de tracción, compresión, flexión, torsión, y dureza. Los tres primeros métodos de pruebas son las que se emplean en la etapa experimental de este trabajo y por tanto, son las únicas que aquí se describen.

1.5.1. Ensayo de tracción

El ensayo de tracción es uno de los métodos que puede ser más adecuado para la obtención de las propiedades mecánicas del hueso; sin embargo, las muestras de hueso deben ser relativamente grandes y fáciles de maquinar, situación que no fácilmente se logra con el hueso tanto cortical como esponjoso. En el caso de los metales, la norma ASTM E 0008M sugiere las dimensiones y geometría de una muestra de metal que será sometido a un ensayo de tracción, estos se diseñan de manera que la mayor deformación ocurra en la porción central (figura 1.10). Se coloca un extensómetro en dicha porción y mediante el registro de la carga, se calculan los esfuerzos considerando el área de sección transversal de la muestra.

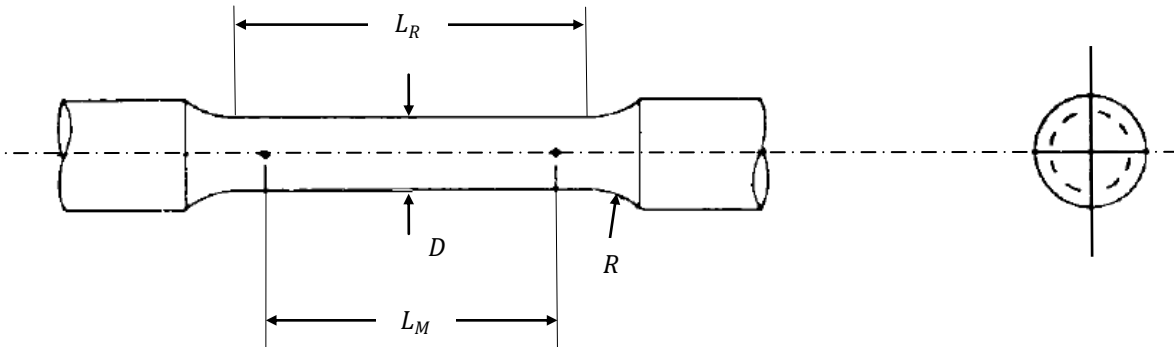
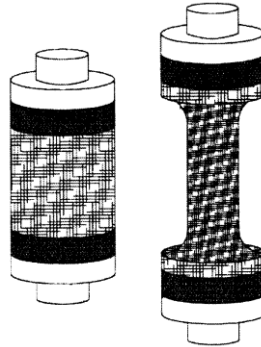


Figura 1.10. Configuración geométrica de una muestra normalizado para el ensayo de tracción, donde L_R es la longitud reducida, D es el diámetro, L_M longitud de medición y R es el radio de filete [52].

Para muestras de hueso esponjoso, se sugiere embeber una porción de los extremos en cilindros de latón y adherirlos mediante cemento de cianoacrilato; otra alternativa es recubrir los extremos con un polímero para evitar un daño prematuro (figura 1.11).



Recubrimiento de PMMA

Figura 1.11. Configuración geométrica de una muestra de hueso esponjoso para ensayo de tracción [4].

1.5.2. Ensayo de compresión

La prueba de compresión es un método muy común, especialmente para hueso cortical debido que no se tiene mucha dificultad respecto al tamaño de las muestras que se pueden emplear, además de ser relativamente fáciles de maquinarse. La configuración geométrica de muestras de hueso para este tipo de ensayo puede ser cilíndrica o cúbica. El esquema de la figura 1.12 representa la forma y relación que guardan las dimensiones de cada muestra según se trate de geometrías cilíndricas o cúbicas.

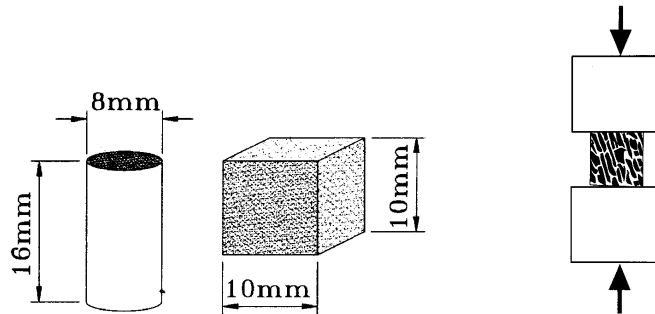


Figura 1.12. Configuración geométrica de una muestra para el ensayo de compresión [4].

La compresión en huesos completos es posible llevarlas a cabo sobre huesos largos de las extremidades inferiores como el fémur. Pero dada la condición irregular en sus extremos (epífisis), se recomienda llevar a cabo un recubrimiento polimérico en tales extremos para obtener una superficie uniforme al momento de colocarlos en los platos de apoyo (figura 1.13).

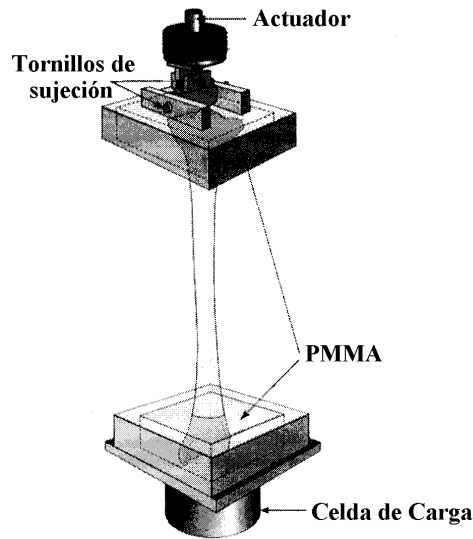


Figura 1.13. Recubrimiento polimérico en los extremos de un hueso largo.

1.5.3. Ensayo de flexión

El ensayo de flexión se puede llevar a cabo en tres o cuatro puntos de apoyo (figura 1.14). Para huesos largos, el área de sección transversal no es simétrica, lo que puede requerir una fórmula para esfuerzos de flexión que se adecue a la sección y obtener así resultados más precisos. A esto se añade otro factor como la edad, ya que conforme el individuo crece, aumenta el diámetro del canal medular y disminuye el espesor del hueso cortical, lo que genera una modificación continua del momento de inercia del área de sección transversal, pues ésta varía proporcionalmente a la diferencia de las cuartas potencias de los diámetros externos e internos.

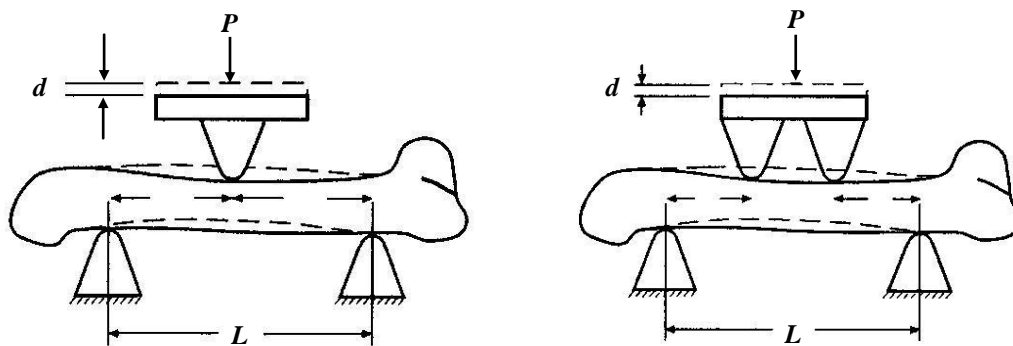


Figura 1.14. El ensayo de flexión en huesos largos puede ser: a) en tres puntos y b) cuatro puntos [4].

Típicamente la separación L entre soportes para las pruebas de flexión de un hueso completo se extiende de Metáfisis a Metáfisis, ya que no se cuenta con un estándar para este parámetro. Se puede optar por maquinar especímenes de geometría regular para evitar este inconveniente, pero se debe tener en cuenta que a nivel de hueso completo, las propiedades son función de la geometría y la densidad, mientras que a nivel de hueso cortical (figura 1.15) las propiedades mecánicas estarán determinadas por la densidad y la dirección de las osteonas.

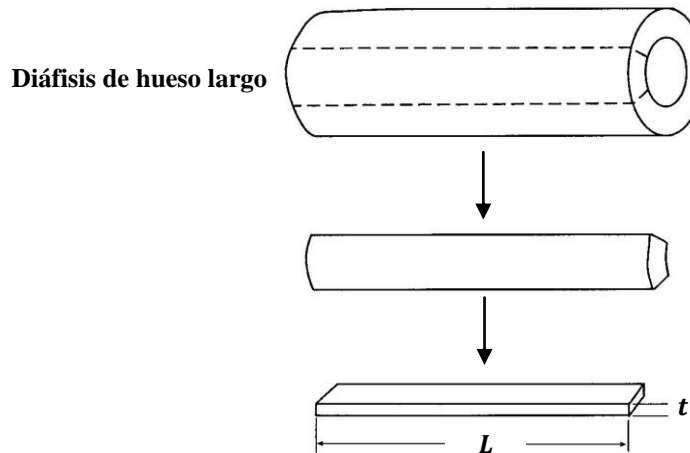


Figura 1.15. Muestras de hueso de geometría regular para ensayos de flexión [4].

1.6. Anisotropía del hueso

La composición de los huesos puede ser muy variable debido a que durante su desempeño funcional se presentan cambios permanentes que estarán en función del ambiente mecánico, edad, enfermedades, nutrición y otros factores. El cambio microestructural de este tejido propicia que las propiedades mecánicas presenten variaciones cuando se aplica carga a través de cada eje ortogonal, característica conocida como anisotropía. Por tanto, al someter el hueso a un tipo de carga como material deformable, se puede analizar empleando la teoría de medios continuos, considerando que su comportamiento corresponde al de un medio elástico.

Sin embargo, de acuerdo a la morfología, los resultados experimentales relativos a su comportamiento mecánico pueden ser cuestionables debido a la descripción del comportamiento que se aplica. Para casos prácticos es común suponer que el hueso es un sólido elástico homogéneo lineal e isotrópico, aunque para huesos largos como el fémur, tibia, peroné, por ejemplo, se puede aplicar un modelo de sólido elástico, homogéneo, lineal y transversalmente isotrópico debido al arreglo que presentan los sistemas de fibrillas de colágeno. En general, las fibrillas se orientan paralelamente al eje longitudinal del hueso y una cantidad significativa en otras direcciones (figura 1.16), particularmente perpendiculares al eje del hueso [3]. Por tanto, el eje de isotropía corresponde con el eje del hueso.

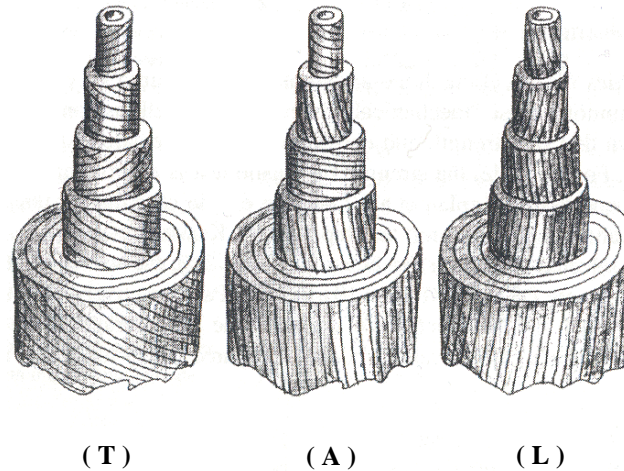


Figura 1.16. Esquema de tres tipos de osteonas –osteona transversal (T), osteona alterna (A) y osteona longitudinal (L) – [3].

Un cuerpo de este tipo puede tener propiedades simétricas en un plano normal respecto a la dirección de las fibras. Propiedades como el módulo elástico equivalen a la caracterización del medio heterogéneo, las cuales se pueden determinar en función de las propiedades de cada fase que componen al hueso. La idealización como un material ortotrópico es muy útil en el caso de hueso cortical, el cual tiene arreglos regulares de capas cilíndricas; por el contrario, esta simplificación en el hueso esponjoso resulta discutible debido al arreglo irregular del tejido de las trabéculas. Las propiedades cambian no sólo por la orientación ortogonal, sino también están influenciadas por la localización anatómica que ocupa cada hueso, ya que para un mismo hueso y una misma región, se pueden tener variaciones de propiedades debido a la orientación preferencial que presentan las trabéculas en la región por efecto de la carga impuesta [53]. La figura 1.17 representa la variación en el comportamiento mecánico para hueso esponjoso obtenido de diferentes regiones anatómicas. Las trabéculas de vértebras tienden a presentar un arreglo columnar debido a las cargas compresivas que recibe. Para el caso de hueso vertebral, el modelo elástico propuesto es de un sólido elástico, homogéneo, lineal, ortotrópico, ya que en éste, las propiedades elásticas varían con los ejes principales [54].

Se puede observar que la aplicación de modelo sólido elástico, homogéneo, lineal e isotrópico en el hueso, representa una idealización extrema. En este modelo se asume que la anisotropía del tejido tiene un efecto despreciable en las propiedades elásticas aparentes del hueso esponjoso y del cortical y que es razonable suponer que existe un módulo elástico isotrópico efectivo, en el cual, algunos autores han obtenido a partir de la densidad y grado de mineralización, mientras que en otros casos, se propone la obtención del módulo elástico a través de la determinación de la velocidad del sonido, lo que puede ser cuestionable dada la morfología del hueso y el planteamiento teórico del cual se derivan los resultados.

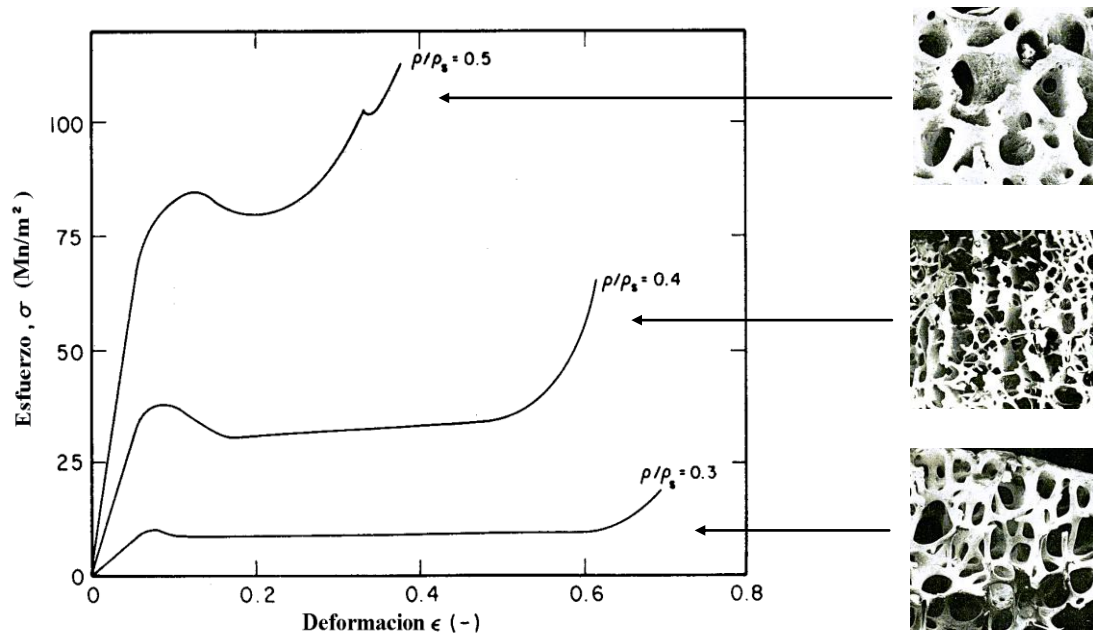


Figura 1.17. Comportamiento mecánico de hueso esponjoso como función de la posición anatómica [53].

En general, todos los materiales son heterogéneos a pequeñas escalas. Esto se puede observar a nivel atómico o molecular en el que ocurre cierto grado de variabilidad o desorden. El hueso como material compuesto que presenta una estructura jerárquica, tiene como elementos básicos, para un primer nivel estructural, las fibras de colágeno y los cristales minerales. En un siguiente nivel, se organiza en forma de haces de fibras de colágeno mineralizados (figura 1.1). La suposición como material compuesto ayuda a explicar el papel de cada constituyente donde una primera aproximación se realiza aplicando *la ley de mezclas* pasando sucesivamente de un nivel estructural inferior al siguiente. Esta ley no proporciona resultados acertados, por lo que se han desarrollado otras perspectivas para predecir el comportamiento del compuesto de colágeno y mineral [54].

Un modelado de reciente desarrollo involucra la aplicación de la teoría de medios continuos porosos al análisis del comportamiento de tejido óseo. El hueso es una estructura que presenta porosidad, cuyas dimensiones y formas son características de sus diferentes niveles estructurales [55, 56, 57], así como del fluido que lo satura.

La interacción entre los fluidos y la matriz es un factor que determina la nutrición del tejido y el remodelado. Para describir este comportamiento, se han desarrollado modelos de difusión de metabolitos que buscan predecir la pérdida de hueso [58]. Por otra parte, la aplicación de la teoría poroelástica, de amplio uso en geomecánica, podría explicar el comportamiento piezoeléctrico del hueso y la existencia de un sistema mecano sensorial dependiente del flujo de fluido.

La estructura porosa del hueso provoca que para su caracterización se requiera de una descripción tanto estructural como material, además de que la porosidad es un parámetro importante para evaluar las condiciones de fractura. Estas condiciones de heterogeneidad pueden ocurrir como una variación continua e idealizada de propiedades respecto a la posición, o como un cambio abrupto de propiedades a través de las interfaces. Un medio heterogéneo involucra fases discretas y por tanto, un cambio continuo en las propiedades.

Para superar estas dificultades, se puede introducir la hipótesis de *continuo*. Esta hipótesis involucra un promedio estadístico por el cual, la constitución y estructura del material se idealiza como un cuerpo continuo, es decir, la teoría sobre la cual se describen las relaciones entre fenómenos que desprecian la estructura del material, sobre una pequeña escala, se le conoce como teoría del continuo [59]. Una vez aceptado el medio como continuo, cobra gran relevancia el concepto de homogéneo. Para un cuerpo homogéneo, las propiedades inherentes que lo caracterizan, se considera que son las mismas en cualquier punto del cuerpo.

Bajo esta condición, el material se puede idealizar como un cuerpo efectivamente homogéneo, y el problema de un cuerpo sometido a una condición de carga se puede resolver obteniendo propiedades promedio asociado con la longitud de escala. Por tanto, en todas las consideraciones adicionales, se asume que la escala de propiedades promedio existe y es significativa. La condición descrita corresponde al concepto de homogeneidad efectiva o equivalente [60]. Al asumir el concepto de homogeneidad equivalente, el problema fundamental en el comportamiento del material heterogéneo se puede emplear el método de valores promedio para predecir las propiedades efectivas del medio homogéneo idealizado en términos de las propiedades de las fases individuales y de alguna información acerca de la geometría interfacial. El resultado de las propiedades efectivas son aquellas que se pueden emplear en el análisis de un cuerpo sometido a una condición de carga. La relación entre las propiedades efectivas y las propiedades de las fases individuales, más el análisis de problema estructural, proporcionará los medios de optimización y desempeño estructural del hueso por variación de las características o propiedades de las fases individuales.

En ingeniería, la rigidez y resistencia son las propiedades más importantes, ya que la caracterización matemática de la rigidez es la base de los métodos de análisis lo cual conduce al diseño y uso de materiales de ingeniería. Por tanto, la determinación de la rigidez efectiva de diferentes medios heterogéneos (con inclusiones esféricas, cilíndricas y lamelares embebidas en una matriz continua), puede ser el promedio de mediciones de la rigidez del material, tomando en cuenta las propiedades de cada una de las fases que componen al medio heterogéneo así como su interacción.

Por tanto, la determinación de constantes elásticas dependerá del modelo elegido y por ende, del número de éstas que resultan linealmente independientes. El modelo elástico, lineal, homogéneo e isotrópico requiere de dos constantes elásticas. El sólido elástico lineal, homogéneo y transversalmente isotrópico requerirá de cinco constantes elásticas linealmente independientes; por su parte del sólido elástico, lineal, homogéneo y ortotrópico se requerirán nueve constantes elásticas.

1.7. Medios porosos

La mecánica de medios porosos es una disciplina de gran relevancia en diversas áreas del conocimiento como la geofísica, ingeniería civil, biomecánica y ciencia de los materiales. La mecánica de medios porosos tiene como objetivo principal la determinación o predicción de la deformación del medio cuando se aplican cargas externas. Los métodos tradicionales para el estudio de este tipo de materiales están fundados en su mayoría por evidencias experimentales.

La clave para conjuntar la mecánica del continuo con un medio poroso consiste en que este último sea considerado un sistema continuo y termodinámicamente abierto. En contraste con la usual teoría de mezclas, la cual se basa sobre un promedio de propiedades de las fases constituyentes, no requiere considerar las propiedades de cada fase. La teoría es por tanto, directa y consistentemente macroscópica en su formulación. Esta aproximación permite extender los logros significativos de la mecánica del continuo a medios porosos deformables a través de áreas como la termodinámica, plasticidad, viscoelasticidad, propagación de ondas, deformaciones localizadas, métodos numéricos y fenómenos químico-mecánicos [61].

Se ha mencionado que un medio poroso se caracteriza por estar constituido de una matriz sólida y un fluido que ocupa espacios dejados entre las partículas sólidas. En este nivel de observación, el medio poroso presenta numerosas discontinuidades debidas a las diferencias cinemáticas de las fases que lo componen. De este modo, el medio poroso es considerado como la superposición de dos o más medios continuos. El primero representa la fase sólida del medio y la fase restante corresponde al fluido. Muchos materiales naturales como las rocas, el suelo, tejidos biológicos como el hueso, materiales como concreto, esponjas, cerámicos se consideran como medios porosos. Por tanto, un medio poroelástico se caracteriza por su porosidad, permeabilidad así como las propiedades de sus constituyentes (matriz sólida y fluido).

Para el caso de hueso cortical, se considera que cuenta con dos sistemas de canales interconectados. El primer sistema es una porosidad vascular formada por canales *Haversianos* y conductos de *Volkman*, los cuales contienen vasos sanguíneos y nervios. El siguiente sistema consiste de canalículos y lagunas. Los canalículos forman conductos a través de los cuales son transportados tanto nutrientes como moléculas (figura 1.18).

El intercambio de moléculas se intensifica por la carga mecánica la cual propicia el impulso libre del fluido dentro de la matriz sólida, lo que da paso a un gradiente de presión. Generalmente se asume que el flujo del fluido extracelular alrededor de los osteocitos juegan un rol importante en la nutrición de estas células, pero también en el sistema mecano sensorial del hueso: los osteocitos quizá se estimulen por esfuerzos de corte del fluido y subsecuentemente producen señales directas en las moléculas de los osteoclastos y osteoblastos hacia la superficie del hueso. El entendimiento de este mecanismo es de vital importancia, ya que se puede relacionar con problemas clínicos tales como la osteoporosis y la fijación de implantes.

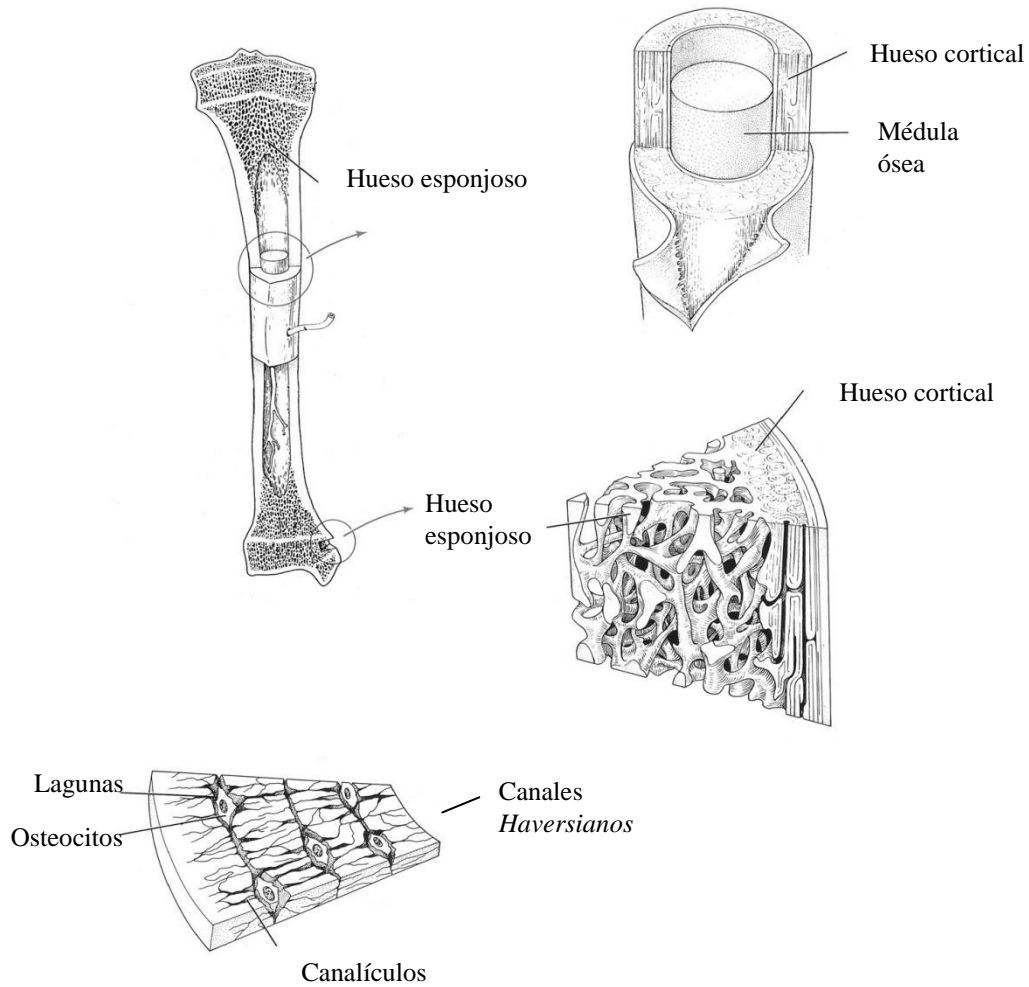


Figura 1.18. Esquema de un hueso largo en diferentes secciones. Se puede observar que para cada región se tienen características estructurales propias [63].

