



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA  
DE MÉXICO**

---

**FACULTAD DE INGENIERÍA**

**ENSAYO DE FLEXIÓN EN TRES  
PUNTOS PARA FÉMUR PORCINO**

**T E S I S**

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

**P R E S E N T A:**

**JOSÉ MOJICA DOMÍNGUEZ**

**DIRECTOR DE TESIS  
DR. ARMANDO ORTIZ PRADO**



**CD. UNIVERSITARIA**

**2007**



Universidad Nacional  
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

**Biblioteca Central**



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

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

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

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

*Dedicado a:*

*Mis padres, José y Miriam, por su amor y comprensión.*

*A mi hermana, Myriam, por su apoyo incondicional y por quererme tanto.*

*Y a todos aquellos, que aunque no mencioné, tienen un lugar muy especial en mi  
corazón.*

# ***AGRADECIMIENTOS***

---

---

A mi director de tesis, Dr. Armando Ortiz Prado, por su apoyo en éste proyecto.

A mis sinodales: Dr. Arturo Barba Pingarrón, Ing. Ubaldo Márquez Amador, Dr. Víctor Hugo Jacobo Armendáriz y al Ing. Edgar Isaac Ramírez Díaz, que me ayudaron a mejorar éste trabajo y contribuyeron en mi formación como ingeniero.

A la Dirección General de Asuntos del Personal Académico, DGAPA, por el apoyo brindado a través del proyecto PAPIIT IN102006: Micromecánica del hueso.

A la Facultad de Ingeniería, y a la Universidad Nacional Autónoma de México, por darme la oportunidad de ser parte de ellas y por todos los buenos momentos que en ellas viví.

# ÍNDICE

---

---

<b>CAPÍTULO 1</b> .....	<b>8</b>
<b>MORFOLOGÍA DEL TEJIDO ÓSEO</b> .....	<b>8</b>
INTRODUCCIÓN .....	8
1.1 <i>Tejido óseo</i> .....	8
1.1.2 Clasificación del tejido óseo.....	9
1.1.3 Hueso cortical.....	10
1.1.4 Hueso esponjoso.....	11
1.2 <i>Forma y estructura general de los huesos</i> .....	11
1.3 <i>Fémur: morfología y características</i> .....	15
<b>CAPÍTULO 2</b> .....	<b>18</b>
<b>PROPIEDADES MECÁNICAS DEL TEJIDO ÓSEO</b> .....	<b>18</b>
INTRODUCCIÓN .....	18
2.1 <i>Comportamiento biomecánico del hueso</i> .....	18
2.1.1 Densidad .....	21
2.1.2 Anisotropía .....	24
2.2 <i>Comportamiento del hueso bajo pruebas de flexión</i> .....	25
2.2.1 Flexión .....	26
2.2.2 Flexión en tres puntos .....	27
<b>CAPÍTULO 3</b> .....	<b>30</b>
<b>METODOLOGÍA DE EXPERIMENTACIÓN</b> .....	<b>30</b>
INTRODUCCIÓN .....	30
3.1 <i>Equipo empleado</i> .....	30
3.1.1 Extensometría eléctrica.....	32
3.1.2 Configuración de un extensómetro eléctrico .....	32
3.1.3 Puente de Wheatstone.....	33
3.2 <i>Protocolo para la preparación de muestras óseas</i> .....	35
3.2.1 Recolección de muestras:.....	35
3.2.2 Limpieza de muestras .....	35
3.2.3 Almacenamiento y preservación de muestras .....	36
3.3 <i>Instrumentación de la muestra con extensómetros eléctricos</i> .....	37
3.4 <i>Procedimiento para el ensayo de flexión en tres puntos sobre fémur porcino</i> .....	40
3.4.1 Obtención de muestras .....	40
3.4.2 Limpieza y preservación de muestras .....	40
3.4.3 Instrumentación de muestras .....	41
3.4.4 Montaje de las muestras en la máquina universal de pruebas .....	42
3.4.5 Características del ensayo .....	43
3.4.6 Obtención de datos .....	43

<b>CAPÍTULO 4.....</b>	<b>45</b>
<b>OBTENCIÓN DE LAS PROPIEDADES MECÁNICAS DE HUESO COMPLETO .</b>	<b>45</b>
INTRODUCCIÓN .....	45
<i>4.1 Manejo de datos y cálculos.....</i>	<i>46</i>
<b>CAPÍTULO 5 .....</b>	<b>53</b>
<b>ANÁLISIS DE RESULTADOS Y CONCLUSIONES.....</b>	<b>53</b>
<b>BIBLIOGRAFÍA.....</b>	<b>57</b>

# PRÓLOGO

---

---

El material óseo es un material radicalmente distinto a cualquier otro tratado por la mecánica clásica. Su estructura es heterogénea y anisotrópica, y sus propiedades mecánicas varían no sólo entre distintos individuos, sino, para un mismo individuo el hueso es capaz de evolucionar modificando sus propiedades en función del tipo de solicitaciones a que se vea sometido. Es más, es capaz de regenerarse en caso de fractura, o, por el contrario, de alterar sus propiedades mecánicas ante procesos patológicos graves, o simplemente con la edad.

A pesar de su complejidad, el conocimiento del comportamiento mecánico del material óseo es fundamental a la hora de abordar el estudio de las prótesis, ya que para que éstas funcionen adecuadamente, el comportamiento mecánico del conjunto debe ser similar considerando la estructura con y sin prótesis.

Pero las leyes de la mecánica se han formulado utilizando modelos y abstracciones que en la mayoría de los casos no son precisamente fáciles de aplicar a los elementos biológicos. En el caso concreto del hueso, es necesario estudiarlo desde tres puntos de vista completamente diferentes, considerando por una parte su estructura, por otra el material constitutivo, y por último el sistema biológico del que forma parte [Roesler, 1987].

El presente trabajo tiene como objetivo estudiar al tejido óseo desde el punto de vista estructural. Como todo material, puede ser sometido a ensayos mecánicos convencionales que simulen situaciones reales, con el fin de observar su comportamiento ante solicitaciones externas, y así, mediante el conocimiento de la ciencia de los materiales, determinar sus propiedades mecánicas. Para esto, el investigador ha de valerse de un sinfín de métodos y protocolos de experimentación previamente establecidos, que incluyen el uso de aparatos de medición altamente precisos, software computacional de último nivel, y procedimientos de obtención, preservación e instrumentación de las muestras óseas.

El contenido del primer capítulo tiene como finalidad conocer y observar la estructura, forma y funcionamiento del tejido óseo, para tener una idea más clara acerca del comportamiento esperado a lo largo de la experimentación y servirá como marco introductorio hacia los siguientes temas a tratar.

Para la correcta experimentación y pruebas sobre el hueso, es necesario aprender acerca de las propiedades mecánicas del mismo, así como su estructura y cómo éstas pueden afectar en los resultados. Ya que el propósito de este trabajo es experimentar sobre un hueso completo, en este caso, el fémur porcino, el

segundo capítulo pretende dar la información básica de su macroestructura, como son, su forma tubular, área de sección transversal, densidad y heterogeneidad mecánica.

En el tercer capítulo se mostrará la metodología de experimentación para llevar a cabo el ensayo de flexión en tres puntos sobre un fémur porcino completo. Esto abarca el tratamiento que se debe dar a la muestra ósea desde su recolección hasta su preparación, para posteriormente, realizar el ensayo y obtener los datos correspondientes. Estos datos, entre otros, serán las magnitudes de la deformación que sufre la muestra durante el tiempo de aplicación de la carga en la prueba. Para medir dicha deformación, se contará con extensómetros eléctricos. La evaluación de los resultados obtenidos ayudará a obtener las propiedades mecánicas de las muestras óseas.

El procedimiento para la obtención de las propiedades mecánicas de las muestras óseas, sus curvas esfuerzo-deformación, tablas informativas, ecuaciones básicas, y la explicación de cada una de las propiedades obtenidas serán detalladas en el cuarto capítulo.

Finalmente, en el quinto capítulo tendrán lugar las conclusiones y el análisis de los resultados.



# CAPÍTULO 1

---

---

## MORFOLOGÍA DEL TEJIDO ÓSEO

### Introducción

El tejido óseo forma el armazón que soporta nuestro cuerpo, protege los órganos y permite los movimientos. De gran robustez y ligereza, el sistema óseo es un tejido que se encuentra en continuo remodelado. Su estructura, funciones y patologías óseas son estudiadas por la osteología.

Las funciones básicas del esqueleto son:

- **Soporte:** proporciona un cuadro rígido de sostén para los músculos y tejidos blandos.
- **Protección:** forma varias cavidades que protegen los órganos internos de posibles golpes. Por ejemplo, el cráneo protege al cerebro, y la caja torácica, formada por costillas y esternón protege los pulmones y el corazón.
- **Movimiento:** gracias a los músculos que se insertan en los huesos a través de los tendones y su contracción sincronizada, se produce el movimiento.
- **Almacenamiento:** el tejido óseo almacena minerales como calcio y fósforo, necesarios para la contracción muscular y otras muchas funciones.
- **Producción de células sanguíneas:** dentro de cavidades situadas en ciertos huesos, la médula ósea roja produce las células sanguíneas rojas o hematíes mediante el proceso denominado hematopoyesis.