La interacción entre la deformación de la matriz del hueso y el flujo del fluido se puede modelar utilizando la teoría de Biot de poroelasticidad que establece que las cantidades cinemáticas en esta aproximación, son vectores de desplazamiento u_i , siguiendo el movimiento del sólido poroso, y un vector q_i que describe el flujo de masa [62].

Las variables en este caso son el esfuerzo total σ_{ij} , la deformación en la fase sólida ε_{ij} , presión del fluido (poro) p y un volumen específico de fluido ξ . Las cantidades de deformación ε_{ij} y ξ se relacionan a los desplazamientos u_i y q_i de acuerdo a

$$\varepsilon_{ij} = \frac{1}{2}(u_{i,j} + u_{j,i}) \quad (1 - 1)$$

y el balance de flujo de masa

$$\frac{\partial \zeta}{\partial t} = q_{k,k} \quad (1 - 2)$$

donde t es el tiempo. La ley de Darcy relaciona el flujo de masa q_i al gradiente de presión p en el poro:

$$q_i = -\kappa p \delta_{ij} \quad (1 - 3)$$

donde κ es el coeficiente de permeabilidad hidráulica. κ se define por $\kappa = k/\mu$ donde k es la permeabilidad y μ la viscosidad dinámica del fluido. Además, k es función de la geometría del poro, tamaño y arreglo espacial. La teoría de Biot incluye, además, ecuaciones constitutivas de la estructura sólida. Como el hueso es anisotrópico con respecto a su módulo elástico, se puede considerar como isotrópico debido a que las constantes anisotrópicas y poroelásticas del hueso no han sido posible determinarlas; los huesos y las osteonas, como se ha descrito, son isotrópicos, al menos en el plano transversal, lo cual es por donde ocurre principalmente el flujo del fluido.

Para describir el problema poroelástico, las relaciones de esfuerzo-deformación de la teoría de elasticidad se extiende considerando un componente de presión.

$$\sigma_{ij} + \alpha p \delta_{ij} = 2G_d \varepsilon_{ij} + \left(\frac{2G_d \nu_d}{1-2\nu_d} \right) \varepsilon_{kk} \delta_{ij} \quad (1 - 4)$$

donde G_d y ν_d son el módulo a cortante y módulo de *Poisson* del sólido deshidratado o seco y α es el coeficiente del esfuerzo efectivo de Biot. Para un material poroelástico isotrópico ideal,

$$\alpha = 1 - \frac{K_d}{K_s} \quad (1 - 5)$$

donde K_d es el módulo volumétrico del material seco y K_s de la matriz del sólido. La relación constitutiva entre la variación de la cantidad de fluido ξ y esfuerzos se describe por

$$2G_d \xi = \alpha \left(\frac{1-2\nu_d}{1+\nu_d} \right) \left(\sigma_{kk} + \frac{3p}{B} \right) \quad (1 - 6)$$

donde B es la compresibilidad o coeficiente de presión de *Skempton* o del poro. B se define por

$$B = \frac{\alpha K_f}{[\alpha - \varphi(1-\alpha)]K_f + \varphi K_d} \quad (1 - 7)$$

donde φ es la fracción de volumen del poro y K_f el módulo volumétrico del fluido. El comportamiento mecánico de un medio saturado se describe completamente por las ecuaciones (1 – 1) a (1 – 7). Para su aplicación a hueso cortical, los parámetros se pueden cuantificar al describir el comportamiento elástico lineal del hueso, es decir, dos de los siguientes: E_d, ν_d, G_d y K_d . Incluyendo la porosidad (φ), la compresibilidad del fluido y la fase sólida (K_s y K_f) y la permeabilidad hidráulica κ . Excepto para φ y K_f los cuales se toman de la literatura, los parámetros se derivan de ambos niveles de porosidad mencionados [62].

Como es muy complejo determinar experimentalmente las constantes elásticas del material de la matriz sólida a estos niveles, entonces se pueda elaborar una aproximación teórica propuesta por Smit, T. H. *et. al.* [62], que para fines prácticos toma datos experimentales reportados por diversos autores. Por tales motivos, es recomendable limitar el problema a condiciones isotrópicas para hueso cortical, lo que simplifica considerablemente la determinación de las propiedades mecánicas.

Muchos huesos se presentan en construcciones elaboradas como compuestos de una capa externa de hueso cortical con una porción interna de un material celular poroso, es decir, hueso esponjoso o trabecular. En algunos casos, esta configuración minimiza el peso del hueso, en tanto que esto puede proporcionar una mayor área de contacto. Para hueso esponjoso, su naturaleza porosa es la que ayuda principalmente a la disminución del peso, lo cual se establece como una de sus funciones principales. Por tanto, el comportamiento mecánico del hueso esponjoso es típico de los materiales celulares. La palabra *cell* deriva del latín *cella*: pequeño compartimento o espacio encerrado. Para Gibson y Ashby [64], lo anterior significa un ensamble de celdas con bordes y caras sólidas cuya estructura contiene espacios o poros. Tales materiales son comunes en la naturaleza: madera, corcho, esponja y coral son algunos ejemplos. En general, un sólido celular como el hueso esponjoso está hecho de una red interconectada de barras y placas sólidas, las cuales forman los bordes y paredes de las celdas.

La característica más simple e importante de un sólido celular es su densidad y porosidad. Estas propiedades se pueden medir mediante el método de desplazamiento de fluido el cual se basa en el principio de Arquímedes. Líquidos como el agua, tolueno y alcohol usualmente se utilizan en este método. La figura 1.19 es una ilustración esquemática de un sistema de medición para el método de desplazamiento de líquido [65]. De la figura, W_1, W_2 y W_3 son el peso de una muestra seca, el peso de una muestra sumergida en líquido y el peso de una muestra húmeda, respectivamente.

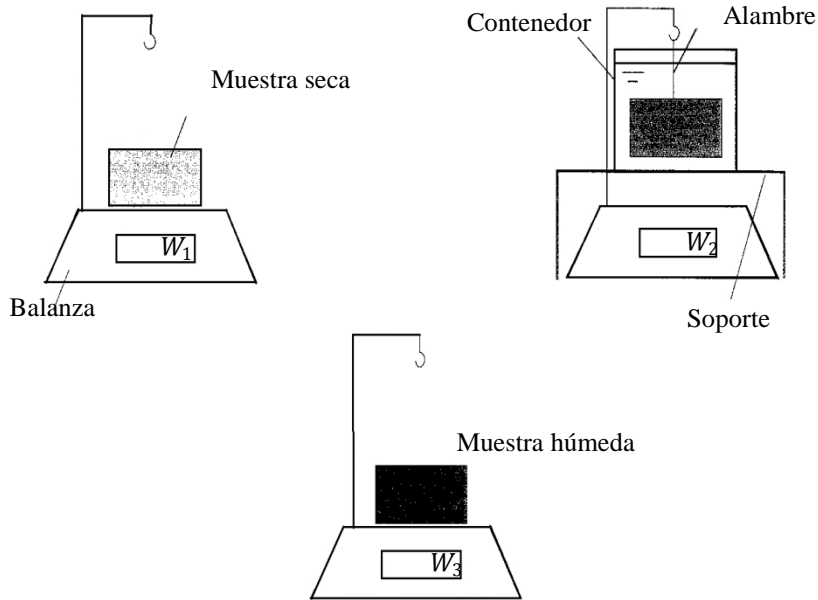


Figura 1.19. Ilustración que esquematiza la medición de densidad y porosidad de una muestra porosa [65].

La densidad y poros abiertos y cerrados se calculan de las siguientes ecuaciones:

$$\rho = \frac{W_1 \rho_{liq}}{W_3 - W_2} \quad (1 - 8)$$

$$d = \frac{\rho}{\rho_{teo}}$$

$$p_0 = \frac{W_1 - W_2}{W_3 - W_2} \quad (1 - 9)$$

$$p_c = 1 - d - p_0 \quad (1 - 10)$$

donde ρ es la densidad del medio poroso, d es la fracción de la densidad del medio por la densidad teórica ρ_{teo} , ρ_{liq} es la densidad del líquido, p_0 porosidad abierta y p_c es la porosidad cerrada. Específicamente, la densidad del hueso esponjoso, referida como densidad aparente, es la propiedad que corresponde a la masa de las trabéculas dividida por el volumen que ocupa tanto trabéculas como poros. Por tanto, el módulo elástico y resistencia se definen de forma similar, basándose en el área de sección transversal la cual incluye trabéculas y poros [66].

Muchos trabajos mencionan la relación que existe entre la anisotropía microestructural de hueso esponjoso y la resistencia. Por ello es necesario realizar un estudio sobre el modo de variación en la fractura con respecto a dicha estructura y densidad. Mroginiski, J. L., *et. al.* [67] propone una formulación matemática para describir el comportamiento mecánico de medios porosos mediante la teoría de gradientes de deformación. Los desarrollos teóricos se basan en las leyes de la termodinámica para medios porosos consiguiendo así una formulación consistente sin términos de disipación de energía. La clave para lograr la consistencia termodinámica surge de considerar al medio poroso como un sistema continuo termodinámicamente abierto [61].

A partir de lo anterior, el comportamiento mecánico de medios porosos se puede describir en función del tensor de esfuerzos efectivo σ'

$$\sigma' = \sigma - p_w I = \sigma_n + s \quad (1.11)$$

con

$$s = (p_a - p_w) I$$

$$\sigma_n = \sigma - p_a I$$

donde σ es el tensor de esfuerzo total, σ_n se define como el tensor de esfuerzos neto, s es el tensor de succión, I es el tensor unitario de segundo orden, p_a y p_f son las presiones de aire y fluido en el poro, respectivamente. En muchos casos geotécnicos la presión de aire en el poro es igual a la atmosférica y permanece constante, por lo que la succión se iguala a la presión de poro del fluido o simplemente a la presión del poro p .

Durante un proceso de carga-descarga el medio poroso experimenta cambios irreversibles, el tensor de deformaciones ε y el contenido de masa de fluido m , no son suficientes para caracterizar el estado actual del sistema termodinámico. Por lo tanto, deben incorporarse nuevas variables para describir las evoluciones irreversibles. Las variables adoptadas son la deformación plástica ε^p , la porosidad plástica φ^p o la variación plástica en el fluido m^p y la entropía específica irreversible s^p .

Cabe aclarar que los efectos plásticos (deformaciones) que introducen posibles localizaciones en el medio poroso conciernen pura y exclusivamente a la estructura sólida y no al fluido. El fluido sometido a fuertes gradientes de presión experimenta un proceso de difusión espontánea, disipando rápidamente dichas presiones. En consecuencia, el gradiente de presión en los poros abiertos del hueso esponjoso no presenta un salto discontinuo. Esta formulación, similar al caso de hueso cortical, requiere la obtención de parámetros referidos al hueso esponjoso, situación por demás cuestionable, ya que el daño irreversible que sufre este tejido es una fractura, más que una deformación plástica.

Nuevamente el análisis de la mecánica de medios porosos está basado en un estudio a nivel microscópico donde cada componente del medio (partículas sólidas y sustancias líquidas) son tratados en forma individual empleando la teoría de mezclas para tener en cuenta el efecto simultáneo de los mismos [60]. Este tipo de análisis requiere del conocimiento de un número superior de propiedades microscópicas del medio respecto a la teoría poroelástica y no admite la descripción llevada a cabo con antelación para la estructura sólida. Por tanto, no son válidas las leyes termodinámicas de medios continuos abiertos empleados por Coussy [61], ya que las fases presentan discontinuidades microscópicas. Por tales motivos, es congruente establecer la determinación de las propiedades mecánicas de hueso esponjoso, asumiendo en principio, que se trata de un medio continuo.

Capítulo 2.

Desarrollo experimental

2.1. Introducción.

El orden en que se presenta el desarrollo experimental de las pruebas mecánicas realizadas en el hueso se hace a través del nivel de escala estructural. Como primer nivel se tiene el de hueso completo para lo cual no se consideran los materiales que lo constituyen. En cambio, se parte de la suposición de que el fémur porcino exhibe una similitud con un elemento de geometría regular, principalmente sobre la diáfisis. La finalidad es simplificar cálculos como momento de inercia y la obtención de esfuerzos.

La segunda parte del desarrollo experimental es correspondiente con el nivel de hueso esponjoso y hueso cortical. A diferencia de los huesos completos, las muestras que se obtienen en este nivel guardan una geometría regular. Sin embargo, el factor involucrado es el tiempo y el efecto de deshidratación provocado por el maquinado y por el recubrimiento polimérico, es decir, por el calor que se genera en estos procesos. Otro factor adicional es el tamaño de las muestras, ya que para hueso cortical, el tamaño de las muestras obtenidas de la diáfisis femoral de porcino, dificultó el proceso de instrumentación con extensómetros eléctricos.

Por tanto, en la elección del animal para la obtención de huesos completos, muestras de hueso cortical y de hueso esponjoso que fueran de tamaño adecuado, se empleo el criterio de nivel estructural del hueso. A partir de este criterio se eligieron para su estudio huesos provenientes de bovino y porcino debido a su facilidad de obtención (resulta prácticamente imposible en México obtener muestras de tejido humano), además, se tiene la ventaja de realizar un análisis de comportamiento mecánico no sólo a nivel de hueso completo, sino a niveles de hueso cortical y hueso esponjoso. Este tipo de huesos fueron factibles para la obtención de muestras los cuales se sometieron a diferentes modos de carga como se describe.

Hueso completo: fémur porcino sometido a pruebas de compresión, flexión en tres y cuatro puntos.

Muestras de hueso esponjoso: obtenidas de vértebras lumbares y trocánter, ambos de bovino y sometidas a ensayos de tracción.

Muestras de hueso cortical: obtenidas de la diáfisis de fémur porcino y sometidas a ensayos de compresión.

Para la preparación y realización de las pruebas mecánicas, se generó el siguiente plan de actividades:

- Recolección de huesos: fémur porcino, cabeza femoral y vértebras de bovino.
- Almacenamiento hasta por siete días a 0°C.
- Descongelamiento de huesos en agua común.
- Preservación en solución salina y agua común.
- Preparación de muestras en función del tipo de prueba mecánica a realizar.
- Realización de las pruebas.
- Registro de anomalías para el replanteamiento de actividades.

La recolección de huesos se llevo a cabo de manera que contara con suficiente tejido suave para preservarlos y evitar así una descomposición acelerada. Debido a que los huesos se obtuvieron de expendios distribuidores de carne, no se contó con un historial clínico del animal, lo que pudiera permitir relacionar patologías o anormalidades del hueso con el comportamiento mecánico y las propiedades mecánicas. Previo a la preparación y realización de las pruebas, los huesos se almacenaron hasta por un periodo máximo de 15 días a una temperatura de 0°C.

En la etapa de preparación de huesos completos sometidos a compresión y en muestras de hueso esponjoso, se utilizó un polímero (polimetilmetacrilato) para crear una superficie de contacto uniforme. En el primer caso, las epífisis de los huesos largos son irregulares y evidentemente no se tiene estabilidad para realizar los ensayos de compresión cuando se les coloca directamente sobre los platos de apoyo, por tanto, el recubrimiento polimérico sirve como una interfaz de apoyo. Para muestras de hueso esponjoso sometidas a ensayos de tracción, el polímero cumple la función de brindar protección para evitar un posible daño prematuro sobre las trabéculas ubicadas en la zona de sujeción.

El polimetilmetacrilato (PMMA) se preparo mediante la mezcla de metacrilato de metilo y monómero. El vaciado de la mezcla se realizó en moldes de plástico los cuales permitieron que el acrílico polimerizara. En esta última etapa se registro un aumento de temperatura de aproximadamente 70°C debido a la reacción química que se da por efecto de la polimerización.

Para la medición de deformación en huesos completos y muestras de hueso cortical se utilizaron extensómetros eléctricos unidireccionales de Vishay Micro-Measurements. El método de preparación superficial de la muestra y pegado de los extensómetros es similar al procedimiento que se emplea en los metales. 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.).

En algunos casos, las deformaciones se calcularon a partir de datos de desplazamiento del cabezal de la Máquina Electromecánica Instron modelo 4206; mediante éste (cabezal) se transmitieron las cargas. Para la adquisición de datos de deformación del extensómetro eléctrico se utilizó una tarjeta de adquisición de datos SCXI de National Instrument y un software (LabVIEW 8.6) para el registro y almacenamiento de datos.

Los datos obtenidos de carga, desplazamiento y deformación se analizaron para realizar un ajuste de regresión lineal y de esta forma evaluar una pendiente lineal de la curva esfuerzo-deformación con la finalidad de obtener el módulo elástico del tejido. Otros parámetros mecánicos que se obtuvieron fueron: esfuerzo, deformación y carga a la fractura así como la rigidez de algunas muestras.

2.2. Pruebas mecánicas a nivel de hueso completo

2.2.1. Ensayo de compresión en fémur porcino

Elección de la especie

Por su tamaño, en el fémur porcino es posible realizar un estudio del comportamiento mecánico a compresión en los siguientes niveles: nivel de hueso completo y nivel de hueso cortical.

Recolección

Los huesos se obtuvieron de expendios distribuidores de carne sin presencia de algún daño aparente o seccionamiento. El inconveniente es que no se contó con historial clínico del animal.

Preservación y almacenamiento

Los huesos se mantuvieron almacenados a 0°C hasta por 15 días. Para descongelarlos se introdujeron en un recipiente con agua común y/o solución salina por un periodo aproximado de dos horas.

Preparación

Se eliminó todo tejido suave del hueso, especialmente en las epífisis debido a que son las porciones que se recubren con PMMA. El recubrimiento polimérico se inició con la epífisis distal y el procedimiento se concluye con la epífisis proximal (figura 2.1). El extensómetro eléctrico unidireccional empleado para la medición de la deformación fue de la serie EA-06-125BB-350.

Ensayo de compresión

El hueso completo se colocó directamente entre los platos de apoyo de la máquina de pruebas tomando como base la epífisis proximal (figura 2.1), Se aplicó una precarga de 50 [N] y la velocidad del cabezal se configuró a 1 mm/min. Posterior a la precarga se calibró el extensómetro eléctrico y el panel de control de la máquina de pruebas. Enseguida se inició la corrida de las pruebas la cual concluyó al presentarse una primera fisura.

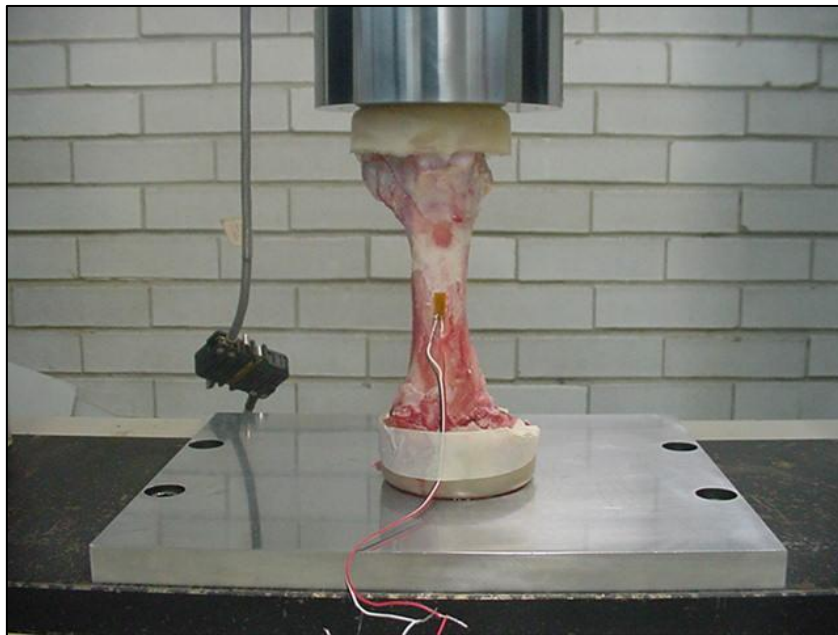


Figura 2.1. Un inconveniente en estos ensayos fue una ligera desalineación con respecto a los platos de apoyo. Esto se debió a que el eje longitudinal del hueso no se orientó de forma adecuada.

2.2.2. *Ensayo de flexión en tres puntos sobre fémur porcino*

Similar al caso anterior, los huesos completos se obtuvieron de expendios distribuidores de carne sin presentar daños aparentes o seccionamiento y sin contar con historial clínico del animal. El almacenamiento a 0°C fue por un periodo de 15 días como máximo y se descongelaron utilizando agua común.

En el proceso de limpieza se removió todo tejido suave y la capa de periostio en la zona de pegado del extensómetro eléctrico. Se midió el diámetro exterior en la porción central de la diáfisis que es coincidente con la zona de pegado del extensómetro. El tipo de extensómetro empleado fue unidireccional de la serie EA-06-125BB-350. Es recomendable dejar un remante de tejido en uno de los extremos (epífisis) del hueso de manera que se pueda aterrizar el equipo de adquisición de datos. El propio tejido sirve como medio de anclaje para el cable conductor.

La distancia entre soportes inferiores fue de 80 mm y la orientación del hueso completo fue como sigue: la cara anterior de la diáfisis se colocó directamente sobre dos soportes inferiores y a través de un tercer punto de apoyo situado en la cara posterior y porción media de la diáfisis se aplicó la carga (figura 2.2). Se aplicó una precarga de 80 [N] y la velocidad del cabezal se configuró a 1 mm/min. Posterior a la precarga se calibró el extensómetro eléctrico y el panel de control de la máquina de pruebas. Enseguida se inició la corrida de las pruebas la cual concluyó al presentarse la fractura. Al concluir las pruebas, el hueso se seccionó transversalmente en un plano de ubicación del extensómetro eléctrico para la medición del espesor de la pared tubular de la diáfisis.

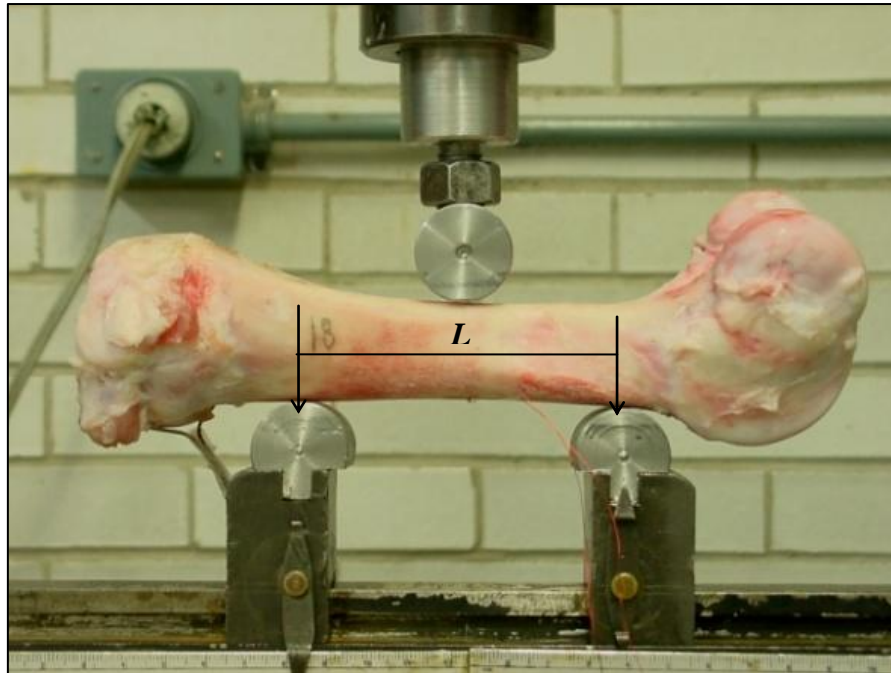


Figura 2.2. La distancia L entre soportes para el ensayo de flexión en tres puntos sobre fémur porcino fue de 80 mm. La carga se transmitió a través de un tercer punto ubicado en la parte media de L .

La obtención de la relación correspondiente para el cálculo de los esfuerzos en estas condiciones de carga se generó a partir de los diagramas de fuerza cortante y momento flexionante. Por tanto, para simplificar dichos cálculos, se consideró que la diáfisis tiene una sección transversal similar a un elemento tubular (figura 2.3).

Los esfuerzos en cualquier zona del elemento tubular estarán dados por la siguiente ecuación:

$$\sigma = \frac{Mc}{I} \quad (2 - 1)$$

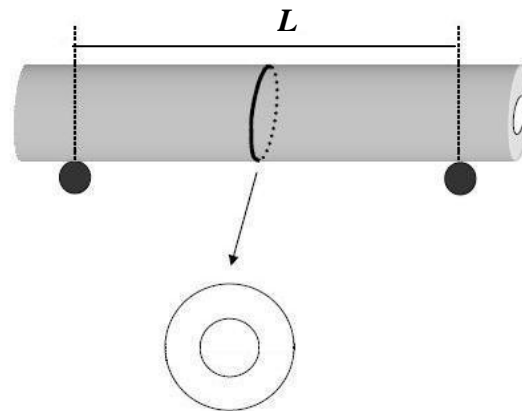


Figura 2.3. La diáfisis femoral de porcino se consideró que presenta una sección transversal similar a un elemento tubular.

donde M es el momento flector, I es el momento de inercia de la sección transversal, c es la distancia desde el plano neutro hasta un punto en la superficie del elemento; I es una entidad puramente geométrica que en el caso de un elemento tubular, únicamente depende del espesor y diámetro exterior. Ahora solamente se requiere determinar la distribución y comportamiento de la fuerza de corte y momento flector a lo largo del eje longitudinal L . Esto se logra a través de los diagramas fuerza cortante y momento flexionante. La carga P aplicada y las correspondientes reacciones en el elemento se pueden observar en la figura 2.4.

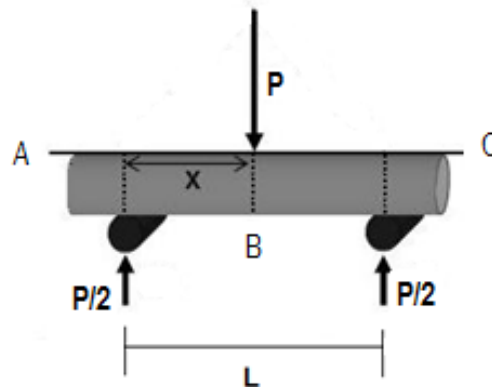
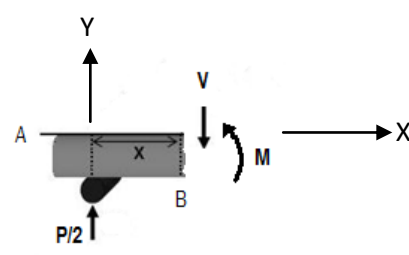
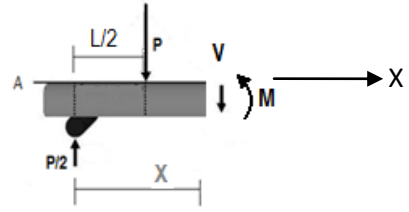


Figura 2.4. Fuerzas y reacciones que actúan en el elemento cargado a flexión en tres puntos.

donde P es la carga aplicada, x es la distancia desde un soporte hasta la línea de acción de la carga aplicada y L es la distancia entre soportes. La fuerza de corte se designó como V y el momento flector como M .