### 1.1 Tejido óseo

El tejido óseo es un tejido conjuntivo que está constituido de un material compuesto, formado por una proteína blanda y resistente, (colágeno), y un mineral frágil (calcio), en forma de cristales de hidroxapatita  $[Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2]$ . El calcio de la matriz puede movilizarse y ser captado por la sangre según se necesite para mantener las concentraciones adecuadas en los tejidos de todo el organismo; por lo tanto, desempeña un importante papel secundario en la regulación (homeostasis) de la calcemia (concentración de calcio en la sangre).

La matriz ósea consta de fibras colágenas y sustancia fundamental, ambas mineralizadas. En la matriz ósea existen espacios (lagunas) que contienen las células propias del tejido. Dentro de cada laguna hay una sola célula ósea (osteocito).

Además de los osteocitos, en el tejido óseo pueden identificarse otros tres tipos celulares: células de revestimiento óseo, osteoblastos y osteoclastos. Los osteoblastos son células formadoras del hueso. Los osteoclastos son grandes células que aparecen en las superficies óseas durante las primeras etapas de los procesos de remodelación del hueso, en donde su función es reabsorber el tejido.

Las células de revestimiento óseo, se localizan en las superficies internas del hueso. Son células que están a punto de comenzar la formación del tejido óseo.

### 1.1.2 Clasificación del tejido óseo

Existen varias formas para clasificar al tejido óseo. Lo más apropiado es comenzar con una clasificación macroscópica fácil de establecer a simple vista. Así, al examinar la superficie de corte de un hueso y una imagen en microscopía electrónica (Figura 1.1 y Figura 1.2) se puede identificar su organización estructural y reconocer dos tipos de hueso: cortical y esponjoso. Cada hueso está conformado por uno o ambos tipos de estructura.

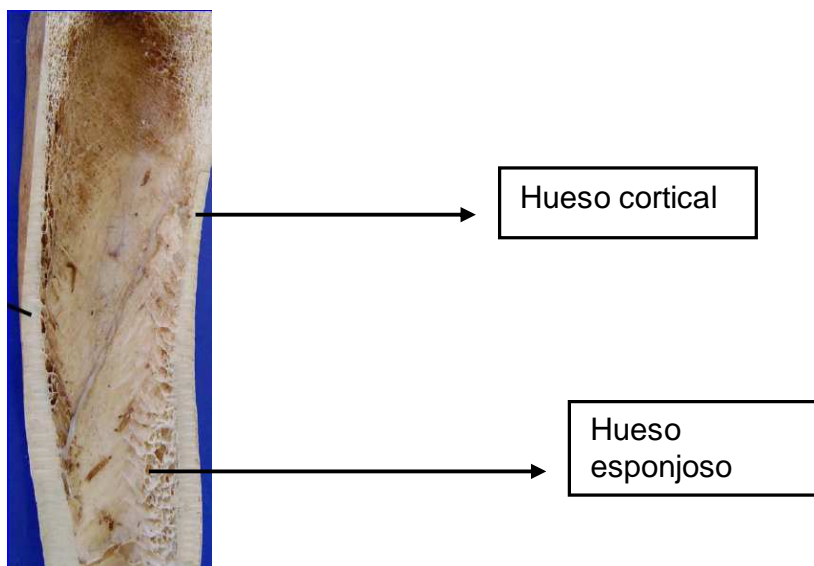
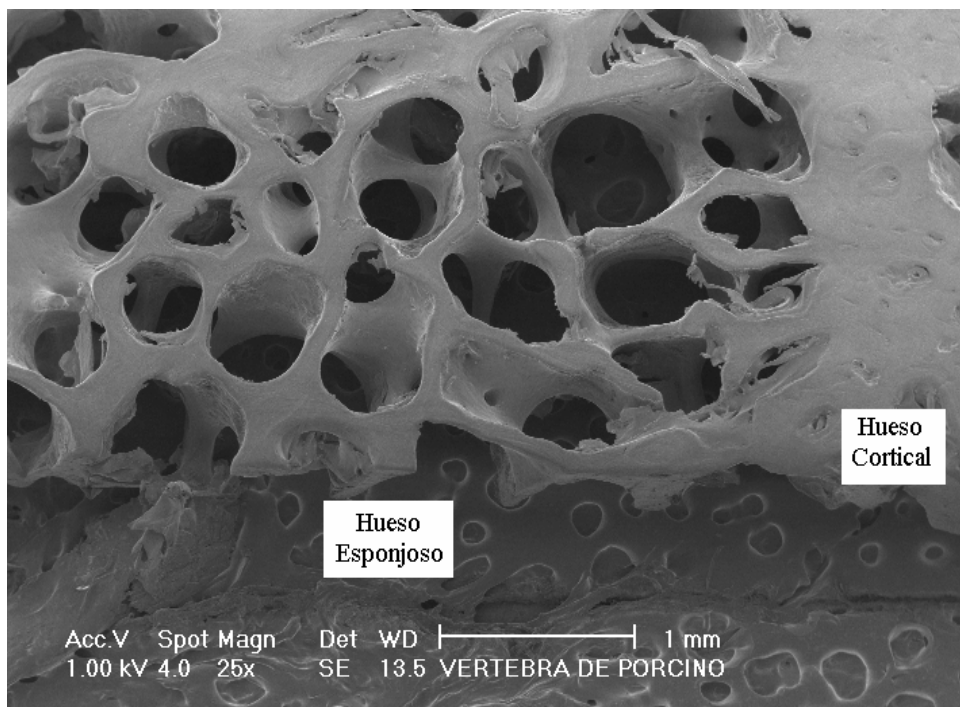