Obtención de los diagramas de fuerza de corte y momento flector para flexión en tres puntos.

<p style="text-align: center;">Segmento A-B</p>  <p style="text-align: center;">Fuerza cortante</p> $\sum F_y = 0 \quad -V + \frac{P}{2} = 0$ $V = P/2$ <p style="text-align: center;">Momento flexionante</p> $\sum M = 0 \quad M - \frac{P}{2}(x) = 0$ $M = \frac{P}{2}(x)$	<p style="text-align: center;">Segmento B-C</p>  <p style="text-align: center;">Fuerza cortante</p> $\sum F_y = 0 \quad -V - P + \frac{P}{2} = 0$ $V = -P/2$ <p style="text-align: center;">Momento flexionante</p> $\sum M = 0 \quad M + P\left(x - \frac{L}{2}\right) - \frac{P}{2}(x) = 0$ $M + Px - \frac{PL}{2} - \frac{Px}{2} = 0$ $M = \frac{P}{2}(L - x)$
--	--

En base a las ecuaciones anteriores, la distribución de fuerzas de corte y momento flector a lo largo del elemento tubular, se pueden representar mediante los diagramas de la figura 2.5

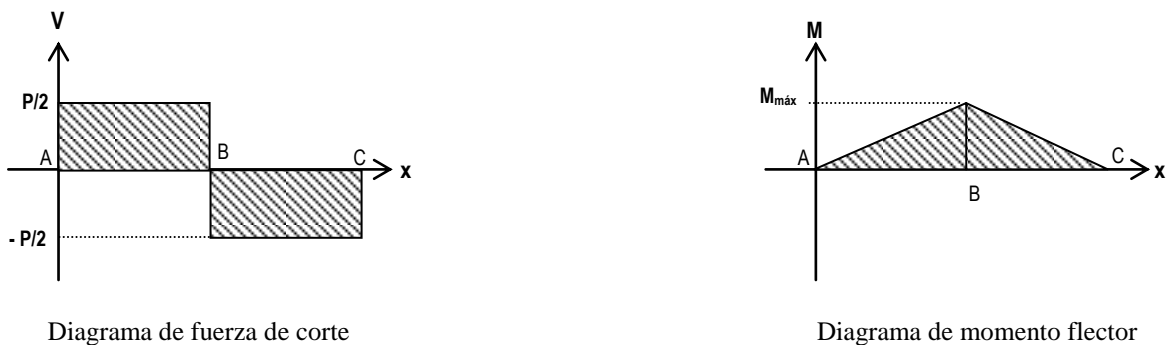


Figura 2.5. Diagramas fuerza de corte y momento flector para la diáfisis sometida a flexión en tres puntos.

Se puede verificar que los esfuerzos a flexión son máximos cuando $x = L/2$, por lo tanto:

$$\sigma = \frac{PLc}{4I}$$

2.2.3. Ensayo de flexión en cuatro puntos sobre fémur porcino

El procedimiento de recolección, preservación y almacenamiento así como la preparación de los huesos para los ensayos de flexión en cuatro puntos es similar al punto anterior. La orientación del hueso fue como sigue: la cara anterior se colocó directamente sobre dos soportes inferiores separados a una distancia de $L = 80 \text{ mm}$ y la carga se transmitió a través de dos puntos superiores y equidistantes apoyados en la cara posterior (figura 2.6). La distancia entre cada soporte fue de $L/3$. La velocidad del cabezal de la máquina de pruebas se configuró a 1 mm/min aplicando una precarga de 80 [N] .

Posterior a la precarga se calibró tanto extensómetro eléctrico como panel de control de la máquina de pruebas. Asimismo se realizó una conexión a tierra entre el hueso y el equipo de adquisición de datos. Al finalizar la corrida de las pruebas se seccionó transversalmente el hueso para la medición del espesor de la pared tubular.

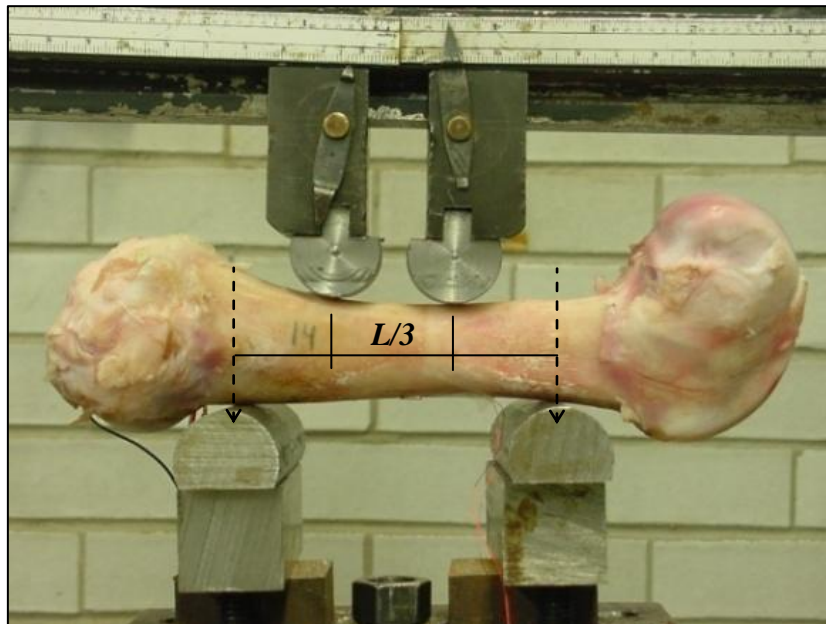


Figura 2.6. La distancia entre cada soporte (externo e interno) para flexión en cuatro puntos fue de $L/3$, donde $L = 80 \text{ mm}$.

Cálculos

De forma similar al desarrollo descrito en el ensayo de flexión en tres puntos, para el ensayo de flexión en cuatro puntos se determinaron los diagramas de fuerza cortante y momento flexionante. Las fuerzas que actúan en el elemento son P , que es la carga aplicada, a es la distancia desde un soporte externo hacia un interno y L es la distancia entre soportes inferiores. La fuerza de corte se designó como V y el momento flector como M .

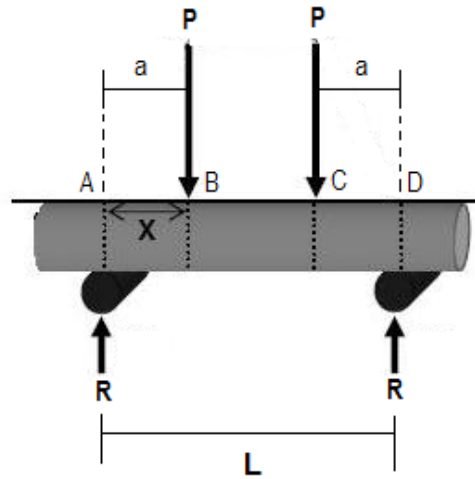


Figura 2.7. Fuerzas y reacciones que actúan en el elemento cargado a flexión en cuatro puntos.

Obtención de los diagramas de fuerza de corte y momento flector para flexión en tres puntos.

Segmento A-B	Segmento B-C	Segmento C-D
<p>Fuerza cortante</p> $\sum F_y = 0 \quad -V + \frac{P}{2} = 0$ $\therefore V = P$	<p>Fuerza cortante</p> $-V - P + P = 0$ $\therefore V = 0$	<p>Fuerza cortante</p> $-V - P + 2P = 0$ $\therefore V = P$

Momento flexionante	Momento flexionante	Momento flexionante
$\Sigma M = 0 \quad M - P(x) = 0$ $\therefore M = P(x)$	$M + P(x - a) - P(x) = 0$ $M + Px - Pa - Px = 0$ $\therefore M = Pa$	$M + P[x - (L - 2a) - a] + P(x - a) - Px = 0$ $\therefore M = P(L - x)$

La distribución de fuerzas de corte y momento flector a lo largo del elemento tubular se representan en los diagramas de la figura 2.8

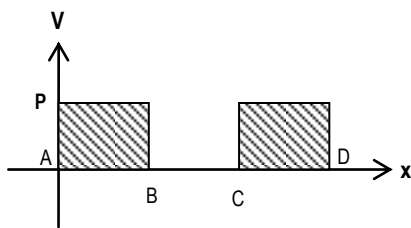


Diagrama de fuerza cortante resultante

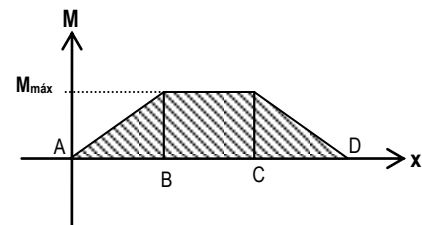


Diagrama de momento flexionante resultante

Figura 2.8. Diagramas fuerza de corte y momento flector para la diáfisis sometida a flexión en cuatro puntos.

El momento flector es máximo dentro de la región contenida entre soportes internos; por lo tanto, los esfuerzos en dicha zona se obtienen a través de la siguiente relación:

$$\sigma = \frac{Pac}{2I} \quad (2-2)$$

2.3. Pruebas mecánicas a nivel de hueso esponjoso y hueso cortical

2.3.1. Ensayo de tracción en hueso esponjoso de bovino

Elección de la especie

Los huesos como las vértebras y el fémur, ambos de bovino, por su tamaño son factibles para un análisis a diferentes niveles estructurales; en especial para la obtención de muestras de hueso esponjoso.

Recolección

Las vértebras lumbares (figura 2.9a) y la porción de trocánter mayor correspondiente al fémur (figura 2.9b)), se obtuvieron de expendios distribuidores de carne de bovino. Los inconvenientes de los expendios fueron: 1) no se contó con un historial clínico del animal y 2) en el caso de la espina dorsal, es común encontrarla seccionada para su venta.



Figura 2.9. La recolección de las vértebras lumbares (a) y las porciones de trocánter mayor del fémur (b), ambos de bovino se realizó sin contar con un historial clínico del animal.

Almacenamiento

El almacenamiento de los huesos en general, fue de cinco días previo a su preparación. Éstos se mantuvieron congelados a 0°C. Para descongelar los huesos se sumergieron en un recipiente con agua común o solución salina por al menos dos horas.

Preparación

Empleando sierras rotativas a bajas velocidades, se obtuvieron diez muestras cilíndricas de hueso esponjoso de vértebras lumbares y de trocánter mayor, respectivamente. El eje longitudinal de cada muestra se orientó de forma aproximada a la orientación local de las trabéculas de cada hueso. La dimensión final de cada muestra contó con un diámetro de 10 mm y una longitud total de 30 mm. Dicha longitud se ajustó con una máquina cortadora de disco de diamante a una velocidad de 600 rpm y una irrigación continua (figura 2.9).

Para eliminar la médula ósea contenida en este tipo de hueso se empleó agua y jabón en líquido. Al finalizar la limpieza de las muestras, se realizó el recubrimiento con PMMA considerando una longitud de 5mm de cada extremo a recubrir. La longitud final de trabajo de cada muestra fue de 20 mm (figura 2.10).

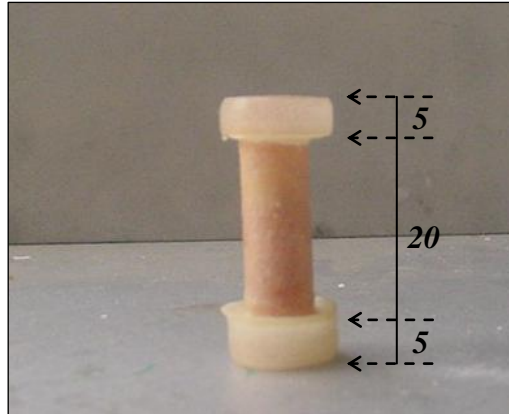


Figura 2.10. Apariencia final de una muestra de hueso esponjoso con recubrimiento polimérico en los extremos. Acotaciones en milímetros [mm].

Ensayo de tracción

Las muestras se colocaron entre las mordazas de la máquina de pruebas (figura 2.11). La velocidad de cabezal se configuró a 0.5 mm/min y la corrida de las pruebas se realizó sin aplicar una precarga.

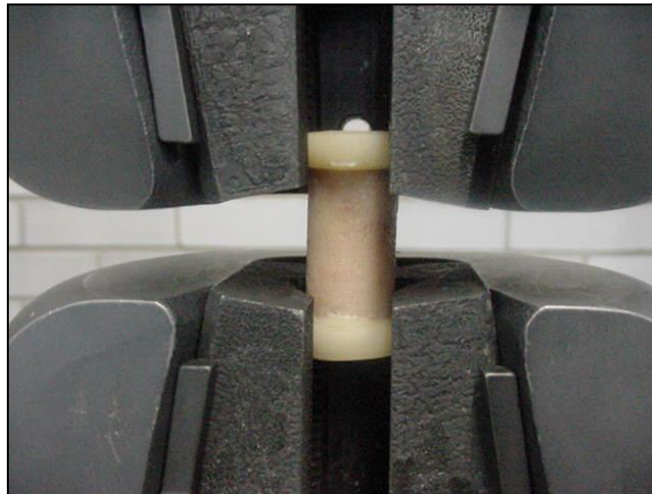


Figura 2.11. El recubrimiento polimérico funcionó como interfaz entre las mordazas y la muestra con la finalidad de evitar daño prematuro en las trabéculas.

Cálculos

Para el cálculo de los esfuerzos $[\sigma]$ se empleó la ecuación

$$\sigma = \frac{P}{A_0} \quad (2-3)$$

donde P es la carga aplicada y A_0 es el área inicial de la muestra. El diámetro fue de $\phi = 10\text{mm}$. Las deformaciones $[\mathcal{E}]$ se calcularon a partir de la ecuación (2 – 4)

$$\varepsilon = \frac{\ell_f - \ell_o}{\ell_o} = \frac{\Delta\ell}{\ell_o} \quad (2 - 4)$$

donde ℓ_f y ℓ_o son la longitud final e inicial, respectivamente, de la muestra. $\Delta\ell$ es el desplazamiento instantáneo proporcionado por la máquina de pruebas. Por lo tanto, de la ecuación (2 – 4) se conocen $\Delta\ell$ y la longitud inicial de la muestra es $\ell_o = 20\text{ mm}$.

2.3.2. *Ensayo de compresión en muestras de hueso cortical*

El procedimiento de recolección, preservación y almacenamiento de huesos femorales de porcino es similar a lo descrito en la sección 2.3.1.

Preparación

De los huesos completos se desecharon las epífisis con la finalidad de trabajar únicamente con la diáfisis. La limpieza de éstas últimas consistió en eliminar la médula ósea contenida en su cavidad. Enseguida se seccionó la diáfisis en cuatro porciones (porción anterior, posterior, lateral y medial) como se ilustra en la figura 2.12. Cada porción se lavó con agua y jabón en líquido.

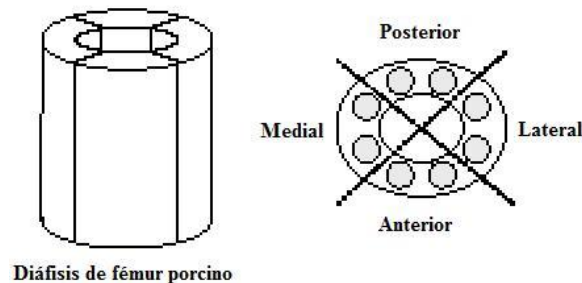


Figura 2.12. En el esquema se puede observar las cuatro regiones en que se divide a la diáfisis.

Para ajustar las muestras a las dimensiones requeridas, se empleó una cortadora con disco de diamante a baja velocidad y con una irrigación continua de agua. La geometría fue rectangular con dimensiones finales de 25.4 [mm] de largo, 12.2 [mm] de ancho y 2.8 [mm] de espesor. La instrumentación se llevó a cabo con extensómetros eléctricos unidireccionales de la serie EA-06-032DE-350 (figura 2.13).

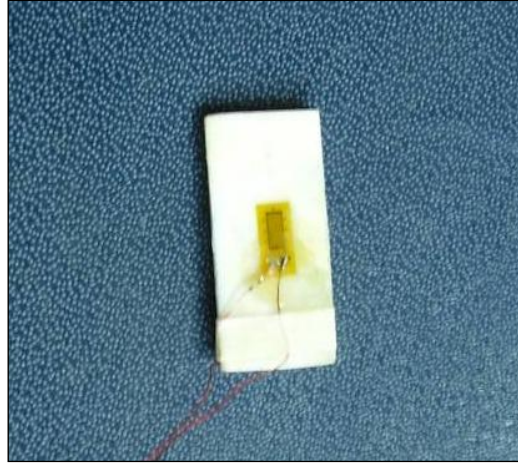


Figura 2.13. Muestra rectangular de hueso cortical obtenida de una diáfisis de fémur porcino e instrumentada con un extensómetro eléctrico unidireccional.

Ensayo de compresión

Las muestras se colocaron directamente entre los platos de apoyo de la máquina de pruebas (figura 2.14) aplicando una precarga de 10 [N]. Posterior a la precarga se calibró extensómetro eléctrico y el panel de control de la máquina de pruebas. La velocidad de cabezal fue de 0.5 mm/min. Para el cálculo de los esfuerzos se empleó la ecuación (2 – 3).

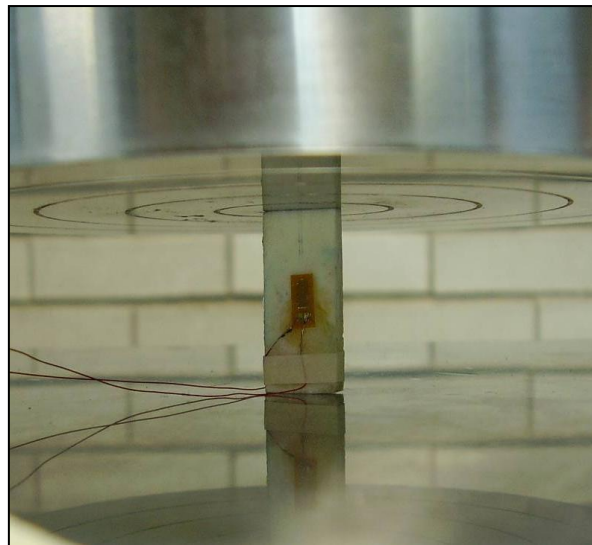


Figura 2.14. Algunas muestras presentaron una ligera desalineación con respecto a los platos de apoyo debido a un maquinado inadecuado.

2.3.3. Ensayo de compresión en diáfisis de fémur porcino

Para estos ensayos se siguió el procedimiento de la sección 2.3.1. De los huesos largos se obtuvieron únicamente las diáfisis. En la etapa de limpieza se removió la capa de periostio en el área de pegado del extensómetro eléctrico, asimismo se removió la médula ósea contenida en la cavidad de la diáfisis; enseguida se lavó empleando jabón en líquido y agua.

La longitud final de la diáfisis se ajustó a dos veces el diámetro de la misma empleando una cortadora con disco de diamante a bajas velocidades (figura 2.15). Como la diáfisis se constituye únicamente de hueso cortical, en este caso fue posible instrumentarlas con extensómetros eléctricos de la serie EA-06-125BB-350.

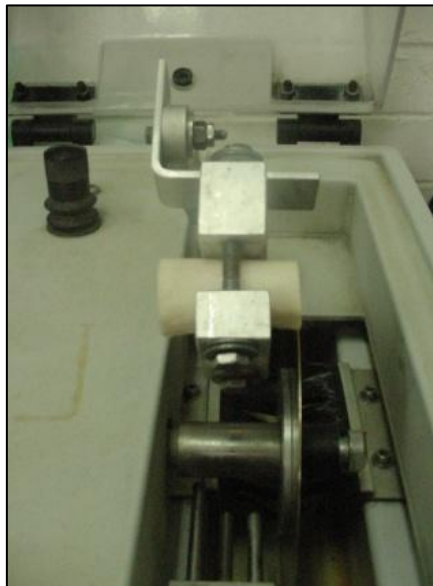


Figura 2.15. Ajuste de la longitud de la diáfisis mediante una cortadora de disco de diamante.

Ensayo de compresión

Las muestras se colocaron entre los platos de apoyo de la máquina de pruebas (figura 2.16) aplicando una precarga de 40 [N]. Posteriormente se calibró extensómetro eléctrico así como el panel de control de la máquina de pruebas. La velocidad del cabezal se configuró a una velocidad de 1 mm/min.

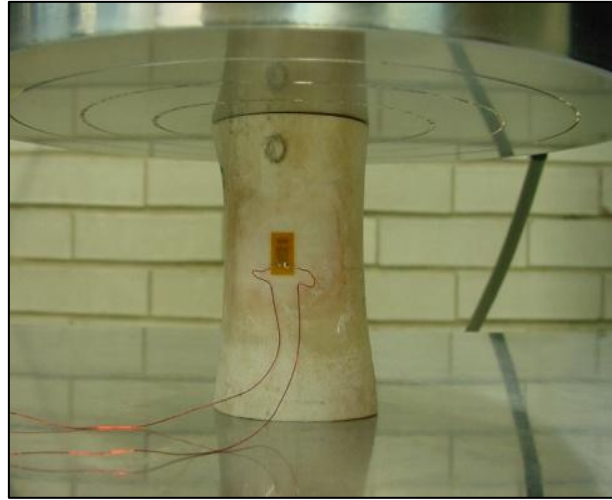


Figura 2.16. La longitud de la diáfisis se ajusto a una relación de 2:1 con respecto al diámetro.

Cálculos

Al concluir las pruebas, se realizó un corte transversal para la medición del espesor de la pared de la diáfisis con la finalidad de calcular el área de sección transversal. El plano de corte fue coincidente con la ubicación del extensómetro eléctrico. Para el cálculo de los esfuerzos se utilizó la ecuación (2 – 3).

Resultados

3.1. Instrumentación con extensómetros eléctricos

Las dificultades en las pruebas mecánicas para lograr una medición adecuada de deformación en hueso completo y en muestras de hueso cortical mediante extensómetros eléctricos se atribuyeron a diversos factores como: la rehidratación del hueso, que en consecuencia generaba humedad en la superficie ósea y por tanto, el extensómetro no se adhería adecuadamente; la calidad en los consumibles empleados para el pegado del extensómetro como el adhesivo M-Bond 200; la sensibilidad del extensómetro el cual posiblemente era capaz de registrar la vibración de la máquina de pruebas y una preparación superficial inadecuada en el área de pegado del extensómetro. Estos inconvenientes en las mediciones se pudieron constatar a través de gráficas de deformación-tiempo las cuales revelaron comportamientos similares a lo mostrado en la figura 3.1.

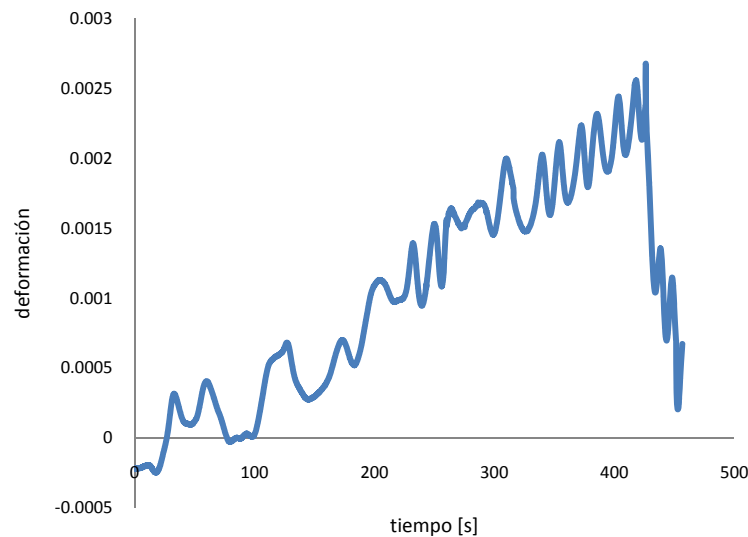


Figura 3.1. La señal de un extensómetro eléctrico adherido a una muestra de hueso para la medición de deformación se representa mediante gráficas de deformación-tiempo. La gráfica mostrada revela inestabilidad en la señal y corresponde a una muestra de hueso cortical sometida a ensayo de compresión.

Se registró que la variación en la señal disminuyó al utilizar agua para rehidratar las muestras de hueso, lo que motivó a prescindir de la solución salina como electrolito. Con base a lo anterior, se determinó que la inestabilidad en la señal del extensómetro eléctrico se debió al ruido provocado por la electrostática que se genera entre el equipo de adquisición de datos y las muestras de hueso. La explicación se basa en que la solución salina contiene concentraciones de sodio (Na^+) y cloro (Cl^-), por lo que estos iones, junto con moléculas de agua, constituyen un medio de movimiento de cargas que induce el fenómeno de conducción. Se tiene entonces que la humedad presente en el hueso por efectos de rehidratación con solución salina, posiblemente se concentró sobre la rejilla activa del extensómetro eléctrico (figura 3.2) el cual consta de un conductor de alambre fino de una aleación cobre-níquel, de manera que al entrar en contacto con los iones de sodio (Na^+) y cloro (Cl^-), el equipo de adquisición de datos indujo ruido en la señal generada por el extensómetro eléctrico.

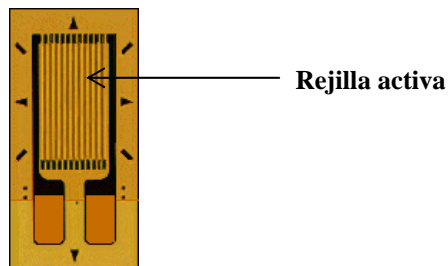


Figura 3.2. Extensómetro eléctrico unidireccional cuya rejilla activa consta de un conductor de alambre fino de una aleación cobre-níquel.

Para mejorar la estabilidad en la señal del extensómetro eléctrico, además de evitar el uso de solución salina, se realizó una conexión a tierra entre las muestras de hueso y el equipo de adquisición de datos (figura 3.3), logrando una medición de deformación más precisa obteniendo graficas similares a lo mostrada en la figura 3.4.

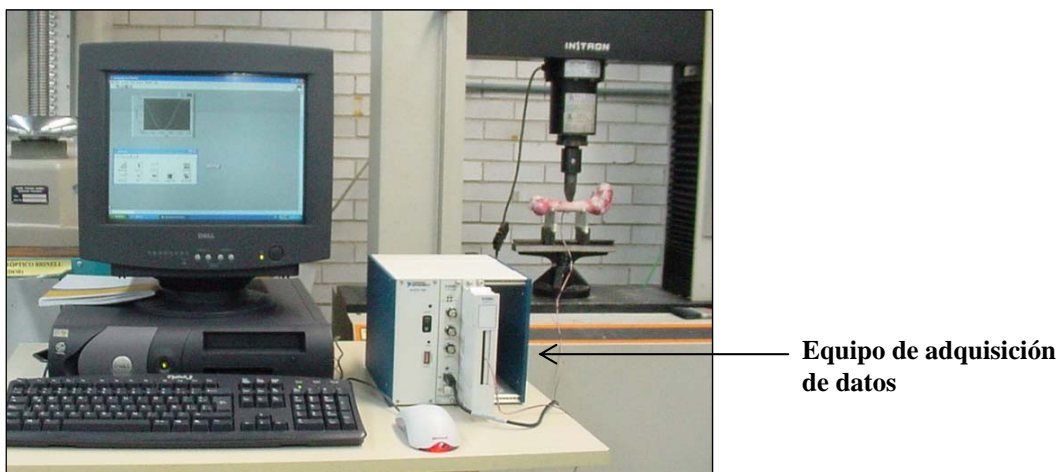


Figura 3.3. La conexión a tierra entre una muestra de hueso y la tarjeta de adquisición de datos redujo considerablemente el ruido en la señal del extensómetro eléctrico.

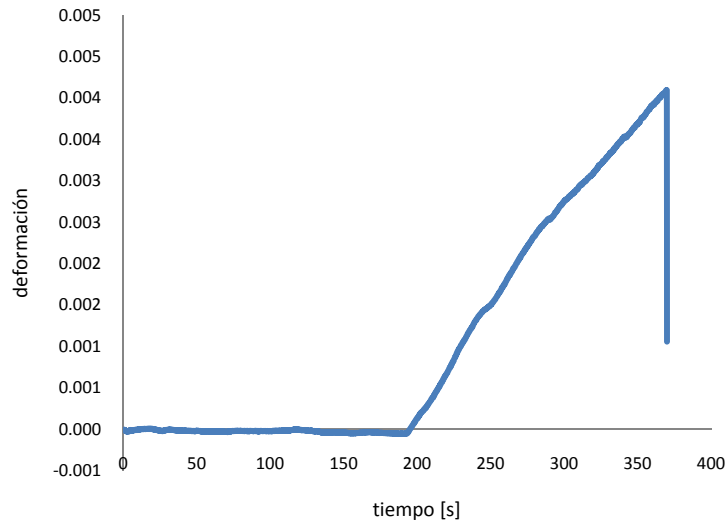


Figura 3.4. La disminución de ruido en la señal del extensómetro eléctrico debido a la electrostática se puede observar en la gráfica deformación-tiempo obtenida de la medición de deformación de un hueso completo sometido a ensayo de flexión en tres puntos.

Sin embargo, debido al alcance del presente trabajo, el replanteamiento del procedimiento experimental para la instrumentación con extensómetros aplicó únicamente a huesos femorales de porcino ensayados a flexión en tres y cuatro puntos y sobre diáfisis de fémur porcino sometidas a ensayos de compresión. Las curvas esfuerzo-deformación correspondientes a estos ensayos se obtuvieron a partir de la confrontación de datos de carga proporcionados por la máquina de pruebas mecánica con los valores correspondientes de deformación del extensómetro eléctrico.

La máquina de pruebas proporcionó datos de carga-desplazamiento. Asimismo, la velocidad del cabezal de la máquina de pruebas para aplicar la carga se mantuvo constante para cada ensayo realizado. Entonces la velocidad se expresa como:

$$v = \frac{\Delta \ell}{t} \quad (3 - 1)$$

donde $\Delta \ell$ es el desplazamiento instantáneo y t es el tiempo correspondiente al desplazamiento. De la ecuación anterior se obtuvo el tiempo para cada desplazamiento registrado por la máquina de pruebas. Por lo tanto, la variable común entre los datos que se obtuvieron de la máquina de pruebas y los obtenidos mediante la tarjeta de adquisición de datos para la confrontación de datos fue el tiempo.

3.2. Propiedades estructurales de huesos completos

Para el cálculo de área de sección transversal de huesos femorales de porcino ensayados a flexión en tres y cuatro puntos así como las diáfisis sometidas a ensayos de compresión, se realizaron cortes transversales para la medición de espesor de la pared tubular (el plano de corte fue coincidente con la ubicación del extensómetro eléctrico). La variación de espesor en todos los casos fue evidente debido a que se pudo medir una magnitud de $3mm$ como mínimo y una magnitud máxima de $7mm$ aproximadamente para un solo hueso. Por tal motivo, en cada hueso ensayado se optó por realizar 12 mediciones distribuidas en la periferia del plano de corte obteniendo un promedio. En las imágenes de la figura 3.5 se muestran ejemplos de los cortes realizados en huesos largos, en los cuales se puede observar a simple vista la variación en el espesor de la pared. Sin embargo, para fines prácticos de cálculos, se consideró que la sección transversal de los huesos femorales de porcino se puede aproximar a un elemento tubular.

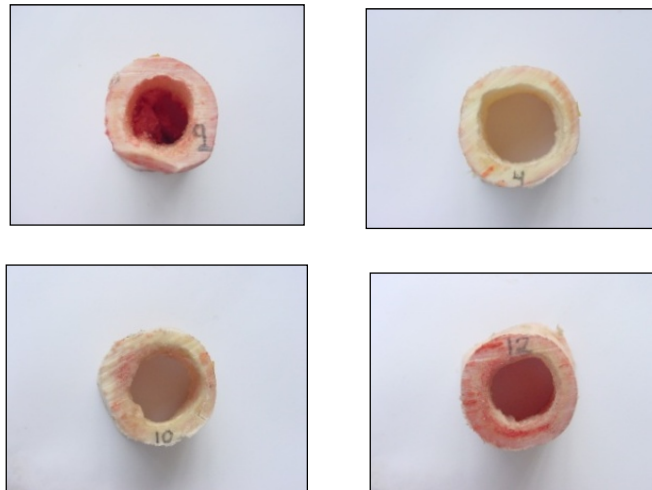


Figura 3.5. Cortes de sección transversal realizados en diferentes huesos de fémur porcino ensayados a flexión en tres y cuatro puntos y de diáfisis ensayadas a compresión.

3.2.1. Compresión en hueso completo

Los ensayos de compresión realizados sobre huesos completos formaron parte de la etapa inicial de este trabajo, por tal motivo, se tuvieron inconvenientes para la realización de pruebas. Tales inconvenientes fueron: inestabilidad en la señal del extensómetro eléctrico, falta de alineación del eje longitudinal del hueso con respecto a los platos de apoyo de la máquina de pruebas y una falla prematura del recubrimiento polimérico. La combinación de estos factores originó que las muestras preparadas e instrumentadas no se consideraran para el análisis de la respuesta mecánica del hueso bajo esta condición de carga y por tanto, no fue posible la obtención de propiedades mecánicas.

La sección 3.1 refiere las dificultades involucradas para la medición de deformación en estos ensayos (compresión) mediante los extensómetros eléctricos. Este inconveniente fue uno de los principales factores que impidió realizar con éxito las pruebas.

Por otro lado, la falla prematura en el recubrimiento polimérico antes de dar por concluida la corrida de las pruebas, provocó que el hueso perdiera estabilidad. La fragmentación se debió a que el polímero requiere por lo menos de 1 hora para alcanzar la polimerización completa; se registró además que durante esta etapa se generó calor por efecto de la reacción química de polimerización, llegando a medirse una temperatura aproximada de 70°C. Lo anterior tuvo efecto sobre la hidratación del hueso; sin embargo, con la finalidad de evitar una deshidratación excesiva, después de realizado el vaciado del polímero sobre los moldes de recubrimiento, enseguida se iniciaron las pruebas sobre los huesos con recubrimiento polimérico, por tanto, no se dio el tiempo suficiente para completar la polimerización, en consecuencia se presentaron fragmentaciones de este recubrimiento.

Del total de huesos preparados, el recubrimiento de tres de ellos soportó hasta finalizar las pruebas. La falla en estos huesos ocurrió principalmente en la zona proximal. La figura 3.6 representa el ejemplo de una falla ocurrida en forma de fisura oblicua cuya trayectoria recorrida se presentó entre la epífisis y la zona metafisaria proximal.



Figura 3.6. Trayectoria de una fisura oblicua localizada entre la epífisis y la zona metafisaria proximal de un hueso femoral de porcino sometido a ensayo de compresión.

Es evidente que el modo de falla pudiera estar influenciado por la condición de la interfaz entre el recubrimiento polimérico y los platos de apoyo, es decir, la fricción inherente entre estos dos elementos. La fricción así como la desalineación del hueso respecto a los platos de apoyo pudieron generar un momento y en consecuencia se presentaron esfuerzos combinados de compresión debido a la carga aplicada así como esfuerzos de flexión debido al momento inducido.

En consecuencia se tiene una fractura en la zona más susceptible a fallar como la metáfisis del hueso. En esta porción (metafisaria) se tiene un incremento en la porosidad debido al cambio en la arquitectura de hueso cortical a hueso esponjoso y en combinación a la presencia de esfuerzos combinados se produjo la falla.

3.2.2. Flexión en tres puntos sobre hueso completo

El ensayo fue relativamente sencillo de realizar. El número total de huesos instrumentados fue de catorce; diez se consideraron para el análisis de datos y los restantes se desecharon por presentar problemas en el extensómetro eléctrico debido a que es muy sensible en su manipulación. Por tanto, no fue posible verificar su correcto funcionamiento sino hasta finalizado el pegado y conexión al equipo de adquisición de datos.

Los huesos aprobados en la instrumentación, se llevaron hasta la fractura de manera que se presentaron tres tipos principales de fractura: transversa, oblicua y longitudinal.

1). Fractura transversa

La trayectoria de esta fractura corre transversalmente desde la cara anterior (zona de tracción) hacia la cara posterior del hueso (zona de compresión). La zona de fractura en estos casos es coincidente en el punto en que el momento flector es máximo (figura 3.7). Por lo tanto, los esfuerzos también son máximos.

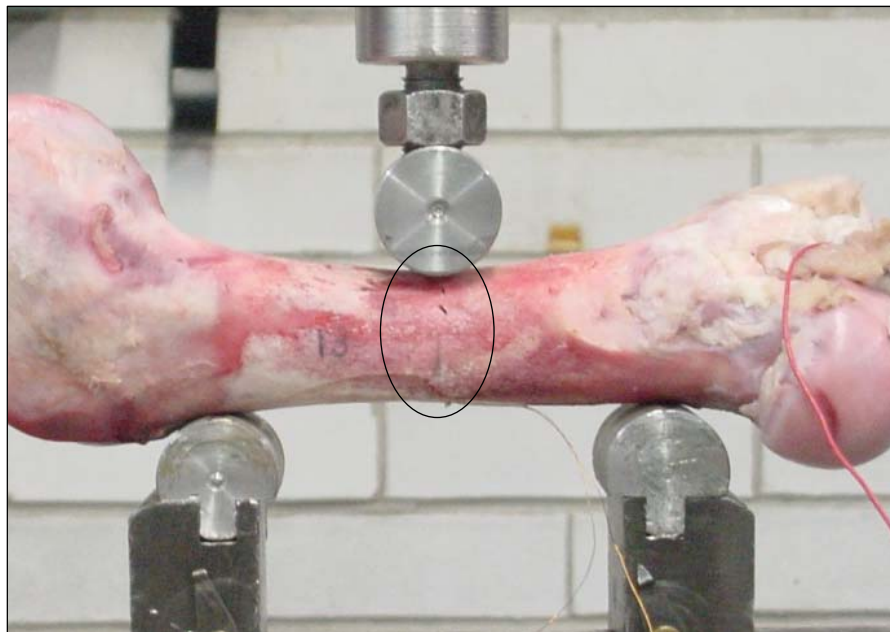


Figura 3.7. Fractura transversa ocurrida en hueso femoral de porcino sometido a ensayo de flexión en tres puntos.

2). Fractura oblicua

Las fracturas oblicuas (figura 3.8) presentaron una trayectoria diagonal antero-posterior que se iniciaron aparentemente en uno de los soportes inferiores (cara anterior del hueso) finalizando en el punto de aplicación de carga (lado posterior). Este tipo de fractura es común cuando el hueso es sometido a flexión. Su trayectoria posiblemente obedeció a la reacción que ejercieron los soportes inferior y superior, ya que actuaron sobre una pequeña área de contacto, lo que resultó en una generación de esfuerzos elevados. Sumado a lo anterior, la distribución de esfuerzos así como la porosidad inherente a este tejido juegan un rol importante en los modos de falla.



Figura 3.8. Fractura antero-posterior oblicua que se inició aparentemente en las zonas de contacto.

Con el objetivo de visualizar de forma aproximada la distribución de esfuerzos en el hueso sometido a flexión en tres puntos, se realizó la simulación de un modelo simple de elemento finito. Debido a la geometría y complejidad en la forma del hueso se prescindió de las epífisis, de manera que el modelo consistió de un cilindro de 25 mm de diámetro, un espesor de pared tubular de 4 mm y una longitud de 100 mm. La separación entre soportes fue de $L = 80 \text{ mm}$, en tanto que el soporte superior en el modelo se ubicó a una distancia de $L/2$.

Mediante el modelo de elemento finito se pudo observar la distribución de esfuerzos, cuyo patrón de distribución fue prácticamente en la porción media con una tendencia hacia los puntos de contacto inferiores (figura 3.9).

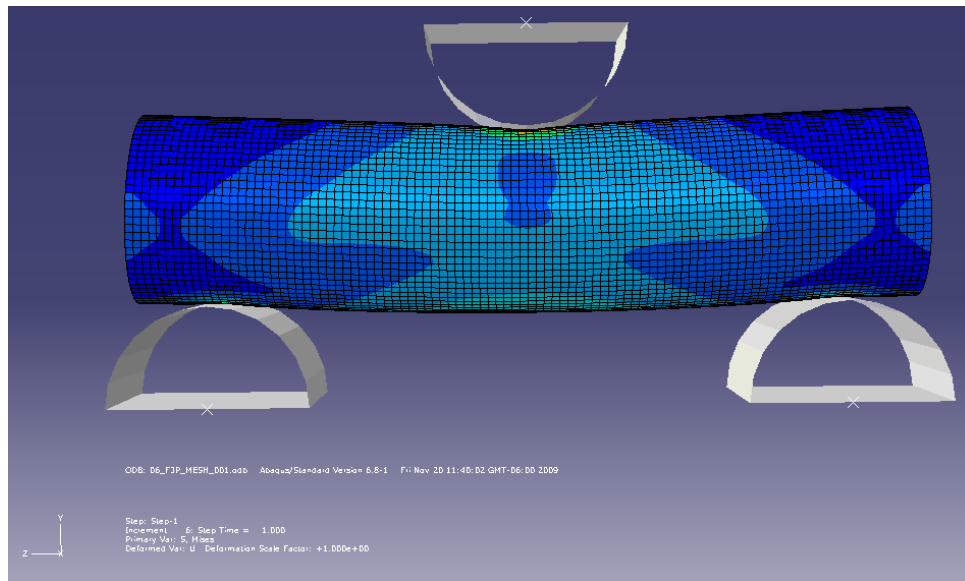


Figura 3.9. Distribución de esfuerzos de un modelo cilíndrico simulado a ensayo de flexión en tres puntos.

Asimismo se pudo verificar que los niveles de esfuerzo en diferentes regiones pueden ser mayores. Tal es el caso de los puntos de contacto inferior del modelo cilíndrico, en el que se observa una mayor concentración de esfuerzos (figura 3.10).

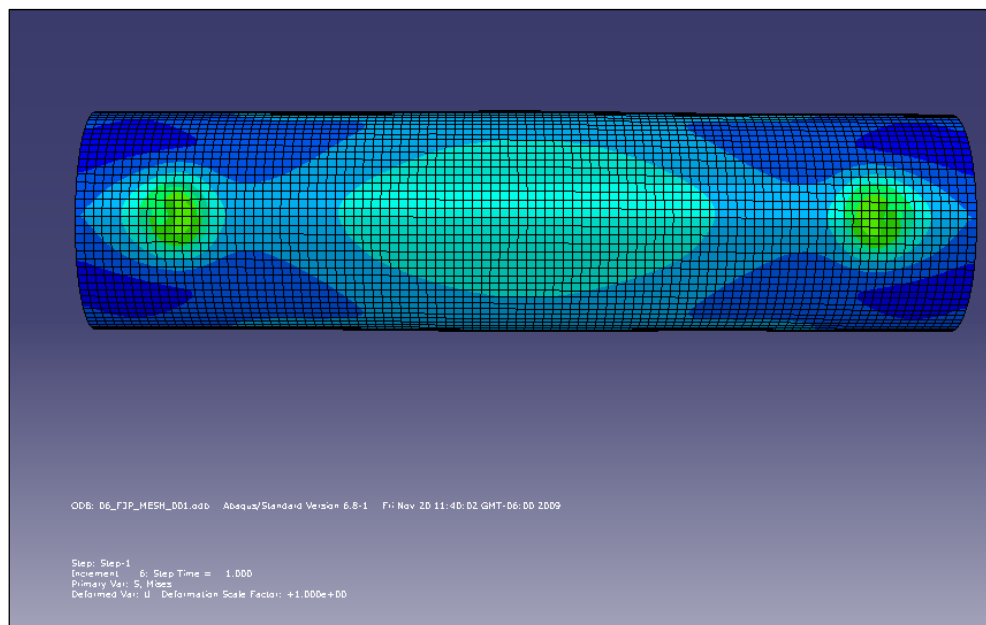


Figura 3.10. Concentración de esfuerzos en los puntos de contacto inferior del modelo cilíndrico simulado a ensayo de flexión en tres puntos.

Situaciones de esta naturaleza se observan siempre que las fuerzas o reacciones se transmiten a través de cuerpos en contacto, por lo que la geometría de los soportes resulta de gran importancia, ya que a una menor área de contacto, se tiene una mayor concentración de esfuerzos.

3). Fractura longitudinal

Se localizó principalmente en el lado anterior del hueso, es decir, aquella cara en que el hueso estuvo en contacto con los soportes inferiores. La longitud de la fractura fue acotada por los soportes inferiores, de manera que más allá de éstos (soportes) no se presentó un daño aparente. Es posible que la fractura longitudinal se inicio en uno de los soportes inferiores debido a la alta concentración de esfuerzos (figura 3.10), añadiendo el modo de distribución de esfuerzos entre soportes y a lo largo del modelo. En la figura 3.11 se puede observar la apariencia de la trayectoria la cual fue prácticamente paralela al eje longitudinal del hueso.



Figura 3.11. Fractura longitudinal localizada en la zona anterior del hueso largo.

Al aplicar una carga sobre la cara posterior del hueso, la sección transversal de la diáfisis presentó aparentemente una tendencia a ovalarse. Este cambio de forma se pudo constatar mediante el modelo de elemento finito al realizar un corte transversal antes (figura 3.12a) y después (figura 3.12b) de aplicar un desplazamiento en un punto que correspondió al soporte superior. Con el modelo de simulación se pudo proporcionar una explicación al modo de falla longitudinal en el hueso: las fibrillas de colágeno que constituyen al hueso se orientan prácticamente en dirección longitudinal, de manera que una generación de esfuerzos en dirección transversal respecto a las fibrillas, en combinación a los esfuerzos concentrados en los soportes provocó que el material presentará una fractura longitudinal.

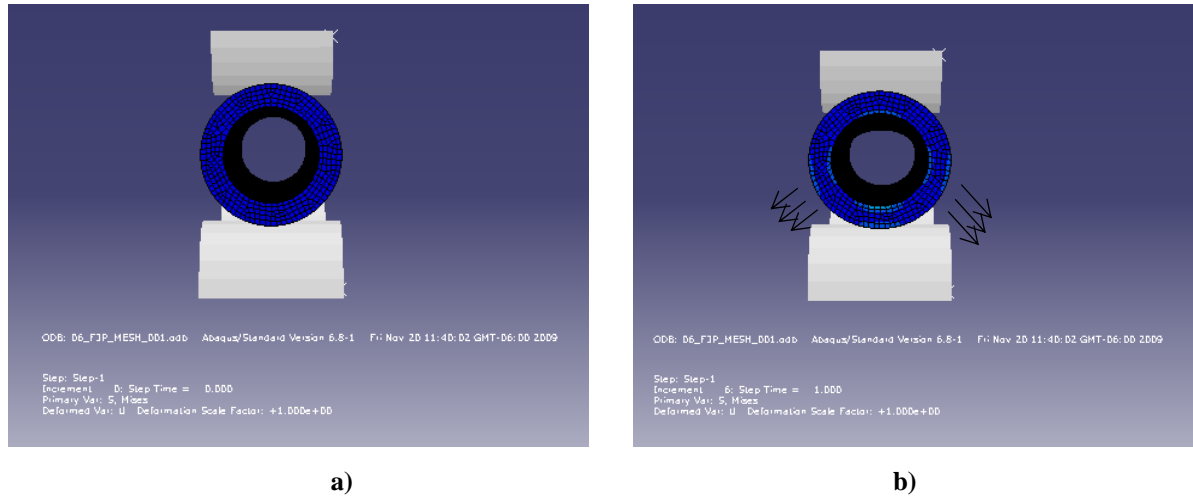


Figura 3.12. Corte de sección transversal del modelo cilíndrico a) sección sin desplazamiento; b) sección posterior al desplazamiento aplicado.

La consideración de los huesos como un elemento tubular, permitió obtener el momento de inercia mediante la siguiente expresión:

$$I = \frac{\pi}{64} (r_{ext}^4 - r_{int}^4) \quad (3-2)$$

donde r_{ext} y r_{int} son el radio exterior e interior, respectivamente, de la sección transversal del hueso. La medición de radios se realizó en un plano de corte ubicado en la parte media de la distancia entre soportes la cual fue coincidente con el punto de aplicación de carga.

El cálculo de la resistencia máxima a la flexión σ_{fM} fue mediante la siguiente expresión

$$\sigma_{fM} = \frac{PLc}{4I} \quad (3-3)$$

donde P es la carga aplicada, L distancia entre soportes cuya longitud es de 80 mm , c es la mitad del diámetro exterior del hueso medido perpendicularmente al eje longitudinal e I es el momento de inercia de la sección transversal del hueso.

De los datos de carga P y desplazamiento y registrados por la máquina de pruebas mecánicas, se generó la gráfica fuerza-deflexión y se determinó la pendiente $\Delta P/\Delta y$ de la curva en la región elástica. Por tanto, el módulo de elasticidad a flexión E_f se calculó mediante:

$$E_f = \frac{\Delta P}{\Delta y} \frac{L^3}{48 I} \quad (3-4)$$

Los datos geométricos como diámetro exterior \varnothing_{ext} , espesor t de la pared de la diáfisis y el momento de inercia de sección transversal para cada hueso sometido a flexión en tres puntos se enlistan en la tabla 3.1.

Tabla 3.1. Datos geométricos de diámetro exterior y espesor de pared de diáfisis de fémur porcino sometido a ensayo de flexión en tres puntos.

	Muestra 1		Muestra 2		Muestra 3		Muestra 4		Muestra 5		Muestra 6		Muestra 7		Muestra 8		Muestra 9		Muestra 10	
lectura	\varnothing_{ext} [mm]	t [mm]	\varnothing_{ext} [mm]	t [mm]	\varnothing_{ext} [mm]	t [mm]	\varnothing_{ext} [mm]	t [mm]	\varnothing_{ext} [mm]	t [mm]	\varnothing_{ext} [mm]	t [mm]	\varnothing_{ext} [mm]	t [mm]	\varnothing_{ext} [mm]	t [mm]	\varnothing_{ext} [mm]	t [mm]	\varnothing_{ext} [mm]	t [mm]
1	24.4	3.8	25.5	4.3	27.1	5.8	25.9	3.4	23.0	3.3	23.8	4.7	23.6	7.2	24.0	5.3	28.3	4.0	25.8	4.2
2	24.6	4.4	25.6	4.1	28.0	5.5	26.4	4.0	23.1	3.6	22.4	4.8	23.9	6.7	23.7	5.2	26.7	4.1	26.9	5.3
3	25.5	3.8	23.7	4.4	26.9	5.0	25.7	4.2	22.6	4.1	23.1	4.9	22.6	7.3	24.6	4.5	26.0	4.4	26.5	5.1
4	24.8	4.2	25.7	7.0	28.2	4.7	25.8	4.6	23.0	4.4	23.1	4.8	23.1	8.1	22.8	4.8	25.7	4.5	26.8	4.4
5	25.0	4.4	26.0	6.2	26.7	5.2	25.7	4.3	23.9	4.4	22.7	5.1	23.9	8.0	22.9	4.1	25.7	4.2	26.0	4.0
6	24.5	5.5	25.9	5.8	26.6	5.9	26.0	4.2	24.9	4.0	23.5	6.5	21.6	6.2	23.0	4.7	25.1	4.6	27.3	2.6
7	24.0	3.7	24.7	5.2	26.6	4.9	25.6	6.0	25.7	4.5	22.8	5.1	21.7	7.4	22.9	4.9	24.4	3.9	27.9	3.4
8	25.8	3.8	25.7	4.5	26.8	5.1	26.3	5.5	24.4	4.7	22.8	4.3	21.9	6.5	24.0	6.1	23.8	5.0	27.1	4.3
9	24.9	4.1	24.7	3.6	26.7	5.2	25.5	5.7	24.3	5.9	22.7	4.6	21.7	5.9	23.2	7.6	23.7	6.1	27.2	4.1
10	24.3	6.5	-	4.4	26.7	4.0	27.2	4.3	26.5	6.9	23.7	4.7	21.4	5.3	23.1	5.7	24.4	7.0	28.0	5.2
11	-	6.5	-	4.3	-	4.4	-	4.5	-	6.3	-	-	-	5.2	-	5.5	25.0	4.0	-	5.4
12	-	6.1	-	4	-	4.9	-	6.6	-	5.5	-	-	-	5.3	-	6.3	-	6.7	-	-
media	24.7	4.73	25.2	4.81	27.3	5.05	26.01	4.78	24.14	4.8	23.06	4.95	22.54	6.59	23.42	5.39	25.34	4.87	26.95	4.36
$I \times 10^{-8}$ [m ⁴]	1.58		1.71		2.21		1.88		1.44		1.24		1.22		1.35		1.73		2.04	

Mediante extensómetros eléctricos, un sistema de adquisición de datos de National Instrument (SCXI-1520) y software de programación gráfica (LabVIEW 8.5) se obtuvo el registro de deformación para cada hueso a una velocidad de 10 datos por cada segundo. Las deformaciones se confrontaron con los esfuerzos calculados mediante la ecuación (3.3) para la construcción de curvas esfuerzo-deformación (figura 3.13) para huesos completos ensayados a flexión en tres puntos. Del total de huesos ensayados, seis (M1, M4, M5, M8, M9 y M10) presentaron una disminución en la pendiente instantánea (disminución de los esfuerzos) al sobrepasar la zona lineal aparente, lo que posiblemente se deba a un inicio de microfracturas por efectos de tracción en las fibrillas de colágeno; la disminución en el valor de la pendiente instantánea se mantuvo hasta alcanzar la fractura. Los cuatro huesos restantes (M2, M3, M6 y M7) se considera que presentaron un comportamiento prácticamente lineal hasta alcanzar la fractura. La diferencia más notable observada en las curvas es una dispersión en los valores de esfuerzo de fractura y deformación de fractura (tabla 3.2); sin embargo, a pesar de dicha dispersión, las curvas obtenidas fueron reproducibles.