Figura 1.1: Corte transversal de hueso [Fawcett, 1995]



**Figura 1.2:** Imagen del corte de un hueso, electrones secundarios 25x.

### 1.1.3 Hueso cortical

El hueso cortical es un hueso denso o compacto, que se ubica en casi el 80% del esqueleto; por ejemplo, se puede encontrar en la diáfisis de huesos largos o en los platillos vertebrales. Su unidad estructural son los osteones.

Una osteón con su canal central (canal haversiano) recibe el nombre de sistema haversiano, Estos canales miden de 30 a 70  $\mu\text{m}$  de diámetro y contienen vasos sanguíneos, nervios y tejido conjuntivo.

Además de los canales haversianos existen los canales de Volkmann que se conectan a los primeros formando una compleja red interna que conecta la superficie exterior del hueso con la interior.

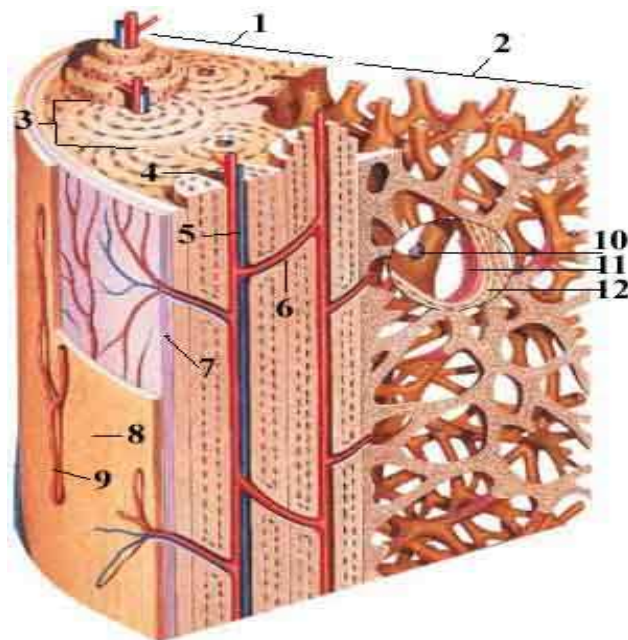
La forma en que se orientan los sistemas de Havers en cada zona del hueso compacto guarda estricta relación con las sollicitaciones mecánicas a que el hueso está sometido. Si cambian los requerimientos mecánicos se produce su reabsorción parcial o total y la formación de nuevos sistemas de Havers, proceso conocido como remodelación interna del hueso compacto o haversiano.

### 1.1.4 Hueso esponjoso

Esta formado por delgadas trabéculas que en los huesos ya formados, corresponden al tejido óseo laminar, rodeadas por células de revestimiento óseo. La orientación de cada trabécula y la disposición de sus laminillas óseas mineralizadas están determinadas por las tensiones mecánicas locales.

Si cambia la dirección de los requerimientos mecánicos a que es sometida una trabécula (aumento de peso del individuo, crecimiento, fracturas, u otro) ella debe cambiar su orientación y/o espesor.

Entre los dos tipos de hueso existen diferencias en desarrollo, arquitectura, función, proximidad a la médula, suministro sanguíneo, rapidez de generación y, a lo largo de la vida, en cambios y fracturas [Frankel, Nordin, 2004].