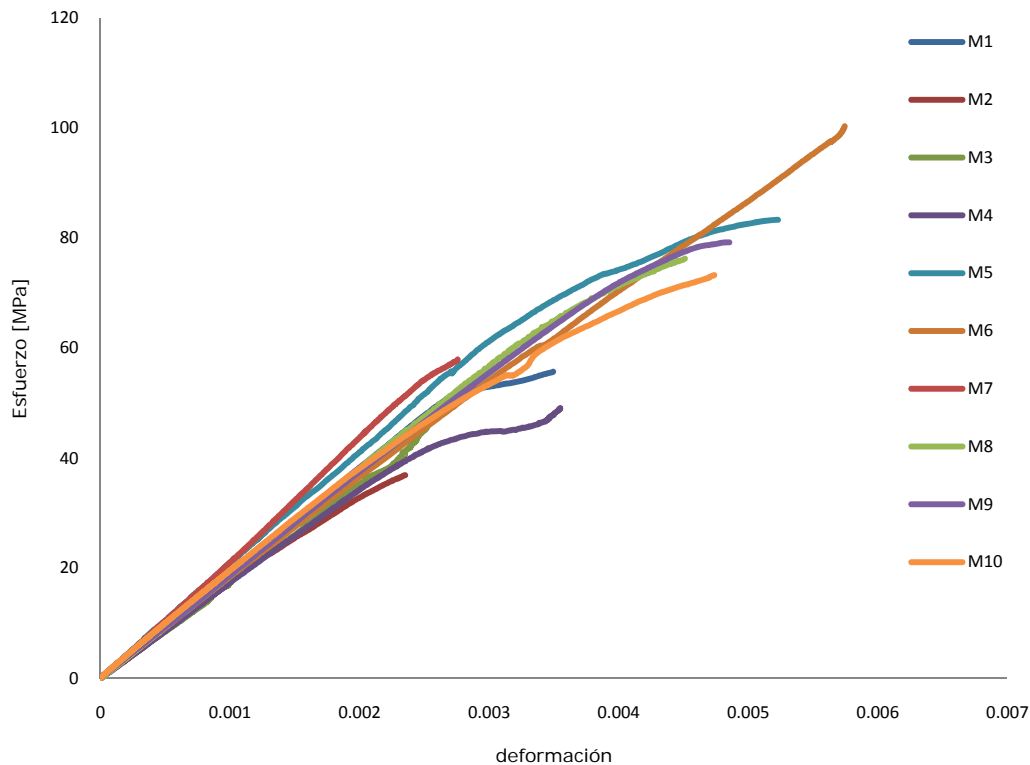


Figura 3.13. Curvas esfuerzo-deformación obtenidas de los ensayos de flexión en tres puntos realizados sobre huesos femorales de porcino.

De las curvas esfuerzo-deformación se definió la zona lineal mediante un análisis en el comportamiento de la pendiente instantánea. En base a dicha zona se realizó un ajuste de regresión lineal para la obtención del módulo elástico E_{ee} del hueso el cual se comparó con el módulo E_f calculado mediante la ecuación (3 – 4).

Tabla 3.2. Parámetros obtenidos de ensayos de flexión en tres puntos aplicados a huesos femorales de porcino.

Muestra	$\Delta P/\Delta y$ [KN/m]	E_f [GPa]	E_{ee} [GPa]	P_{fM} [KN]	σ_{fM} [MPa]	$\epsilon_{m\acute{a}x}$
1	1883.922	1.271	19.214	3.55	55.731	0.00349
2	1399.307	0.872	17.500	2.49	36.904	0.00235
3	2330.604	1.121	16.552	3.76	45.558	0.00252
4	1936.602	1.094	17.400	3.56	49.101	0.00354
5	2073.110	1.527	20.894	4.99	83.334	0.00522
6	1980.498	1.702	18.420	5.40	100.35	0.00574
7	1243.365	1.078	20.936	3.58	57.88	0.00275
8	2001.277	1.579	19.090	4.40	76.262	0.00451
9	2690.891	1.654	18.427	5.49	79.223	0.00485
10	1824.816	0.950	19.435	5.56	73.279	0.00473
\bar{x}	1936.44	1.28	18.79	4.28	65.76	0.0039
$\pm d. e.$	± 412.78	± 0.31	± 1.44	± 1.05	± 19.82	± 0.0012
	0.213	0.238	0.077	0.245	0.301	0.302

3.2.3. Flexión en cuatro puntos sobre hueso completo

Se prepararon e instrumentaron un total de 14 huesos de los cuales ocho se consideraron para su análisis, los restantes presentaron problemas en el sensor al momento de ser ensayados. Para evitar el inconveniente de un contacto inadecuado (especialmente en los soportes internos) sobre la diáfisis, previo a la instrumentación, cada hueso se colocó entre los soportes con la finalidad de establecer marcas de referencia de manera que al adherir el extensómetro eléctrico, éste quedará ubicado dentro de los soportes internos, además de lograr que todos los soportes mantuvieran un contacto uniforme. Los tipos de fractura que se presentaron en los ensayos son los siguientes:

1) Fractura transversa

La mayoría de los huesos ensayados presentaron fracturas transversas antero-posterior localizadas dentro de los soportes internos (figura 3.14). De acuerdo a los diagramas fuerza de corte y momento flector contra distancia obtenidos del capítulo anterior, se tiene que en la porción localizada entre soportes internos, las fuerzas de corte son nulas y el momento flexionante es máximo y constante. En estas condiciones, la fractura transversa se generó por microfracturas de las fibras que componen al tejido y las cuales se encontraban sometidas a tracción. Conforme aumentó la carga, la fractura se propagó hacia la zona en que el hueso presentó esfuerzos de compresión, dando paso a una trayectoria transversal al eje longitudinal del hueso. El modo de falla en estas condiciones fue significativo, ya que reflejó a una transmisión de carga de forma equitativa a través de los soportes internos.

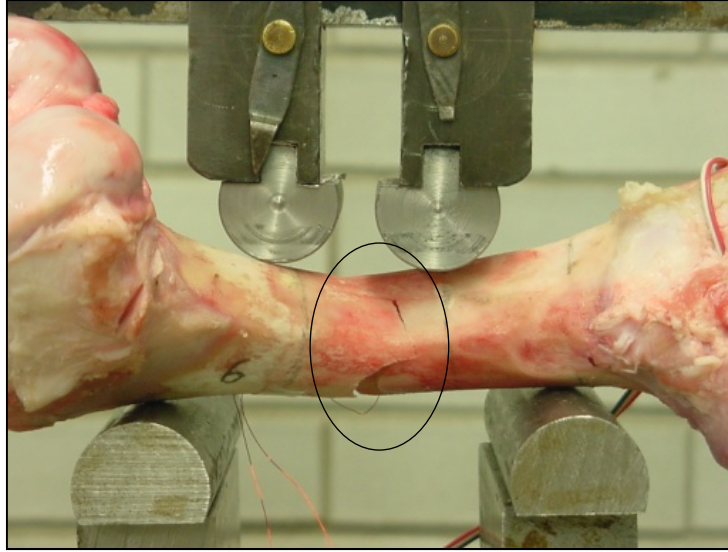


Figura 3.14. Fractura transversa localizada entre soportes internos para un hueso femoral de porcino sometido a ensayo de flexión en cuatro puntos.

1) Fractura en espiral

Este tipo de fractura es característico de una combinación de esfuerzos tanto de flexión como de torsión, ya que la propagación siguió una trayectoria oblicua y transversal. El efecto torsional se pudo constatar a través de la adquisición de imágenes secuenciales de la corrida de un ensayo. En ellas se observó que uno de los extremos del hueso se mantuvo fijo, en tanto que el extremo opuesto presento una tendencia al giro. Lo anterior se debió a un deslizamiento entre los cuerpos en contacto, y por lo tanto se generó un reacomodo del hueso con respecto a los soportes, dando paso a la fractura en el hueso (figura 3.15).



Figura 3.15. Fractura en espiral por efectos de esfuerzos de flexión y torsión.

Para visualizar de forma aproximada la distribución de esfuerzos que se presentaron en los huesos femorales de porcino sometidos a ensayos de flexión en cuatro puntos, se realizó el modelo de elemento finito similar al realizado para el ensayo de flexión en tres puntos, es decir, el modelo consistió de un cilindro de 25 mm de diámetro, un espesor de pared tubular de 4 mm y una longitud de 100 mm. La separación entre soportes externos fue de $L = 80$ mm y los soportes internos se distribuyeron a una distancia de $L/3$ (figura 3.16).

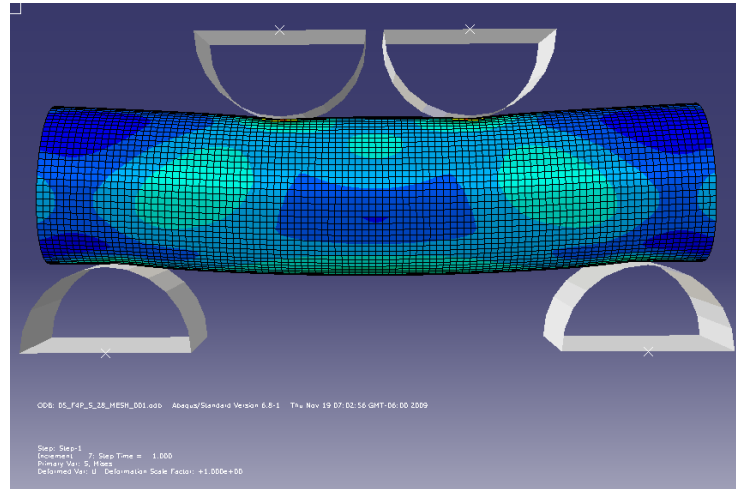


Figura 3.16. Distribución de esfuerzos de un modelo cilíndrico simulado a ensayo de flexión en cuatro puntos.

De acuerdo a la figura anterior, en las regiones fuera de los soportes internos, los esfuerzos son mayores y se distribuyen de los soportes internos hacia los soportes externos. Esto se debe a que en dichas zonas se tiene presencia de fuerzas de corte, que sumado a la concentración de esfuerzos en los puntos de contacto (figura 3.17) y la tendencia a una rotación del hueso respecto a su eje longitudinal, los huesos son susceptibles a presentar una fractura en espiral.

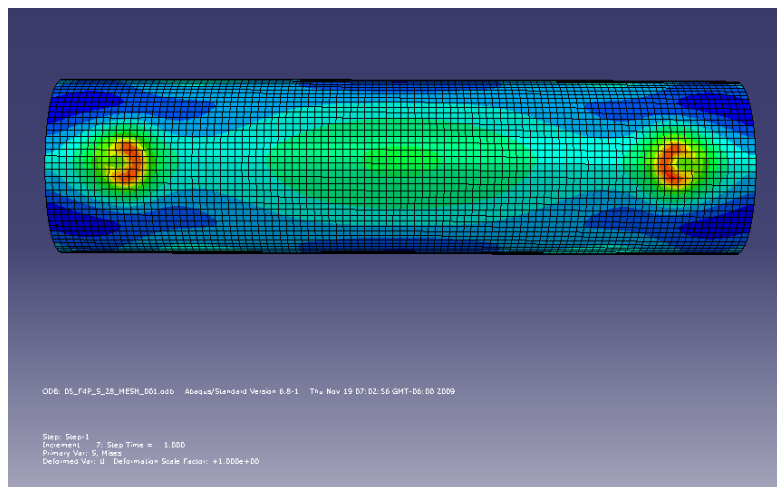


Figura 3.17. Concentración de esfuerzos en los puntos de contacto inferior del modelo cilíndrico simulado a ensayo de flexión en cuatro puntos.

3). Fractura longitudinal

La fractura longitudinal en el ensayo de flexión en cuatro puntos realizado sobre los huesos femorales de porcino (figura 3.18) presentó una apariencia similar a la fractura longitudinal observada en el ensayo de flexión en tres puntos.

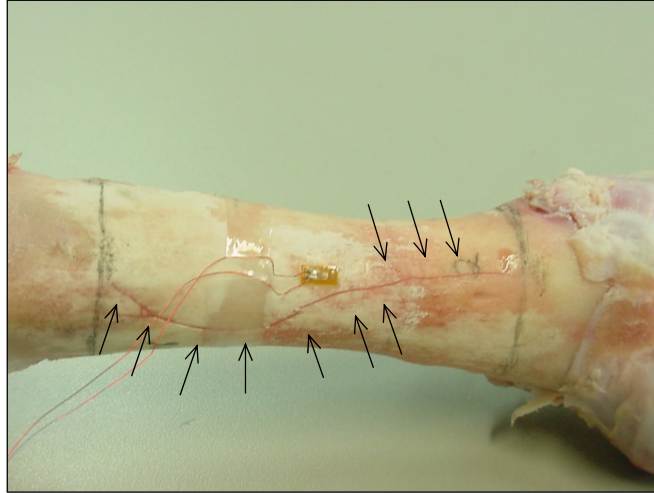


Figura 3.18. Fractura longitudinal localizada en la cara anterior de un hueso femoral de porcino sometido a ensayo de flexión en cuatro puntos.

Se realizó una comparación respecto a la concentración de esfuerzos en los puntos de contacto inferiores de los modelos cilíndricos simulados a ensayo de flexión en tres y cuatro puntos, figuras 3.10 y 3.17, respectivamente. La diferencia principal radica en que los esfuerzos de contacto en el ensayo de flexión en cuatro puntos son mayores. Esto se atribuye a la cercanía entre soportes internos y externos respecto a la línea de aplicación de la carga.

La determinación del momento de inercia para los huesos femorales sometidos a flexión en cuatro puntos fue mediante el empleo de la ecuación (3 – 2). Para el cálculo de la resistencia máxima a la flexión σ_{fM} se empleó la siguiente expresión

$$\sigma_{fM} = \frac{Pac}{2I} \quad (3 - 5)$$

donde P es la carga aplicada, a es la distancia entre soportes externo e interno (figura 2.7) la cual equivale a $L/3$ donde $L = 80 \text{ mm}$, c es la mitad del diámetro exterior del hueso medido perpendicularmente al eje longitudinal, e I es el momento de inercia de la sección transversal del hueso. De los datos de carga P y desplazamiento y registrados por la máquina de pruebas mecánicas, se generó la gráfica fuerza-deflexión y se determinó la pendiente $\Delta P/\Delta y$ de la curva en la región elástica. Por tanto, el módulo de elasticidad a flexión E_f en cuatro puntos se calculó mediante:

$$E_f = \frac{\Delta P}{\Delta y} \frac{a^2}{12I} (3L - 4a) \quad (3 - 6)$$

Los datos geométricos como diámetro exterior \varnothing_{ext} , espesor t de la pared de la diáfisis y el momento de inercia de sección transversal para cada hueso sometido a flexión en cuatro puntos se enlistan en la tabla 3.3.

Tabla 3.3 Datos geométricos de diámetro exterior y espesor de pared de diáfisis leídos para huesos completos sometidos a flexión en cuatro puntos.

	Muestra 1		Muestra 2		Muestra 3		Muestra 4		Muestra 5		Muestra 6		Muestra 7		Muestra 8	
lectura	\varnothing_{ext} [mm]	t [mm]	\varnothing_{ext} [mm]	t [mm]	\varnothing_{ext} [mm]	t [mm]	\varnothing_{ext} [mm]	t [mm]	\varnothing_{ext} [mm]	t [mm]	\varnothing_{ext} [mm]	t [mm]	\varnothing_{ext} [mm]	t [mm]	\varnothing_{ext} [mm]	t [mm]
1	23.9	3.6	26.0	5.8	23.7	3.7	23.5	6.8	23.1	5.6	24.8	4.4	25.6	5.7	27.6	4.3
2	24.0	4.1	26.0	4.1	24.1	4.2	24.4	7.6	22.9	4.7	24.6	4.7	25.2	5.0	26.8	5.8
3	23.9	4.9	26.2	4.5	23.9	4.6	24.1	5.8	23.4	4.7	24.2	4.3	25.1	5.1	27.2	8.2
4	24.0	4.8	25.4	4.6	24.1	4.9	24.1	6.1	22.9	3.8	24.0	4.2	24.4	5.0	26.1	6.7
5	24.0	4.6	25.9	5.7	23.6	3.7	24.3	5.0	23.1	4.1	24.2	5.4	24.5	5.4	26.2	4.6
6	23.7	4.2	26.2	6.7	24.0	3.7	24.3	5.0	21.6	4.2	24.1	7.0	24.6	4.8	26.1	4.4
7	24.3	5.4	21.9	6.1	25.1	4.7	25.2	5.1	22.0	3.7	26.3	7.0	24.6	4.9	26.0	5.9
8	24.4	4.4	22.0	4.2	25.4	5.7	24.6	4.6	21.7	4.2	26.2	6.0	24.0	6.2	26.4	4.9
9	25.0	4.2	22.2	4.2	25.1	5.0	25.6	4.7	21.9	4.1	26.5	5.0	23.9	6.1	26.1	4.4
10	24.3	4.6	22.0	5.3	25.0	3.4	25.4	4.6	21.7	5.1	25.9	4.7	24.6	6.9	26.6	7.9
11	25.0	3.9	22.3	5.3	25.0	4.1	24.2	5.3	22.0	5.5	26.5	4.8	24.4	-	26.2	4.5
12	24.8	4.0	22.0	4.5	25.2	4.1	-	6.7	-	5.1	-	-	24.6	-	26.6	5.4
media [mm]	24.27	4.39	24.00	5.08	24.51	4.31	24.51	5.60	22.39	4.56	25.20	5.22	24.62	5.51	26.49	5.58
I $\times 10^{-8}$ [m⁴]	1.42		1.45		1.46		1.62		1.08		1.74		1.63		2.14	

El procedimiento para la obtención de curvas esfuerzo-deformación (figura 3.19) y módulo elástico mediante extensómetros eléctricos (E_{ee}) para huesos sometidos a flexión en cuatro puntos fue similar al empleado en flexión en tres puntos. En general, el comportamiento inicial de las curvas exhibió una zona aparentemente lineal. Al sobrepasar dicha zona, el comportamiento de algunas curvas como $M3$ y $M7$ presentaron una disminución en la pendiente instantánea de esfuerzos con respecto a las deformaciones posiblemente debido a un inicio de microgrietas en el hueso. Los demás huesos no presentaron una disminución muy pronunciada en la pendiente instantánea y las magnitudes de esfuerzo y deformación en que ocurrió la falla, no presentaron una dispersión considerable. En general, se concluye que la falla observada es típica de los materiales frágiles.

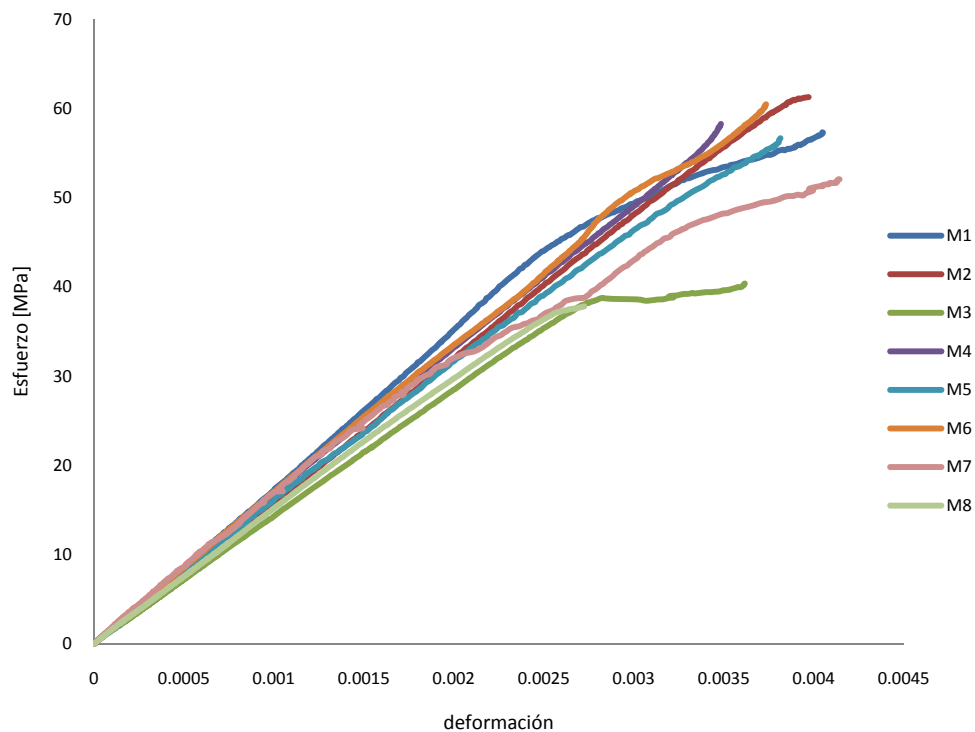


Figura 3.19. Curvas esfuerzo-deformación obtenidas de los ensayos de flexión en cuatro puntos realizados sobre huesos femorales de porcino.

La pendiente de la zona lineal aparente de cada curva para los ensayos de flexión en cuatro puntos presentó menor dispersión (tabla 3.4) respecto a lo observado en tres puntos. El comportamiento de las curvas es similar, lo que permite afirmar la veracidad y reproducibilidad de los ensayos.

Tabla 3.4. Parámetros obtenidos para los ensayos de flexión en cuatro puntos realizados sobre huesos femorales de porcino.

Espécimen	$\Delta P/\Delta y$ [KN/m]	E_f [GPa]	E_{EE} [GPa]	P_{fM} [KN]	$\sigma_{m\acute{a}x}$ [MPa]	$\epsilon_{m\acute{a}x}$
1	2055.27	1.300	17.72	4.489	57.334	0.00404
2	2020.53	1.253	16.33	4.936	61.275	0.00397
3	1867.34	1.150	14.364	3.213	40.391	0.00361
4	2645.53	1.469	16.847	5.403	58.270	0.00348
5	2035.64	1.692	16.197	3.736	56.675	0.00381
6	2750.96	1.414	16.992	5.601	60.478	0.00373
7	2319.67	1.275	16.684	4.634	52.068	0.00414
8	2061.09	0.863	14.964	4.232	37.824	0.00272
\bar{x}	2219.50	1.30	16.26	4.53	53.04	0.0037
$\pm d. e.$	± 321.48	± 0.24	± 1.10	± 0.81	± 9.06	± 0.0004
	0.145	0.186	0.068	0.178	0.171	0.122

Los cálculos de módulo elástico E_f para los ensayos de flexión en tres y cuatro puntos obtenidos mediante las ecuaciones (3 – 4) y (3 – 6), respectivamente, no son precisos debido posiblemente a que una deformación sustancial en los huesos ocurre en los puntos de contacto a través de los cuales se transmite la carga. A ello se añade que parte de ésta deformación se presenta en la sección transversal de la diáfisis (figura 3.12) cuya tendencia es a ovalarse. Por lo tanto, estos efectos pueden propiciar que los desplazamientos medidos del cabezal de la máquina de pruebas sean mucho mayores que el desplazamiento a flexión que se pueda presentar sobre un punto de referencia ubicado en la parte inferior del hueso conforme a la orientación manejada en el presente trabajo. Lo anterior puede llegar a sobreestimar los valores de deformación del hueso y subestimar, por tanto, el módulo elástico.

3.3. Propiedades a nivel de hueso esponjoso y hueso cortical

3.3.1. Ensayo de tracción en hueso esponjoso

Como un objetivo inicial, se planteó la realización de ensayos de tracción sobre muestras de hueso esponjoso provenientes de cabeza femoral de bovino orientando el eje longitudinal de las muestras de acuerdo a la dirección preferencial local de las trabéculas las cuales, a su vez, se orientan en función de la dirección de carga que recibe un animal durante su actividad habitual. Sin embargo, debido a la ubicación anatómica de las muestras, éstas presentaron una placa característica de la región llamada placa epifisaria. Dicha placa es común en el crecimiento y desarrollo no sólo en el hueso femoral de bovino, sino también en huesos largos de humano (figura 3.20a). Al realizar los ensayos de tracción la placa favoreció que las muestras fallaran de forma prematura (figura 3.20b).

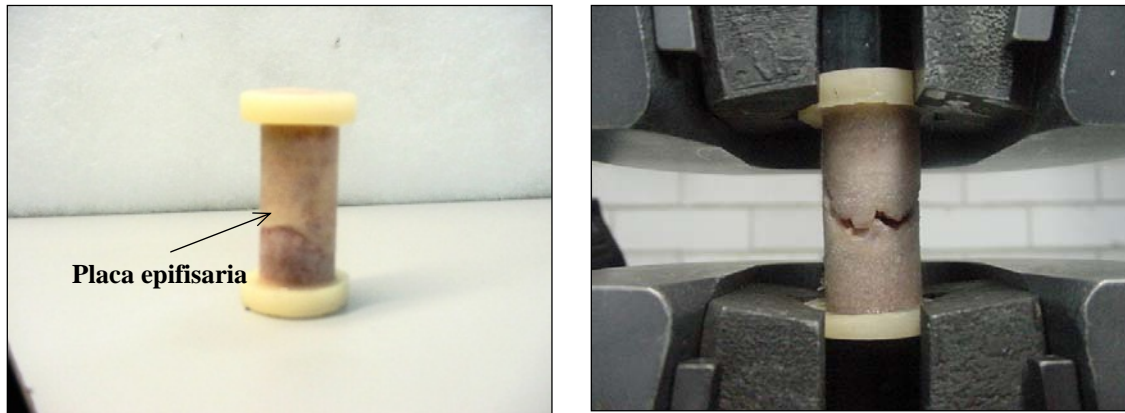


Figura 3.20. Muestra de hueso esponjoso obtenida de la cabeza femoral de bovino; a) la placa epifisaria es común de la región anatómica; b) la falla prematura se debió a la presencia de la placa epifisaria.

Las condiciones morfológicas de la cabeza femoral de bovino, es decir, la presencia de la placa epifisaria, restringió el tamaño y obtención de muestras, por lo que se consideró conveniente obtener muestras de hueso esponjoso provenientes de trocánter mayor, sacrificando para ello la dirección preferencial de las trabéculas. Otros inconvenientes que se presentaron en la preparación y realización de ensayos de tracción sobre muestras obtenidas de vértebras lumbares y trocánter mayor, ambos de bovino, fueron:

- 1) La generación de una falla prematura al sujetar las muestras entre las mordazas de la máquina antes de iniciar la corrida de las pruebas; lo anterior se debió a una mala alineación de las muestras respecto a las mordazas. Por tal motivo se pudo generar un momento flector durante el apriete de las mordazas dando paso a la generación de la falla.
- 2) En muestras que no fallaron durante el apriete de las mordazas, se presentó un deslizamiento del recubrimiento polimérico durante la corrida de las pruebas. El inconveniente se asoció a un posible remanente de médula ósea en los extremos de las muestras que no pudo removerse completamente durante la etapa de limpieza. En consecuencia, el recubrimiento polimérico no se adhirió adecuadamente al tejido.

En suma, se consiguieron ensayar tres y cuatro muestras de trocánter mayor de fémur y de vértebras lumbares, respectivamente. Todas presentaron fracturas transversas respecto a su eje longitudinal y se localizaron en regiones cercanas a los elementos de sujeción (figura 3.21).

Los esfuerzos para las muestras de hueso esponjoso se calcularon mediante la ecuación (2 – 3), donde el área inicial fue de 78.53 mm^2 en tanto que las deformaciones se obtuvieron mediante la ecuación (2 – 4). A partir de los cálculos anteriores se construyeron las curvas esfuerzo-deformación generadas de los ensayos de compresión (figura 3.22). Las curvas de muestras provenientes de trocánter mayor de fémur se denotaron por T_i ; las curvas de muestras obtenidas de vértebras lumbares se denotaron como V_i , donde i es el número de muestra correspondiente.

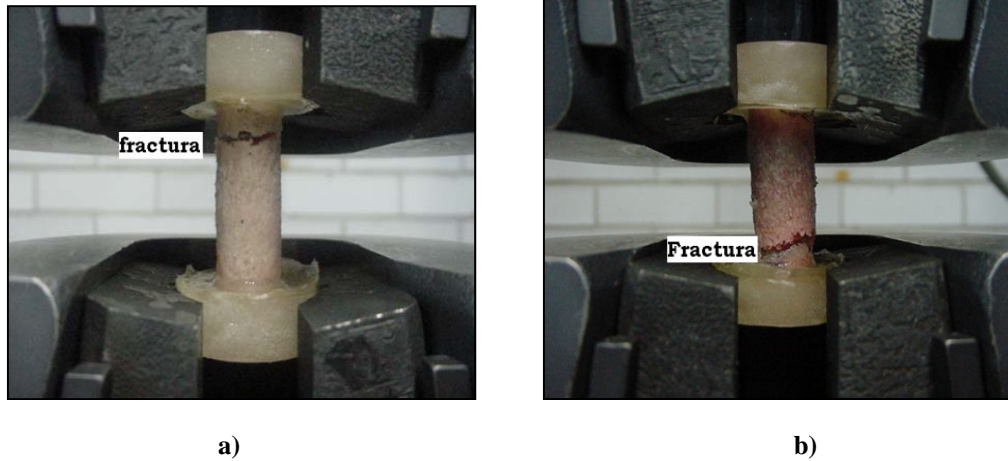


Figura 3.21. Fracturas transversas localizadas en regiones cercanas a los elementos de sujeción. Las muestras corresponden a) trocánter mayor de fémur y b) vértebra lumbar, ambos de bovino.

En general, las curvas esfuerzo-deformación obtenidas de ensayos de tracción realizadas a muestras de hueso esponjoso presentaron variación significativa en el comportamiento. Mediante una inspección de la variación en la pendiente instantánea de cada curva, se pudo constatar que disminuyeron en todo momento y presentaron un comportamiento no lineal; en consecuencia, no fue posible definir una zona lineal aparente de este material. Por lo tanto, la selección de la zona se realizó en base a los coeficientes de determinación obtenidos para diferentes intervalos, posteriormente se realizó el ajuste de regresión lineal de cada curva y se determinó el módulo elástico aparente E_A de la estructura.

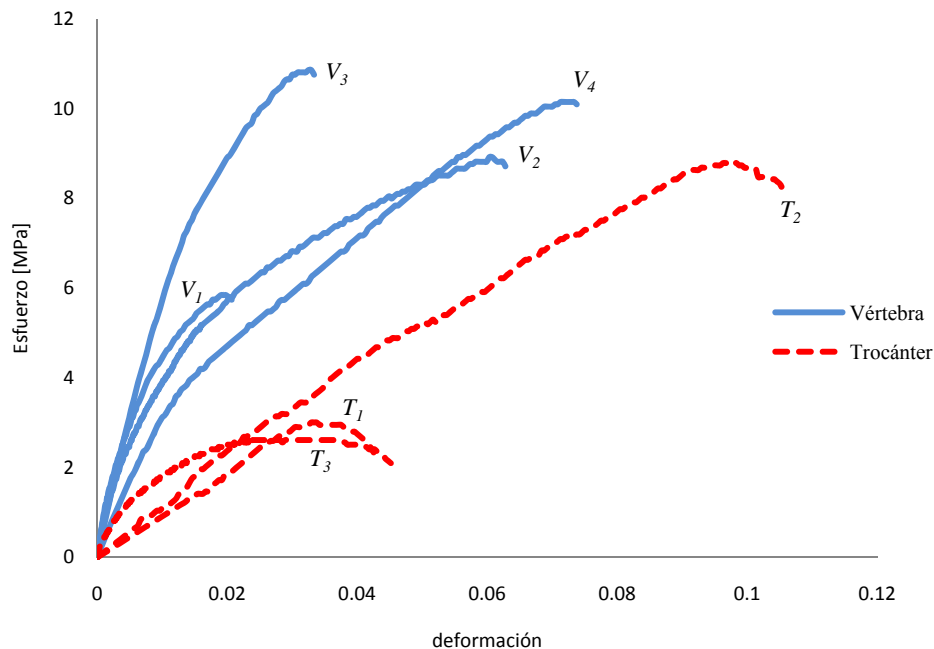


Figura 3.22. Curvas esfuerzo-deformación de muestras de hueso esponjoso de trocánter mayor de fémur [T_i] y de vértebras lumbares [V_i] sometidas a ensayos de tracción.

La variación en el comportamiento de las curvas se asoció a la deshidratación en las muestras de hueso esponjoso, por lo que las trabéculas individuales de algunas muestras posiblemente presentaron una mayor fragilidad con respecto a otras. Sin embargo, desde un punto de vista cualitativo, se puede comparar que las muestras de vértebras lumbares fueron más resistentes a comparación de lo que se observa en muestras de trocánter mayor de fémur (tabla 3.5).

Tabla 3.5. Parámetros obtenidos de los ensayos de tracción realizados en muestras de hueso esponjoso de bovino (V_i iésima muestra de vértebra, T_i iésima muestra de trocánter).

muestra	P_f [N]	E_A [MPa]	Coefficiente de correlación [R^2]	σ_{max} [MPa]	ϵ_{max} [ϵ]
V_1	459.05	508	0.994	5.844	0.0206
V_2	700.64	443	0.993	8.921	0.0628
V_3	852.84	459	0.994	10.859	0.0333
V_4	796.82	282	0.997	10.145	0.0737
		423 ± 98 0.232		8.827 ± 2.22 0.252	0.047 ± 0.025 0.521
T_1	236.15	118	0.996	3.10	0.042
T_2	689.87	87	0.997	8.78	0.106
T_3	205.36	228	0.991	2.61	0.045
		144 ± 74.1 0.513		4.186 ± 3.41 0.814	0.064 ± 0.04 0.561

Los resultados obtenidos de los ensayos de tracción en muestras de hueso esponjoso que se resumen en la tabla anterior, pueden estar influenciados por un posible deslizamiento del recubrimiento polimérico y por la presencia de esfuerzos combinados en los elementos de sujeción, ya que además de inducir una tensión por efecto de la carga y un momento flector debido a la desalineación, también se debe considerar que las mordazas generaron una compresión sobre el recubrimiento al momento del apriete, ya que al concluir la corrida de las pruebas, se realizó una inspección visual en dicho recubrimiento y se pudo identificar que presentó un ligero cambio de forma. Dada las condiciones en el comportamiento de las curvas esfuerzo-deformación y al posible deslizamiento del recubrimiento polimérico, se consideró que los ensayos no fueron reproducibles.

3.3.2. Compresión en muestras de hueso cortical

Las muestras de hueso cortical obtenidas de diáfisis de huesos femorales de porcino y sometidas a ensayos de compresión, al igual que los huesos completos ensayados a compresión, fueron parte de la etapa inicial de este trabajo, por lo que el proceso de instrumentación presentó diversos inconvenientes los cuales se describieron en la sección 3.1. Lo anterior implicó que no fuera posible realizar mediciones de deformación en este tipo de muestras. Sin embargo, a partir de datos geométricos de las muestras, del registro de carga y desplazamiento que proporcionó la máquina de pruebas, se construyeron curvas esfuerzo-deformación con la finalidad de estimar el comportamiento mecánico bajo estas condiciones de carga.

Asimismo, el tamaño final de las muestras complicó su manipulación para la instrumentación con extensómetros eléctricos, siendo éstos últimos, susceptibles a dañarlos fácilmente. Un factor adicional al daño generado en los extensómetros fue la desalineación de muestras con respecto a los platos de apoyo de la máquina de pruebas, lo que generó una pérdida de estabilidad al momento de ensayar las muestras provocando daños directamente en la rejilla activa de los extensómetros eléctricos. A pesar de corregir problemas de desalineación en las muestras, el principal inconveniente fue la inestabilidad en la señal del extensómetro para medir deformaciones. El grupo de muestras que fueron ensayadas a compresión presentaron pequeñas fisuras en zonas adyacentes a los platos de apoyo de la máquina de pruebas (figura 3.23).

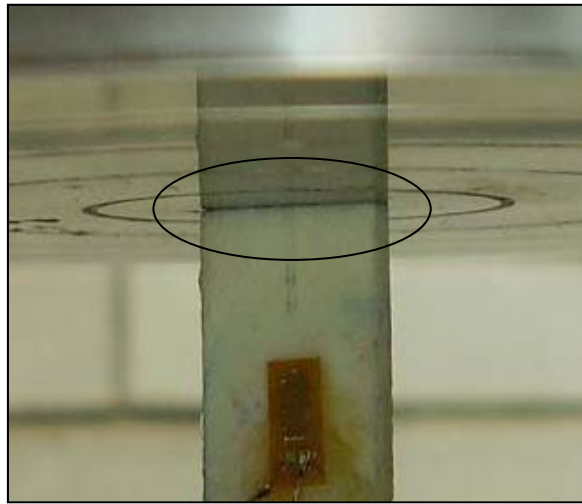


Figura 3.23. Muestra de hueso cortical de diáfisis de fémur porcino sometida a ensayos de tracción. Las fisuras se localizaron en zonas adyacentes a los platos de apoyo.

Las fisuras en los bordes de las muestras fueron más evidentes en zonas que posiblemente presentaron una concentración de esfuerzos por efecto de la carga aplicada mediante los platos de apoyo. Lo anterior obedeció a un deslizamiento entre laminillas de hueso las cuales se componen de fibrillas de colágeno.

Los esfuerzos se calcularon mediante la ecuación (2 – 3) donde el área inicial fue $A_0 = a \times b$ donde a es el ancho y b es el espesor de la muestra. La deformación se determinó mediante la ecuación (2 – 4). Los parámetros geométricos obtenidos se enlistan en la tabla 3.6. Las curvas esfuerzo-deformación correspondientes a estos ensayos se presentan en la figura 3.24. Se puede observar que prácticamente carecen de una zona lineal aparente así como una zona inicial con variación significativa entre ellas. Conforme aumenta la carga se llega a un punto máximo de esfuerzo, que en algunos casos se llegan a mantener constante hasta la fractura, pero con aumento gradual de desplazamiento. De aquí que los puntos de esfuerzo y deformación a la fractura mostraran una amplia dispersión.

Tabla 3.6. Parámetros geométricos obtenidos de muestras de hueso cortical de fémur porcino sometidos a ensayos de compresión.

Muestra	ℓ_0 [mm]	a [mm]	b [mm]	A_0 [mm ²]
1	23.4	10.3	4.5	45.90
2	23.4	9.75	3.6	35.10
3	23.4	10.2	4.5	45.90
4	25.4	12.2	2.8	34.16
5	23.4	9.0	4.0	36.00
6	25.4	12.2	2.8	34.16

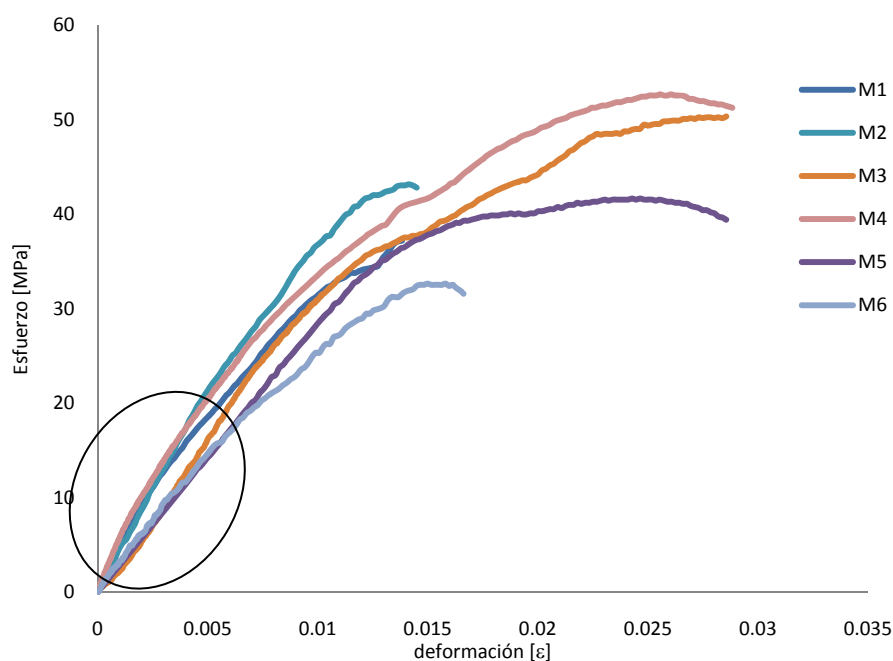


Figura 3.24. Curvas esfuerzo-deformación de muestras obtenidas de diáfisis de fémur porcino ensayados a compresión. En conjunto, se puede observar que las curvas muestran variaciones significativas en su comportamiento.

La pendiente instantánea de las curvas esfuerzo-deformación presentó un aumento gradual hasta alcanzar un máximo con un ligero descenso hasta alcanzar la fractura. El comportamiento de las curvas quizá se deba al tamaño final de las muestras, ya que a medida que disminuye su tamaño, tienden a deshidratarse con mayor rapidez a comparación de lo que ocurre en un hueso completo. El obtener muestras de tamaño reducido, se puede tener una mayor tendencia a ensayar sobre segmentos de laminillas en lugar de sistemas *Haversianos* completos. Las laminillas, a su vez se componen de un arreglo de fibrillas de colágeno que, debido a una deshidratación, se vuelven más frágiles. Lo anterior pudo generar una dispersión en los resultados de carga y esfuerzo a la fractura obtenidos.

La obtención del módulo elástico aparente E_C fue mediante la siguiente ecuación

$$E_C = \frac{\ell_0}{A_0} \frac{\Delta P}{\Delta y} \quad (3 - 7)$$

donde ℓ_0 es la longitud inicial y A_0 el área inicial de las muestras de hueso cortical sometidas a compresión. $\Delta P/\Delta y$ es la rigidez en una zona lineal aparente la cual se determinó mediante los coeficientes de determinación obtenidos para diferentes intervalos. Los datos generados se presentan en la tabla 3.7.

Tabla 3.7. Parámetros obtenidos mediante ensayos de compresión en muestras de hueso cortical de fémur porcino.

Muestra	$\Delta P/\Delta y$ [MN/m]	P_f [KN]	E_C [GPa]	Coefficiente de correlación [R^2]	$\sigma_{m\acute{a}x}$ [MPa]	$\epsilon_{m\acute{a}x}$
1	6.802	1.707	3.467	0.9958	37.21	0.0138
2	6.304	1.517	4.203	0.9989	43.17	0.0146
3	7.031	2.311	3.584	0.9996	50.35	0.0280
4	4.461	1.799	3.317	0.9974	52.69	0.0290
5	4.091	1.497	2.696	0.9987	41.66	0.0280
6	4.036	1.115	2.990	0.9969	32.65	0.0166
media \pm desv. est.	5.45 \pm 0.52	1.68 \pm 0.397	3.37 \pm 0.52		42.95 \pm 7.62	0.022 \pm 0.007
covarianza	0.25	0.24	0.15		0.177	0.34

3.3.3. Compresión en diáfisis de fémur porcino.

Los ensayos de compresión realizados sobre diáfisis de fémur porcino presentaron menores inconvenientes respecto a lo observado en muestras de hueso cortical. La desalineación de algunas muestras respecto a los platos de apoyo de la máquina de pruebas provocó una concentración de esfuerzos, de manera que se generó una sobreestimación de los resultados. Por tales motivos, se desecharon dichas muestras por estar fuera de los rangos estadísticos. En las muestras que fueron consideradas para su análisis, se observó una falla que consistió de una fragmentación en los bordes cuyas grietas se orientaron en una dirección preferencia al eje longitudinal de las diáfisis (figura 3.25). Concluida la corrida de las pruebas se seccionaron las diáfisis en un plano transversal que fue coincidente con la ubicación del extensómetro eléctrico con la finalidad de medir el espesor t de la pared tubular. Estos valores así como los diámetros exteriores \varnothing_{ext} medidos se resumen en la tabla 3.8. Para cada caso se obtuvo el valor promedio y se calculo el área de sección transversal mediante

$$A_0 = \pi(r_{ext}^2 - r_{int}^2) \quad (3 - 8)$$

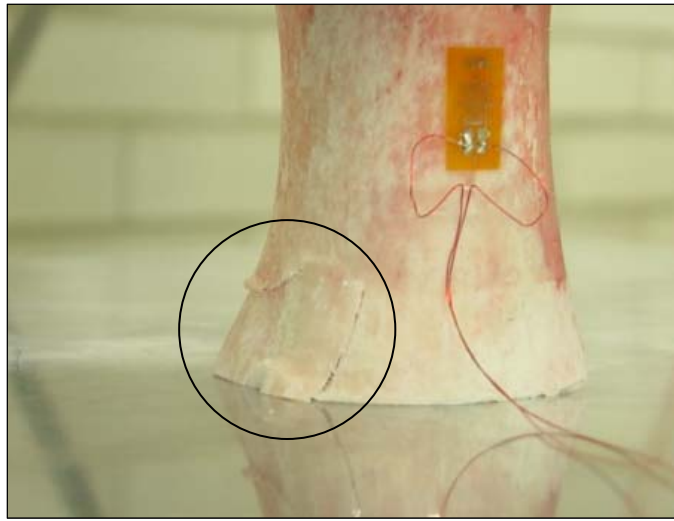


Figura 3.25. Diáfisis de fémur porcino instrumentada con extensómetro eléctrico y sometida a ensayo de compresión. En la imagen se puede observa la zona de falla localizada en los bordes y con una orientación preferencial en dirección longitudinal de la muestra.

Tabla 3.8. Valores medidos de diámetro exterior ϕ_{ext} y espesor t de pared tubular de diáfisis sometida a compresión.

	Muestra 1		Muestra 2		Muestra 3		Muestra 4		Muestra 5		Muestra 6		Muestra 7	
lectura	ϕ_{ext} [mm]	t [mm]	ϕ_{ext} [mm]	t [mm]	ϕ_{ext} [mm]	t [mm]	ϕ_{ext} [mm]	t [mm]	ϕ_{ext} [mm]	t [mm]	ϕ_{ext} [mm]	t [mm]	ϕ_{ext} [mm]	t [mm]
1	24.8	4.9	24.1	4.3	24.9	4.0	25.8	6.4	24.8	3.0	25.9	5.1	27.2	6.6
2	25.9	4.8	23.9	6.2	25.2	3.2	26.0	7.3	25.7	3.4	27.9	5.7	29.6	5.7
3	26.1	4.8	22.9	6.0	28.0	4.1	25.5	7.3	26.0	3.3	26.0	5.4	29.2	5.9
4	27.0	4.8	23.1	4.5	26.5	4.4	26.8	6.9	27.0	5.7	26.9	4.2	28.6	5.4
5	25.5	4.0	25.9	3.8	25.5	4.3	25.0	4.9	25.5	7.3	26.2	5.2	27.0	5.5
6	-	4.3	-	4.0	-	4.1	-	4.0	-	5.0	-	4.3	-	6.3
7	-	3.4	-	3.3	-	3.2	-	4.4	-	4.1	-	7.7	-	6.6
8	-	3.8	-	3.9	-	3.3	-	4.1	-	4.2	-	6.4	-	5.4
9	-	4.1	-	4.5	-	3.9	-	3.7	-	4.4	-	6.6	-	5.7
10	-	4.0	-	4.7	-	3.6	-	3.3	-	3.8	-	4.4	-	9.8
11	-	3.9	-	4.0	-	3.4	-	3.7	-	3.3	-	5.4	-	6.8
12	-	4.0	-	3.7	-	3.3	-	5.0	-	3.7	-	5.3	-	5.5
Media [mm]	25.86	4.23	23.98	4.41	26.02	3.73	25.82	5.08	25.8	4.27	26.58	5.48	28.32	6.27
$\ell_0 = 2\phi_{ext}$ [mm]	51.76		47.96		52.04		51.64		51.60		53.16		56.64	
A_0 [mm ²]	287.61		271.04		261.38		331.15		288.63		363.00		434.16	

La condición estructural de la diáfisis, que se constituye de hueso cortical, hizo posible la instrumentación con extensómetros eléctricos. Mediante estos dispositivos se midieron las deformaciones de las diáfisis sometidas a ensayos de compresión, de manera que al confrontar las mediciones con datos de esfuerzo, se construyeron las correspondientes curvas de esfuerzo-deformación (figura 3.26). Los esfuerzos inducidos en las diáfisis se calcularon utilizando la ecuación (2 – 3) donde el área de la diáfisis se obtuvo mediante la ecuación (3 – 8).

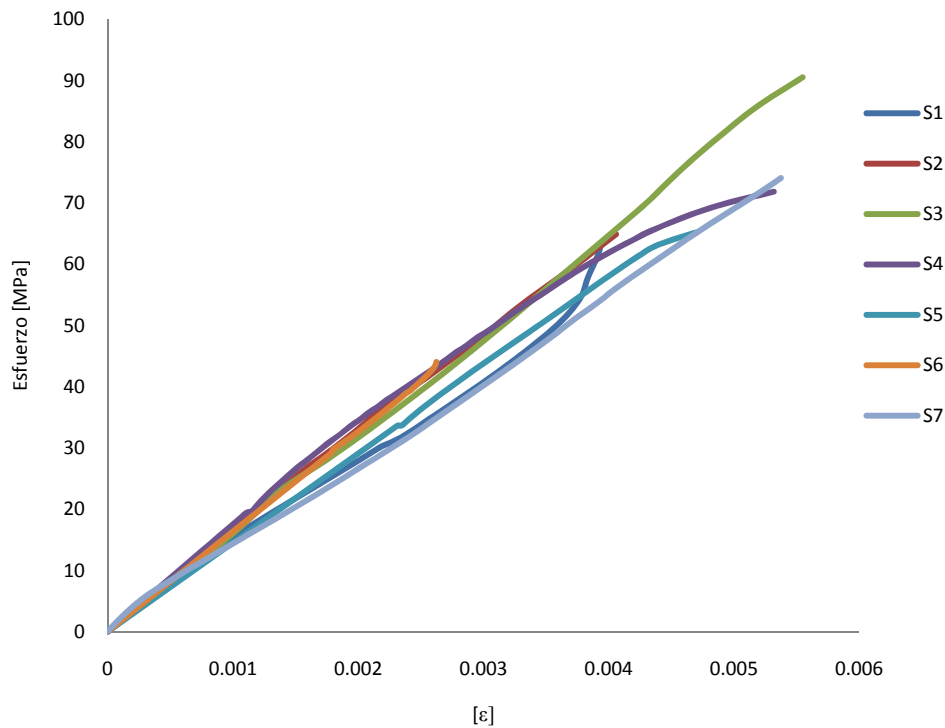


Figura 3.26. Curvas esfuerzo-deformación obtenidas de ensayos de compresión realizados sobre diáfisis de fémur porcino.

De las curvas esfuerzo-deformación se definió una zona lineal aparente para la obtención del módulo elástico E_{ee} . Bajo esta condición de carga compresiva, las curvas presentaron un comportamiento similar, pero al exceder la zona lineal aparente, se registró un pequeño descenso en la pendiente instantánea de las curvas, dando paso a la falla de las diáfisis. Sin embargo, este descenso no fue tan pronunciado como lo observado en las curvas de flexión en tres puntos.

De un total de 21 muestras ensayadas, siete se consideraron para su análisis debido a que las restantes presentaron una desalineación con respecto a los platos de apoyo, en tanto que otras se desecharon por presentar problemas en el extensómetro eléctrico. Con la finalidad de comparar datos de módulo elástico E_{ee} obtenidos mediante las deformaciones del extensómetro eléctrico, se calculó el módulo elástico a compresión E_C empleando la ecuación (3 – 7) donde la longitud ℓ_0 y el área A_0 iniciales de la diáfisis se enlistan en la tabla 3.8.

La rigidez a compresión $\Delta P/\Delta y$ de la diáfisis se obtuvo al definir una zona lineal aparente mediante los coeficientes de determinación obtenidos para diferentes intervalos de las curvas carga-desplazamientos. Los datos generados se presentan en la tabla 3.9.

Tabla 3.9. Parámetros obtenidos para el ensayo de compresión en diáfisis de fémur porcino.

Muestra	$\Delta P/\Delta y$ [MN/m]	P_f [KN]	E_C [GPa]	E_{ee} [GPa]	$\sigma_{m\acute{a}x.}$ [MPa]	$\epsilon_{m\acute{a}x.}$ [ϵ]
1	33.690	19.03	6.063	16.24	63.27	0.00393
2	32.146	17.76	5.705	15.52	64.88	0.00400
3	39.469	23.85	7.858	16.93	90.51	0.00550
4	44.040	24.45	6.867	14.40	71.84	0.00530
5	38.973	22.00	6.967	14.54	65.21	0.00470
6	33.068	17.11	4.842	16.35	44.05	0.00262
7	51,191	32.46	6.678	14.40	74.07	0.00537
	38.95 ± 6.8	22.38 ± 5.3	6.42 ± 0.9	15.48 ± 1.05	67.69 ± 13.9	0.0049 ± 0.00104
	0.176	0.237	0.152	0.068	0.206	0.233

Los resultados obtenidos para cada condición de prueba se resumen en la siguiente tabla.

Tabla 3.10. Propiedades mecánicas obtenidas de ensayos a diferentes condiciones de carga realizados sobre muestras de hueso de porcino y bovino.

Tipo de muestra	Especie	Ensayo	E [GPa]	$\sigma_{m\acute{a}x}$ [MPa]	$\epsilon_{m\acute{a}x}$
Hueso completo	porcino	Flexión en tres puntos	18.04 ± 2.1	61.03 ± 21.19	0.0039 ± 0.0012
Hueso completo	porcino	Flexión en cuatro puntos	15.76 ± 1.45	52.6 ± 8.57	0.0038 ± 0.0004
Hueso esponjoso de vértebra *	bovino	Tracción	0.423 ± 0.098	8.82 ± 2.22	0.047 ± 0.025
Hueso esponjoso de trocánter *	bovino	Tracción	0.144 ± 0.074	4.186 ± 3.41	0.064 ± 0.04
Espécimen de hueso cortical *	porcino	Compresión	3.37 ± 0.52	42.95 ± 7.62	0.0022 ± 0.007
Diáfisis	porcino	Compresión	15.48 ± 1.05	67.69 ± 13.97	0.0049 ± 0.001

* Sin instrumentar

Capítulo 4.

Discusión

4.1. Procedimientos de pruebas experimentales

El presente trabajo puede brindar una herramienta adicional para elaborar protocolos de laboratorio para la realización de pruebas mecánicas en hueso. Si bien el control de factores *in vivo* es más complejo que factores *in vitro*, en cualquier caso se debe tener presente que el hueso es un elemento biológico que en este caso, se está evaluando *in vitro*, por ello es necesario ensayar bajo condiciones que puedan garantizar la conservación de propiedades con relación al tejido vivo. A través de la hidratación se pretende una respuesta similar a su condición *in vivo*, pero es evidente que el tejido no responderá de igual manera en la condición *in vitro*, por lo que toda evaluación no deja de ser una aproximación a la condición real del tejido. Tales condiciones, como el control de hidratación en muestras de hueso y la aplicación de la técnica de extensometría eléctrica durante el desarrollo experimental, jugaron un rol importante en la determinación de propiedades.

En el primer caso, conforme una muestra de hueso fue expuesta al medio circundante por tiempo prolongado debido a la preparación, maquinado o instrumentación con extensómetros eléctricos, fue evidente la deshidratación, lo que llevo a provocar la descomposición de muestras de hueso. El tamaño mismo también es de vital importancia debido a que se pudo observar que las muestras de hueso cortical sometidas a ensayos de compresión y muestras de hueso esponjoso ensayadas a tracción, se deshidrataron con mayor rapidez a comparación de lo observado en huesos completos. Al ajustar las dimensiones finales de muestras de hueso cortical ensayadas a compresión mediante una cortadora de disco de diamante fue posible mantener una irrigación continua de agua para evitar la generación de calor por efectos del corte. Por el contrario, las muestras de hueso esponjoso ensayadas a tracción presentaron una deshidratación acelerada debido a dos procesos principales que generaron calor: 1) maquinado con sierras rotativas para la obtención de muestras cilíndricas; en este proceso no se contó con una irrigación de agua y 2) el recubrimiento polimérico, que por reacciones químicas producto de la polimerización, generó calor.

Para el segundo caso, la técnica de extensometría eléctrica, aunque es relativamente sencilla de aplicar en metales, el procedimiento de pegado puede ser susceptible a inducir daños en el extensómetro eléctrico debido a que la rejilla activa es sensible a deformaciones pequeñas. Este fue una de las razones principales que imposibilitaron la medición de deformación en dirección transversal al utilizar extensómetros de dos rejillas (figura 4.1), ya que se instrumentaron cinco huesos completos que, en todos los casos, se dañó la rejilla transversal.



Figura 4.1. Hueso femoral de porcino instrumentado con una roseta (extensómetro de dos rejillas activas) y ensayado a flexión en cuatro puntos.

Al utilizar dos o más extensómetros eléctricos, por ejemplo para obtener el módulo de *Poisson*, es evidente que se requerirá de tiempo adicional para la instrumentación. El objetivo será realizar el procedimiento en el menor tiempo posible para evitar que el hueso se deshidrate rápidamente, además de considerar.

Otro factor considerado fue la preparación superficial ósea para el pegado de un extensómetro eléctrico. Wright y Hayes realizaron estudios sobre el efecto de lijado en la superficie ósea para el pegado de un extensómetro eléctrico [68]. Uno de los objetivos fue determinar si por efectos del lijado se generaban daños superficiales, lo cual pudieran alterar la medición de deformación en muestras de hueso cortical. Los resultados de sus estudios mostraron el beneficio de lijar la superficie ósea, ya que lograron obtener una superficie más uniforme para el pegado del extensómetro debido a que el propio material del tejido desprendido por el lijado rellenó los poros inherentes al hueso.

Sin embargo, se pudo constatar que la tarea simple de lijado no es suficiente para una medición adecuada de deformación, ya que a través del registro de mediciones de deformación utilizando equipo de adquisición de datos de National Instrument, se llegaron a registrar alteraciones en las mediciones, lo cual se asoció a la preparación superficial ósea para el pegado del extensómetro eléctrico. A partir de los resultados obtenidos por Wright y Hayes, se optó lijar el área de pegado sobre una muestra de hueso cortical en diferentes direcciones considerando que existe, como referencia, una orientación preferencial de poros. Los resultados obtenidos de imágenes de microscopía óptica se muestran en la figura 4.2. La orientación preferencial se denota por una flecha en las imágenes.

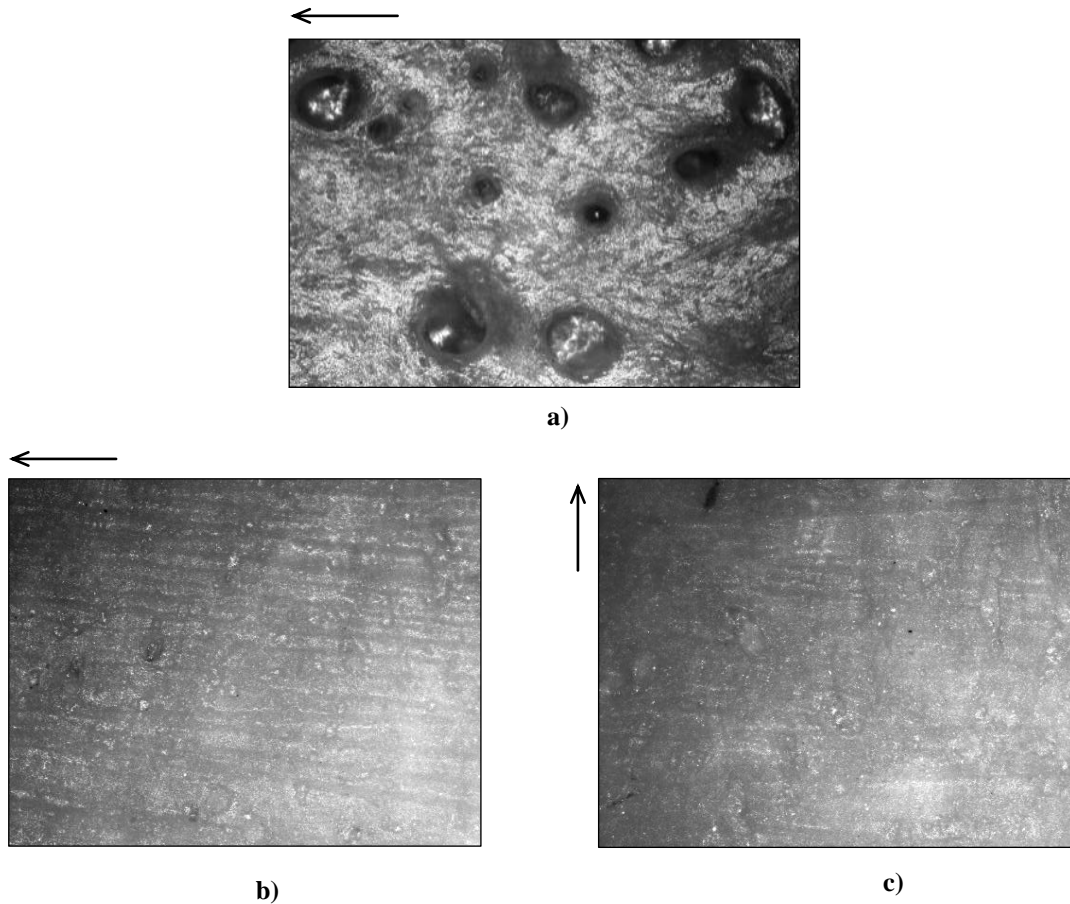


Figura 4.2 Imágenes superficiales de una muestra de hueso cortical obtenidas mediante microscopía óptica a 10X. En a) se observa el aspecto de la superficie previo al lijado; b) el proceso de lijado fue de acuerdo a la orientación preferencial de los poros; c) la dirección de lijado es perpendicular con respecto a la orientación preferencial.

Cuando la dirección de lijado fue coincidente con la dirección preferencial de los poros, las ralladuras generadas fueron más profundas (figura 4.2a); en cambio, cuando la dirección de lijado se realizó en sentido transversal con respecto a la dirección preferencial, las ralladuras fueron menos profundas (figura 4.2b). Por tanto, la medición de deformación en muestras de hueso cortical presentó menor alteración cuando el área de pegado se lija en sentido transversal con respecto a la orientación preferencial de los poros del tejido.

4.2. Factores involucrados en las propiedades mecánicas de huesos completos.

Las irregularidades a nivel macro y micro estructural son inherentes al hueso. A nivel macroestructural se tiene una presencia de poros (figura 4.2), de manera que al someter al hueso a diferentes condiciones de carga, las zonas con presencia de estos espacios producirán mecanismos de crecimiento y propagación de fisuras distintos que conducirá eventualmente a la fractura.

A nivel micro, las osteonas con diferentes direcciones en las fibras de colágeno se adaptan individualmente para reforzar el hueso y soportar por tanto, un tipo particular de esfuerzo. Además de osteonas, el hueso está constituido de canales *Haversianos* y conductos de *Volkmann*, lo que propicia la generación de concentradores de esfuerzos. Esto sugiere que las fracturas ocurridas en los ensayos de flexión en tres y cuatro puntos no están influenciadas únicamente por la presencia de esfuerzos combinados, sino que la propia porosidad puede intervenir en la trayectoria de la fractura.

Una característica adicional en el hueso femoral de porcino fue la variación de la sección transversal de la diáfisis a lo largo de su eje longitudinal (figura 4.3). Como existe un cambio de forma, la distribución de esfuerzos posiblemente se concentre más en ciertas zonas que, sumado al aspecto microestructural, propicia que las deformaciones no sean homogéneas.



Figura 4.3. Corte longitudinal de una diáfisis de fémur porcino en el que se aprecia la variación de la sección transversal.

Para continuar con la caracterización del hueso, evidentemente se requiere no sólo de la idealización como un sólido elástico isótropo y homogéneo, sino también del desarrollo de teorías rigurosas acerca del comportamiento tales como la teoría de elasticidad, que con frecuencia tiene como base ciertas suposiciones o hipótesis que delimitan la aplicación de resultados. Las dos generalizaciones más comunes de la teoría de elasticidad son: 1) comportamiento viscoelástico y 2) comportamiento elasto-plástico. Esto podría ayudar al desarrollo del marco teórico para el comportamiento mecánico del hueso como medio heterogéneo. La potencialidad de la teoría de la elasticidad se atribuye, por ejemplo, a que en muchos de los problemas prácticos los resultados se tornan simples, pero en su forma general son factibles para el diseño, evaluación y aplicación. Aunque la suposición hecha sobre los huesos femorales de porcino acerca de presentar una apariencia similar a un elemento tubular es por demás discutible, lo cual contrastan con la realidad del hueso, los resultados obtenidos son aceptables y concuerdan con lo reportado en la literatura.

Por ejemplo, para el módulo de elasticidad obtenido mediante la medición de deformación con extensómetros eléctricos de huesos completos ensayados a flexión y compresión en diáfisis, están dentro de los rangos reportados en la literatura [3, 4]. Las características propias de forma y morfología tienen como consecuencia que los huesos femorales de porcino no cumplan con la condición de sólido elástico e isotrópico; por el contrario, la anisotropía representa una distribución no uniforme de las propiedades, es decir, pueden llegar a presentarse las mismas propiedades en una dirección, pero al cambiar de dirección se encuentran propiedades diferentes.

Se hace notar que los ensayos de flexión en cuatro puntos de huesos completos arrojaron un módulo elástico de 16.26 [GPa]. Mediante ensayos de compresión en diáfisis se obtuvo un valor de 15.48 [GPa]. La similitud en valores de módulo de elasticidad permite afirmar sobre la precisión y veracidad de los resultados (tabla 3.10). Los valores de módulo de elasticidad obtenidos para cada condición de prueba se observa que son similares, sin embargo, en todos los casos existieron muestras que presentaron serias divergencias respecto a la mayoría. En un tratamiento estadístico común, se presentó la conveniencia de eliminar estos datos para facilitar la interpretación de los resultados.

Para el caso especial de los ensayos de flexión en cuatro puntos, las fracturas denominadas como oblicua y espiral se generaron principalmente por torsión. Lo anterior obedeció a un reacomodo del hueso durante la corrida de las pruebas. Previo a los ensayos, los huesos se colocaron sobre los soportes inferiores de la máquina de pruebas con la finalidad de realizar marcas de referencia. Con ello fue posible determinar la mejor estabilidad de los huesos sometidos a flexión en cuatro puntos y aplicar carga equitativa a través de los soportes internos.

La estabilidad del hueso respecto a los soportes fue la razón principal para elegir que la cara anterior de los huesos femorales de porcino se colocará directamente sobre los soportes inferiores en los ensayos de flexión. A pesar de lograr estabilidad, la morfología irregular así como la humedad presente en la superficie ósea, propiciaron que algunos huesos flexionados en cuatro puntos presentaran el fenómeno de torsión. Esto implicó que la carga no se transmitiera de forma equitativa a través de los soportes internos. Uno de los soportes pudo alcanzar mayor contacto respecto al opuesto. Por lo tanto, el primero restringió el movimiento en un extremo del hueso, mientras que el extremo opuesto presentó una rotación angular, lo que dio pie a una fractura por torsión.

Autores como Jamsa [20], Ferretti [21], Sharir [28], mencionan el modo de orientación de huesos largos ensayados a flexión. Pero desafortunadamente no mencionan cuáles fueron los motivos para los cuales adoptaron una u otra orientación, tampoco mencionan si durante sus pruebas se presentó una torsión, pero se intuye que la estabilidad respecto a los soportes fue uno de los criterios empleados para la orientación de huesos largos sometidos a flexión. Los huesos completos ensayados a compresión no requirieron de una orientación estricta. Pero el procedimiento experimental puede generar anomalías como desalineación del eje longitudinal del hueso respecto a los platos de apoyo de la máquina de pruebas.

En consecuencia se tiene la dificultad de aplicar una carga meramente axial. Por otro lado, la fricción entre los platos de apoyo de la máquina de pruebas y los extremos del recubrimiento de polimetilmetacrilato posiblemente propicia la generación de un momento flector. Este efecto se podría minimizar con una lubricación apropiada.

Para lograr un mejor entendimiento acerca de cómo se distribuyeron los esfuerzos y los modos de falla que presentaron los huesos ensayados a flexión en tres y cuatro puntos, se elaboraron los modelos cilíndricos de elemento finito con espesor de pared tubular y sección transversal constantes. Las suposiciones se basaron en que el modelo consistió de un cuerpo sólido elástico e isotrópico. El módulo de elasticidad asignado fue de 15 GPa obtenido de los resultados experimentales del ensayo de flexión en cuatro puntos debido a que presentaron menor dispersión. El coeficiente de *Poisson* con valor de $\nu = 0.33$ se obtuvo de datos publicados por Cowin [4], de manera que bajo condiciones similares a las pruebas experimentales de huesos femorales de porcino, se ubicaron los puntos de contacto a flexión en tres y cuatro puntos, respectivamente. Los resultados fueron evidentes, sobre todo para identificar zonas potenciales a sufrir mayor concentración de esfuerzos, tal como las zonas adyacentes a los puntos de contacto entre soportes y el hueso.

4.3. Factores involucrados en las propiedades de hueso esponjoso y hueso cortical.

Las curvas esfuerzo-deformación de muestras de hueso esponjoso sometidas a tracción, no mostraron una porción lineal aparente. Esto pudo ser resultado de una flexión y elongación de las trabéculas que se fueron fracturando progresivamente llegando a generarse la falla completa. Estas observaciones son coincidentes con lo reportado por Gibson y Ashby [64]. De hecho los valores de resistencia obtenidos caen dentro de los rangos reportados en la literatura. Algunos estudios reportan que la resistencia oscila dentro de un rango de 2 a 9 [MPa] para hueso esponjoso [69]. Para hueso normal, la edad se asocia con una disminución en la densidad y la deterioración de la microestructura, esto trae como consecuencia una disminución en la resistencia mecánica.

En principio el hueso esponjoso es anisotrópico, que aunado a muestras extraídas de diferentes sitios anatómicos, características antropométricas, deshidratación, una mala alineación de las muestras respecto a los elementos de sujeción y una variación en el ángulo del eje de la muestra con respecto a la dirección principal de las trabéculas, son razones que pueden explicar la dispersión en los resultados para los valores de carga (o esfuerzo) a la fractura. Sin embargo, los resultados fueron significativos para un análisis cualitativo, ya que se pudo comparar el comportamiento mecánico entre hueso esponjoso de trocánter y de vértebra, donde se observó que las muestras de hueso esponjoso de vértebras fueron capaces de soportar una mayor carga (tabla 3.10), lo cual es coincidente con resultados reportados por Goldstein [5].

La morfología y estructura propias del hueso esponjoso imposibilitó la aplicación de la técnica de extensometría eléctrica. Por ello las deformaciones de las muestras se obtuvieron mediante los desplazamientos instantáneos del cabezal de la máquina de pruebas.

No obstante, los valores iniciales mostraron serias variaciones que posiblemente estuvieron influenciados por una holgura entre los elementos de sujeción y las muestras, lo que llegó a generar un fenómeno conocido como *toe*, el cual consiste de una no linealidad inicial en la curva esfuerzo-deformación. Para evitar este inconveniente se puede emplear un extensómetro electromecánico para mediciones de deformación [70].

Las dificultades registradas en cuanto al recubrimiento polimérico sugieren utilizar un método alternativo para ensayar muestras de hueso esponjoso a tracción. Keaveny *et. al.* utilizaron cemento de cianoacrilato aplicado en los extremos de las muestras las cuales fueron embebidas en capsulas de bronce [18]. Con este método se evita el inconveniente de la generación de calor por efectos de polimerización química del polimetilmetacrilato, además de que el proceso de curado del cemento de cianoacrilato requiere menor tiempo. Sin embargo, se observó que los esfuerzos de corte sobrepasan el nivel de esfuerzo permisible del cemento de cianoacrilato. Una adherencia adecuada evidentemente se asocia al modo de limpieza y remoción de la médula ósea.

Es posible que al considerar una mayor cantidad de trabéculas que puedan adherirse al encapsulado, soporte los niveles de esfuerzo a corte permisibles para el cemento. Ello dependerá del tamaño de muestra que se pueda obtener, de manera que no se altere la relación de $L = 2\phi$ (donde L y ϕ son longitud y diámetro de la muestra, respectivamente) empleada para muestras cilíndricas, la cual se utilizó para los ensayos de tracción. Una alternativa es realizar ensayos de compresión, pero la aplicación a muestras de hueso esponjoso de fémur porcino se traduce a dificultades de obtención de tamaños adecuados.

Los ensayos de compresión realizados sobre diáfisis y muestras de hueso cortical mostraron como principal inconveniente una desalineación respecto a los platos de apoyo, lo anterior motivó que se desecharan algunas muestras para su análisis. En las muestras de hueso cortical se tuvieron dificultades de medición de deformación mediante extensómetros eléctricos. Por ello, la construcción de curvas esfuerzo-deformación se elaboró obteniendo deformaciones a partir del registro de desplazamientos instantáneos del cabezal de la máquina de pruebas. Sin embargo, el procedimiento experimental se puede replantear en una siguiente etapa con la finalidad de instrumentar nuevamente muestras de hueso cortical y huesos completos, lo que permitiría obtener mejores resultados en la determinación del módulo de elasticidad.

4.4. Aspectos generales y recomendaciones para pruebas mecánicas en hueso

La aplicación de gradiente termodinámico propuesto por Mroginiski, J. L., *et. al.* [67] a medios porosos se realizó desde un enfoque macroscópico. La formulación se puede extender a medios porosos en general como rocas, suelo, huesos, etc., sin embargo, debido a las hipótesis realizadas, donde se considera al medio como un sistema termodinámico abierto, pero que son necesarios para el modelo, es posible que se presenten dificultades al intentar describir fases discontinuas. Un ejemplo característico se puede dar cuando en el modelado de huesos se establece que la permeabilidad varía con la humedad.

Lo anterior se establece para un marco teórico. En el caso experimental, se tienen dificultades de obtener los diferentes parámetros, los cuales aún no están disponibles. Los parámetros del modelo de Biot de hueso cortical, mostraron el grado de complejidad que se puede generar al determinar las constantes elásticas. La parte teórica se basa sobre la teoría poroelástica y contiene al menos dos suposiciones:

- 1) Los niveles de porosidad en el hueso cortical se pueden considerar que actúan independientemente; es razonable asumir que la matriz del hueso con una red de canalículos y lagunas, para un instante dado, se puede considerar como un sólido, por lo que el comportamiento de la porosidad vascular y la presión no interviene con el flujo del fluido dentro de dicha red.
- 2) Esta segunda suposición se basa en la isotropía. Para los parámetros elásticos, esto se justifica aún para hueso lamelar; la permeabilidad puede diferir considerablemente entre las direcciones radial y longitudinal.

Por otro lado, el nivel de deformación que presentaron los huesos completos, muestras de hueso esponjoso y hueso cortical, proporciona una estimación acerca de la ductilidad de los mismos. Por ejemplo, las curvas esfuerzo-deformación obtenidas de los ensayos de flexión en tres y cuatro puntos (figuras 3.13 y 3.19) no presentaron una deformación que pudiera exhibirse como plástica. En ingeniería de materiales, el punto de cedencia se obtiene aplicando el criterio de desplazar 0.2% de deformación una línea paralela a la porción lineal. Al aplicar la técnica en los datos obtenidos de las pruebas mecánicas en hueso, se encontró que este punto correspondió con el punto de fractura del hueso. Lo que significa que al no presentarse un punto de cedencia, el material del hueso no exhibió una deformación plástica aparente. En consecuencia, el hueso se comportó como un material frágil. Asociado a lo anterior, la osteoporosis comúnmente se le conoce como *fragilidad del hueso*.

Los datos obtenidos experimentalmente y el comportamiento mecánico del material en estudio se analizaron en función de las condiciones de pruebas mecánicas con la finalidad de determinar factores potenciales que alteren los resultados y replantear los procedimientos experimentales. Al identificar los factores potenciales, los resultados y procedimientos podrán ser reproducibles. Situación que pudo observarse en los ensayos de flexión en tres y cuatro puntos, así como en ensayos de compresión en diáfisis de fémur porcino. Por el contrario, en huesos completos ensayados a compresión, muestras rectangulares de hueso cortical, y muestras cilíndricas de hueso esponjoso, no mostraron tal reproducibilidad. Pero una vez admitidas las correlaciones de procedimientos de pruebas y resultados, se puede continuar con la metodología experimental para la obtención de propiedades considerando condiciones de anisotropía del hueso.

Sin embargo, en el presente estudio, no se puede concluir que se trate de errores de medición, sino que los resultados anormales también se deben interpretar como consecuencia de las diferencias fisiológicas de los individuos ensayados. Simplemente los niveles de actividades de la vida diaria de cualquier especie tienen un efecto sobre la masa del tejido óseo [30].

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. El modelo diario de carga-deformación experimentado por un hueso individual se ve influenciado por los dos procesos anteriores, ya que a un incremento de carga conduce a un aumento en la masa del hueso y un descenso en la magnitud de la carga impuesta conduce a una disminución en la masa del hueso, esto se conoce como la ley de Wolff. En los adultos, cualquier crecimiento en masa del hueso provocada por el aumento de actividad durará mientras ese nivel de actividad se mantenga.

La gravedad cero influye de manera importante sobre el hueso humano y sobre huesos de animal, ya que se reducen drásticamente los patrones diarios de carga experimentados por los huesos y de este modo el proceso de remodelación. En vuelos espaciales donde se presenta una gravedad cero o aproximada a cero, inevitablemente lleva a una marcada pérdida de la masa del hueso, algo que incluso los regímenes del ejercicio modernos no pueden prevenir completamente. Algunos ejemplos de situaciones contrarias, como un aumento de carga, puede verse en personas que tienen un cambio repentino en sus actividades rutinarias, por ejemplo, atletas, bailarines de ballet o los reclutas recién ingresados al ejército. Por ejemplo en este último caso, el incremento repentino de una carga como el transporte de mochilas pesadas, puede simular un incremento de deposición, lo que trae como consecuencia un crecimiento en la masa ósea del hueso y un aumento en la resistencia del hueso.

Desde el punto de vista experimental, posiblemente la dispersión de los resultados obtenidos se pueda reducir mediante el parámetro geométrico como el diámetro de las diáfisis de huesos femorales de porcino, es decir, de un muestrario de huesos, se pueden elegir aquellos que presenten diámetros similares en la diáfisis, aunque evidentemente el espesor de la pared tubular puede variar.

Por otro lado, en el ensayo de flexión en tres puntos no se tuvo dificultad de colocar al hueso directamente sobre los soportes; en cambio, en el ensayo de flexión en cuatro puntos, la variación en la forma de la diáfisis a lo largo de su eje longitudinal, originó que en algunos casos no se distribuyera equitativamente la carga mediante los soportes internos. Este inconveniente se podría evitar si los soportes internos contaran con libertad de movimiento en dirección de aplicación de la carga, como se señala mediante las flechas en la figura 4.4.

El procedimiento sería colocar al hueso sobre los soportes externos; se hace descender el cabezal de la máquina de pruebas manteniendo libres, de forma individual, los soportes internos, de manera que al entrar en contacto con el hueso se ajusten con la finalidad de restringir el movimiento en dirección de aplicación de la carga. De este modo el contacto de ambos soportes sería uniforme. Con esta modificación se podría evitar establecer previamente marcas de referencia sobre el hueso.

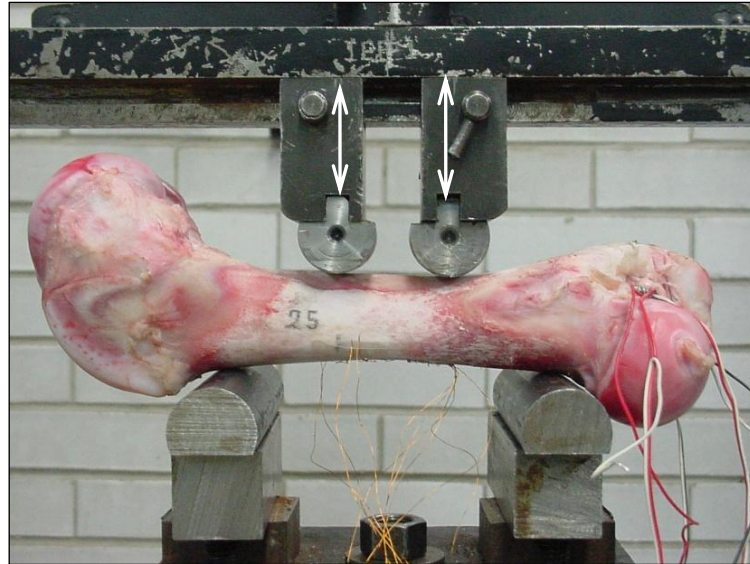


Figura 4.4. Las flechas en la imagen denotan la posible libertad de movimiento en los soportes internos para un ensayo de flexión en cuatro puntos.

El siguiente diagrama de flujo que se presenta en la figura 4.5 se generó durante el desarrollo experimental. Cada paso se describe brevemente y el objetivo es brindar una orientación para la realización de pruebas mecánicas en hueso a fin de minimizar la posible acumulación de errores sistemáticos.

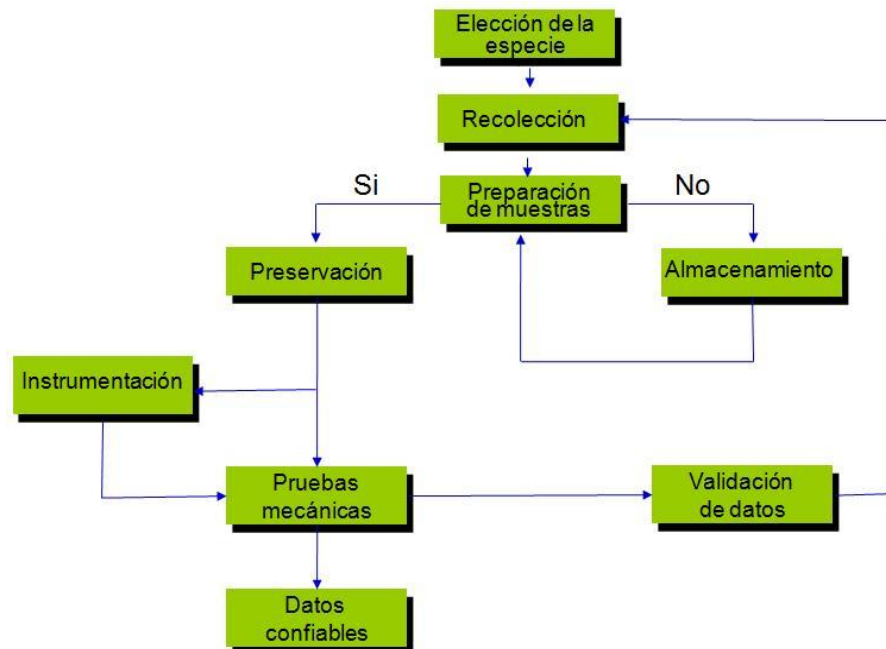


Figura 4.5. Diagrama de flujo en que se muestran los pasos que se siguieron en la realización de pruebas en huesos femorales de porcino y hueso de bovino.

Elección de la especie.- la elección de la especie estará en función del nivel estructural que se requiera estudiar.

Recolección.- es conveniente realizar un registro del historial clínico del individuo para relacionar las condiciones patológicas del mismo con las propiedades mecánicas del hueso:

- Patologías
- Edad
- Peso
- Tipo de alimentación

Preparación de muestras.- implica la remoción de tejido suave, limpieza, mediciones geométricas, instrumentación con extensómetros eléctricos para hueso cortical o huesos completos y recubrimiento polimérico. Este último aplica principalmente para huesos completos que pueden ser ensayados a compresión o torsión, donde el recubrimiento tendrá la función de generar una interface entre el hueso y los elementos de sujeción. Cuando el proceso involucre el maquinado de muestras, se debe evitar la generación de calor mediante una irrigación continua de agua. Si lo que se desea medir es el diámetro de la diáfisis de un hueso largo, en primer lugar se debe definir a que sección geométrica se pretende aproximar para que puedan definirse las variables geométricas a medir.

Preservación.- las muestras de hueso deberán rehidratarse constantemente o mantenerlos dentro de un recipiente con agua o solución salina.

Almacenamiento.- para una semana, las muestras se pueden refrigerar a 0°C. Si el tiempo es superior a este periodo, es preferible congelarlas -20°C. En ambos casos se deben introducir las muestras en bolsas herméticas. Sin embargo, al congelar los huesos, el material se puede cristalizar, aunque todavía no existen evidencias suficientes acerca del efecto del proceso de congelamiento-descongelamiento de las muestras sobre las propiedades mecánicas de los huesos.

Instrumentación.- en la instrumentación con extensómetros eléctricos sobre muestras de hueso cortical o huesos completos, se recomienda que previamente se determine la orientación preferencial de los poros. Posteriormente se realiza la preparación superficial que consiste en lijar en dirección perpendicular respecto a dicha orientación de los poros.

Pruebas mecánicas.- es importante registrar los siguientes datos para realizar los cálculos adecuadamente y controlar las condiciones de pruebas:

- Identificar cada muestra con una etiqueta o marcadores considerando la orientación de ésta respecto al hueso completo del cual se extrajo.
- Definir la orientación del hueso en función de la estabilidad que guarde con respecto al cuadro de carga o en función de la dirección de la carga que se desea aplicar.

- Ajustar y registrar la velocidad del cabezal de la máquina de pruebas mecánicas.
- Para muestras de hueso instrumentadas, se recomienda realizar una conexión a tierra entre el equipo de adquisición de datos y las muestras.
- Se recomienda realizar un registro de imágenes o video desde el inicio hasta el final de las pruebas a fin de detectar posibles anomalías que puedan alterar los resultados.
- Cuando se desee medir el espesor de la diáfisis de un hueso largo, es recomendable que se realice en diferentes puntos y en toda la periferia del hueso seccionado con la finalidad de obtener un promedio.

Validación de datos.- la validación de datos estará asociada con el control del desarrollo experimental, de la reproducibilidad y si fuese el caso, de la similitud de los resultados con trabajos elaborados previamente. Uno de los objetivos a considerar será el minimizar la dispersión de los resultados, siempre y cuando se consideren las condiciones de laboratorio previamente establecidas.

Datos finales.- los resultados finales se pueden emplear en estudios de elemento finito. Una vez que los datos en ambas técnicas presentan una convergencia, se puede lograr un mejor entendimiento de los alcances y limitaciones de cada procedimiento. Al aceptar las correlaciones, las propiedades del hueso se pueden actualizar para condiciones de anisotropía.

Capítulo 5.

Conclusiones

Debe ser considerado que para hueso cortical se puede obtener una amplia variedad de valores de módulo de elasticidad debido a razones funcionales. Esto es concebible, por ejemplo, que para el esqueleto humano, se tienen diferentes valores cuando es comparado con huesos de diferentes sitios anatómicos. En este contexto, las diferencias también se presentan para diferentes animales. Esto significa que la mecanosensitividad de cualquier tejido óseo es un área de interés en la investigación.

Debido a la heterogeneidad de la matriz y los poros del hueso, no es posible determinar experimentalmente todos los parámetros requeridos para una implementación numérica. Por lo tanto, un conjunto de constantes se podría estimar teóricamente para una descripción lineal e isotrópica del hueso cortical.

Si bien el hueso se considera como un material compuesto cuyo comportamiento es complejo, se ha verificado que a niveles bajos de esfuerzos, la aproximación linealmente elástica es válida.

En los ensayos de flexión en tres y cuatro puntos la dispersión de valores son más amplios para el primer caso; por lo tanto, el ensayo de flexión en cuatro puntos es el método más apropiado para la determinación de propiedades mecánicas en el fémur porcino.

Los resultados obtenidos de resistencia y módulo elástico aparente de muestras de hueso esponjoso de bovino están dentro del límite inferior del rango de valores que reportan algunos autores [3, 18, 53]. Si bien no se pueden considerar como resultados definitivos debido al número de muestreo, sí son determinantes en el análisis cualitativo con respecto a la localización anatómica de la muestra; por tanto, las vértebras son capaces de soportar mayor carga a comparación del trocánter mayor.

La desalineación de muestras de hueso esponjoso de bovino respecto a los elementos de sujeción, la combinación de esfuerzos (momento flector, tracción y compresión) así como el tiempo requerido para realizar el recubrimiento polimérico, permiten establecer que el ensayo de tracción no fue apropiado para la determinación de las propiedades mecánicas. El empleo de un elemento de sujeción alternativo en el cual se evite la generación de esfuerzos combinados seguramente atenuara los errores.

Las curvas esfuerzo-deformación para las diferentes pruebas no presentan una deformación plástica aparente, es decir, las deformaciones inducidas no están asociadas a magnitudes elevadas como ocurre en los metales, se concluye que la falla es típica de los materiales frágiles.

La aplicación de la técnica de extensometría eléctrica en hueso fue fundamental para el registro de factores potenciales como la dirección de lijado en la superficie ósea y la solución salina, los cuales alteraron las mediciones de deformación.

La dispersión en los resultados, además de asociarlos a la deshidratación, se asocia a factores como la edad, enfermedades y alimentación en el animal, ya que una desmineralización en el tejido óseo origina que éste se fragilice y se fracture rápidamente. En tanto, el ablandamiento de los huesos puede ser causado por una deficiencia de vitamina D o por problemas con el metabolismo de esta vitamina.

Finalmente, la obtención de propiedades mecánicas es muy complejo debido a la anisotropía del hueso, por lo tanto se requieren de múltiples ensayos aplicando carga en diferentes direcciones para caracterizarlo completamente.

Trabajos a futuro

- Definir un método para la medición de momento de inercia de sección transversal para cualquier hueso largo. A partir de esto, los resultados de propiedades mecánicas pueden mejorar.
- Obtención de constantes elásticas de hueso en función del modelo empleado: Sólido elástico, homogéneo, lineal e isotrópico (SEHLI); Sólido elástico, homogéneo, lineal y transversalmente isotrópico (SEHLTI); Sólido elástico, homogéneo, lineal y ortotrópico (SEHLO).
- Establecer mecanismos de falla en huesos largos.
- Para relacionar los parámetros microestructurales de una muestra de hueso esponjoso, es necesario realizar un escaneo tridimensional (por ejemplo mediante la técnica de microtomografía computarizada), lo cual permita obtener parámetros microestructurales como fracción de volumen y densidad relativa. Tales parámetros se podrían asociar con la resistencia de una muestra. Como resultado final, se podría evaluar la microestructura sin necesidad de un estudio invasivo y sin necesidad de realizar suposiciones para estimar el riesgo a la fractura de un paciente que presente alguna enfermedad ósea como osteoporosis y osteopenia.

Referencias

- [1] Roesler, H. (1987). The history of some fundamental concepts in bone biomechanics. *Journal of Biomechanics*. 20, No. 11/12, p.p.1025 – 1034.
- [2] Currey, J. (2004). Incompatible mechanical properties in compact bone. *Journal of Theoretical Biology*. 231, p.p. 569 – 580.
- [3] Draughn, R.A. y An, Y.H. (2000). Mechanical testing of bone and the bone-implant interface. Boca Raton, Florida. CRC Press.
- [4] Cowin, S. C. (2001). Bone mechanics Handbook. CRC Press.
- [5] Goldstein, S. A. (1987). The mechanical properties of trabecular bone: dependence on anatomic location and function. *Journal of Biomechanics*. 20, No. 11/12, p.p.1055 – 1061.
- [6] Bramer, Jos A. M., Barentsen, R. H., *et al.* (1998). Representative assessment of long bone shaft biomechanical properties: an optimized testing method. *Journal of Biomechanics*. 31, p.p.741 – 745.
- [7] Bayraktar, H. H., Morgan, E. F., *et al.* (2004). Comparison of the elastic and yield properties of human femoral trabecular and cortical bone tissue. *Journal of Biomechanics*. 37, p.p. 27 – 35.
- [8] Currey, J. D. (1999). The design of mineralized hard tissues for their mechanical functions. *The Journal of Experimental Biology*. 202, p.p. 3285 – 3294.
- [9] Fyhrie, D. P., Vashishth, D. (2000). Bone stiffness predicts strength similarly for human vertebral cancellous bone in compression and for cortical bone in tension. *Bone*. 26, No. 2 p.p. 169 – 173.
- [10] Zioupos, P., Currey, J. D. (1998). Changes in the stiffness, strength, and toughness of human cortical bone with age. *Bone*. 22, No. 1, p.p. 57 – 66.
- [11] Hsieh, Y. F., Wang, T., Turner, C. H. (1999). Viscoelastic response of the rat loading model: Implications for studies of strain-adaptive bone formation. *Bone*. 25, No. 3, p.p. 379 – 382.
- [12] Rousseau, K., Atcha, Z., *et al.* (2005). Skeletal bone morphology is resistant to the high amplitude seasonal leptin cycle in the Siberian hamster. *Journal of Endocrinology*. 186, p.p. 475 – 479.
- [13] Martin, D. E., Severns, A. E., Michael Kabo, J. (2004). Determination of mechanical stiffness of bone by pQCT measurements: correlation with non-destructive mechanical four-point bending test data. *Journal of Biomechanics*. 37, p.p. 1289 – 1293.
- [14] Turner, C. H., Rho, J., *et al.* (1999). The elastic properties of trabecular and cortical bone tissues are similar: results from two microscopic measurement techniques. *Journal of Biomechanics*. 32, p.p. 437 – 441.
- [15] Zysset, P. K., Guo, X. E., *et al.* (1999). Elastic modulus and hardness of cortical and trabecular bone lamellae measured by nanoindentation in the human femur. *Journal of Biomechanics*. 32, p.p. 1005 – 1012.
- [16] Trebacz, H., Zdunek, A. (2006). Three-point bending and acoustic emission study of adult rat femora after immobilization and free remobilization. *Journal of Biomechanics*. 39, p.p. 237 – 245.
- [17] Sugita, H., Oka, M., *et al.* (1999). Anisotropy of osteoporotic cancellous bone. *Bone*. 24, No. 5, p.p. 513 – 516.

- [18] Keaveny, T. M., Guo, X. E., *et al.* (1994). Trabecular bone exhibits fully linear elastic behavior and yields at low strains. *Journal of Biomechanics*. 27, No. 9, p.p. 1127 – 1136.
- [19] Cody, D. D., McCubbrey, D. A., *et al.* (1996). Predictive value of proximal femoral bone densitometry in determining local orthogonal material properties. *Journal of Biomechanics*. 29, No. 6, p.p. 753 – 761.
- [20] Jamsa, T., Jalovaara, P., *et al.* (1998). Comparison of three-point bending test and peripheral quantitative computed tomography analysis in the evaluation of the strength of mouse femur and tibia. *Bone*. 23, No. 2, p.p. 155 – 161.
- [21] Ferretti, J. L., Capozza, R. F., Zanchetta, J. R. (1996). Mechanical validation of a tomographic (pQCT) index for noninvasive estimation of rat femur bending strength. *Bone*. 18, No. 2, p.p. 97 – 102.
- [22] Barak, M. M., Sharir, A., Shahrar, R. (2009). Optical metrology methods for mechanical testing of whole bones. *The Veterinary Journal*. 180, p.p. 7 – 14.
- [23] Chattah, N. Lev-Tov, Sharir, A., Weiner, S., Shahrar, R. (2009). Determining the elastic modulus of mouse cortical bone using electronic speckle pattern interferometry (ESPI) and micro computed tomography: A new approach for characterizing small-bone material properties. *Bone*. 45, No. 1, p.p. 84 – 90.
- [24] Laz, P. J., Stowe, J. Q., *et al.* (2007). Incorporating uncertainty in mechanical properties for finite element-based evaluation of bone mechanics. *Journal of biomechanics*. 40, p.p. 2831-2836.
- [25] Silva, M. J., Brodt, M. D., Hucker, W. J. (2005). Finite element analysis of the mouse tibia: Estimating endocortical strain during three-point bending in SAMP6 osteoporotic mice. *The Anatomical Record Part A*. 283, p.p. 380 – 390.
- [26] Harry van Lenthe, G., Voide R., Boyd, S. K., Müller, R. (2008). Tissue modulus calculated from beam theory is biased by bone size and geometry: Implications for the use of three-point bending test to determine bone tissue modulus. *Bone*. 43, p.p. 717 – 723.
- [27] Rho J. Y., Kuhn-Spearing, L., Zioupos, P. (1998). Mechanical properties and the hierarchical structure of bone. *Medical Engineering Physics*. 20, p.p. 92 – 102.
- [28] Sharir, A., Barak, M. M., Shahrar, R. (2008). Whole bone mechanics and mechanical testing. *The Veterinary Journal*. 177, No. 1, p.p. 8 – 17.
- [29] Vashishth, Deeppak. (2008). Small animal bone biomechanics. *Bone*. 43, p.p. 794 – 797.
- [30] Liebschner, Michael A.K. (2004), Biomechanical considerations of animal models used in tissue engineering of bone. *Biomaterials*. 25, p.p. 1697 – 1714.
- [31] Turner, C. H., Burr, D. B. (1993). Basic biomechanical measurements of bone: A tutorial. *Bone*. 14, p.p. 595 – 608.
- [32] Keller, Tony S. (1994). Predicting the compressive mechanical behavior of bone. *Journal of Biomechanics*. 27, No. 9, p.p. 1159 – 1168.
- [33] Rho, J. Y., Ashman, R. B. y Turner C. H. (1993) Young's modulus of trabecular and cortical bone material: Ultrasonic and microtensile measurements. *Journal of biomechanics*. 26, p.p. 111 – 119.
- [34] Martens, R. M., Van Audekercke, R., De Meester, P., Mulier, J. C. (1986). Mechanical behaviour of femoral bones in bending loading. *Journal of Biomechanics*. 19, No. 6, p.p. 443 – 454.

- [35] Wynnyckyj, C., Omelon, S., Savage, K., Damani, M., Chachra, D., Gryn timer, M.D. (2009). A new tool to assess the mechanical properties of bone due to collagen degradation. *Bone*. 44, No. 5, p.p. 840 – 848.
- [36] Akhter, M.P., Raab, D.M., Turner, C.H., Kimmel, D.B., Recker, R.R. (1992). Characterization of *in vivo* strain in the rat tibia during external application of a four-point bending load. *Journal of Biomechanics*. 25, No. 10, p.p. 1241 – 1246.
- [37] Kameyama, Y., Hagino, H., *et. al.* (2004). Bone response to mechanical loading in adult rats with collagen-induced arthritis. *Bone*. 35, No. 4, p.p. 948 – 956.
- [38] Timoshenko, S. P. y Gere, J. M. (1997). *Mechanics of Materials*. Boston Mass. PWS.
- [39] Arndt, A., Westblad, P., Ekenmn, I., Halvorsen, K. y Lundberg, A. (1999). An *in vitro* comparison of bone deformation measured with surface and staple mounted strain gauges. *Journal of biomechanics*. 32, p.p. 1359-1363.
- [40] Ebacher, V., Tang, C., *et. al.* (2007). Strain redistribution and cracking behavior of human bone during bending. *Bone*. 40, No. 5, p.p. 1265 – 1275.
- [41] Cristofolini, L., Viceconti, M., Cappello, A., Toni, A. (1996). Mechanical validation of whole bone composite femur models. *Journal of biomechanics*. 29, No. 4, p.p. 525 – 535.
- [42] Heiner, A. D., Brown, T. D. (2001). Structural properties of a new design of composite replicate femurs and tibias. *Journal of biomechanics*. 34, No. 6, p.p. 773 – 781.
- [43] Tortora, G., Grabowski, S. R. (2002). *Principios de anatomía y fisiología*. Oxford University Press, 9ª Edición.
- [44] Nordin, M. y Frankel, V. H. (1989) “Basic biomechanics of the musculoskeletal system”. Philadelphia, London. Lea and Febiger, 2a Edición.
- [45] Burgos Flores, J. (1999). *Cirugía ortopédica y traumatología*. Editorial Médica Panamericana.
- [46] Cerrud, S. Sara M., Narváez C. Mónica Y., Jacobo, A. Víctor H., Ortiz, P. Armando. (2004). 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.
- [47] Miles, A. W., Tanner, K. E. (1992). *Strain Measurement Biomechanics*. First edition. Chapman & Hall.
- [48] Cranney, A., Jamal, S. A., *et. al.* (2007). Low bone mineral density and fracture burden in postmenopausal women. *CMAJ. Canadian Medical Association Journal*. 177, No. 6, p.p. 575 – 580.
- [49] http://whqlibdoc.who.int/trs/WHO_TRS_921.pdf. Reporte de un grupo de científicos de World Health Organization. (Geneva, Switzerland. 2003). Prevention and management of osteoporosis. Consultado el 31 de mayo de 2009.
- [50] Dally, J. W. y Riley, W. F. (1991). *Experimental stress analysis*. McGraw-Hill International Editions.
- [51] <http://www.vishay.com/> Consultado el 14 de octubre de 2009.
- [52] ASTM Designation: E 8M. Standard test methods for tension testing of metallic materials [Metric].
- [53] Gibson, L. J. (1985). The mechanical behavior of cancellous bone. *Journal of Biomechanics*. 18, No. 5, p.p. 317 – 328.
- [54] Cerrud, S. Sara M., Narváez C. Mónica Y., Muñoz G. Vivaldo, Schouwenaars, F. Rafael. (2005). Modelado del comportamiento mecánico del hueso (Análisis de los efectos del grado de hidratación). *Ingeniería Mecánica. Tecnología y desarrollo*. 1, No. 6, p.p. 223 – 232.

- [55] Cowin, Stephen C. (1999). Bone poroelasticity. *Journal of Biomechanics*. 32, p.p. 217 – 238.
- [56] Sevostianov, I., Kachanov, Mark. (2000). Impact of the porous microstructure on the overall elastic properties of the osteonal cortical bone. *Journal of Biomechanics*. 33, p.p. 881 – 888.
- [57] Ford, Catherine M., Gibson, Lorna J. (1998). Uniaxial strength asymmetry in cellular materials: An analytical model. *International Journal of Mechanical Sciences*. 40, No. 6, p.p. 521 – 531.
- [58] Fyhrie, D. P. y Kimura, J. H. (1999). Cancellous bone biomechanics. *Journal of Biomechanics*. 32, p.p. 1139 – 1148.
- [59] Lai, W. Michael, Rubin, D., Krempl, E. (1993). Introduction to continuum mechanics. Third edition. Butterworth Heinemann.
- [60] Christensen, Richard M. (2005). Mechanics of composite materials. Dover Ed.
- [61] Coussy, Oliver (1995). Mechanics of porous continua. John Wiley & Sons.
- [62] Smit, T. H., Huyghe, J. M., Cowin, S. C. (2002). Estimation of the poroelastic parameters of cortical bone. *Journal of Biomechanics*. 35, p.p. 829 – 835.
- [63] <http://biomicro.sdstate.edu/pederses/images.html> Consultado el 22 de febrero de 2010.
- [64] Gibson, L. J. y Ashby, M. F. (1997). Cellular solids: Structure and properties. Cambridge solid state science series. Second edition.
- [65] Ishizaki, K., Komarneni, S. y Nanko, M. (1998). Porous materials. Process technology and applications. Kluwer Academic Publishers.
- [66] Ashman, Richard B. (1988). Elastic modulus of trabecular bone material. *Journal of Biomechanics*. 21, No.3, p.p. 177 – 181.
- [67] Mroginski, J. L., Vrech, S. M. y Etse, G. (2008). Formulación del comportamiento mecánico de medios porosos parcialmente saturados a partir de la teoría de gradientes. *Asociación Argentina de Mecánica Computacional*. 27, p.p. 959 – 974. Consultado el 20 de febrero de 2010.
- [68] Wright, T. M. y Hayes, W. C. (1979). Strain gage application on compact bone. *Journal of Biomechanics*. 12, p.p. 471 – 475.
- [69] Perilli, E., Baleani, M., Öhman, C., Baruffaldi, F. y Viceconti, M. (2007). Structural parameters and mechanical strength of cancellous bone in the femoral head in osteoarthritis do not depend on age. *Bone*. 41, p.p. 760 – 768.
- [70] Van Rietbergen, B., Weinans, H., Huiskes, R. y Odgaard, A. (1995). A new method to determine trabecular bone elastic properties and loading using micromechanical finite-element models. *Journal of biomechanics*. 28, p.p. 69-81.
- [71] Tassani, S., Öhman, C., Baleani, M., Baruffaldi, F. y Viceconti, M. (2010). Anisotropy and inhomogeneity of the trabecular structure can describe the mechanical strength of osteoarthritic cancellous bone. *Journal of Biomechanics*. doi:10.1016/j.jbiomech.2009.11.034. Consultado el 20 de febrero de 2010