- 1 El hueso cortical** se encuentra en la parte externa y rodea al hueso esponjoso. Aproximadamente el 80 % del esqueleto es hueso cortical.
- 2 Hueso esponjoso:** se encuentra en el interior del tejido óseo.
- 3 Sistema haversiano**
- 4 Colágeno**
- 5 Canal de Havers**
- 6 Canal de Volkmann**
- 7 Periostio**
- 8 Revestimiento óseo**
- 9 Vasos del periostio**
- 10 Osteoclastos**
- 11 Osteoblasto**
- 12 Osteocitos**

Figura 1.3: Estructuras óseas [Anthony, Thibodeau, 1983]

## 1.2 Forma y estructura general de los huesos

Los tejidos esponjoso y compacto se localizan en regiones específicas de los huesos, resultará útil entonces, describir las distintas clases de huesos y comentar donde están localizados los dos tipos de tejido óseo. Según su forma, los huesos se clasifican en cuatro grupos:



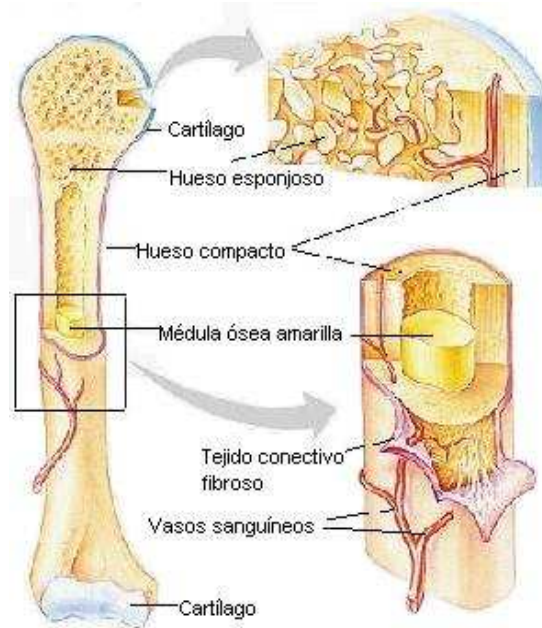


Figura 1.5 Estructura ósea [Fawcett, 1995]

### Huesos Cortos

Éstos se caracterizan por tener una forma algo irregular y no son simplemente una versión más corta de un tipo de hueso largo. Ofrecen gran resistencia a cargas de compresión e impactos y sus dimensiones son sensiblemente iguales.

Se encuentran en manos y pies, y están formados por hueso esponjoso y médula ósea, rodeados de una delgada capa de hueso compacto (Figura 1.6). Algunas características que presentan son las siguientes:

- Las dimensiones largo, ancho y grosor son similares.
- Carecen de cavidad medular.
- Presentan caras, bordes y ángulos.
- Funcionan como amortiguadores de los choques.



Figura 1.6: Hueso corto [Fawcett, 1995]

## Huesos Planos

Son huesos delgados y con frecuencia curvos, como los del cráneo. Están formados por dos capas de hueso compacto entre las cuales se dispone una capa de hueso esponjoso. Algunos huesos planos son tan delgados que sólo están formados por una capa de hueso compacto. Se ubican principalmente en el cráneo, pelvis, tórax (Figura 1.7). Sus características son:

- Predominan el ancho y largo sobre el grosor.
- Carecen de cavidad medular.
- Presentan caras, bordes y ángulos.
- Protegen los órganos que cubren.



Figura 1.7: Hueso plano [Fawcett, 1995]

## Huesos Irregulares

Son aquellos huesos que no se incluyen en los otros tipos. En esta categoría están algunos huesos del cráneo, las vértebras y el sacro. Están formados en su mayor parte por hueso esponjoso envuelto por una delgada capa de hueso compacto. En sus partes más delgadas sólo tienen hueso compacto (Figura 1.8) [Fawcett, 1995].



Figura 1.8: Hueso irregular [Fawcett, 1995]

### 1.3 Fémur: morfología y características

Ya que la parte experimental de este trabajo involucra un ensayo mecánico sobre el fémur porcino, resulta conveniente hablar un poco sobre la morfología de este hueso.

El fémur es un hueso largo, par y asimétrico. Es el más largo, más voluminoso, y más resistente del cuerpo humano. Forma parte de la cadera y de la rodilla.

#### Características

El fémur consiste en una cabeza y un cuello proximales, una diáfisis (o eje), y dos cóndilos (medial y lateral) que sirven para crear la articulación del fémur con la tibia en la rodilla.

El extremo de la cabeza del fémur forma una articulación con la cadera. Otras características proximales del hueso incluyen el trocánter mayor y el trocánter menor, dos proyecciones óseas que permiten que los músculos se unan [Chaffe, Lytle, 1980].

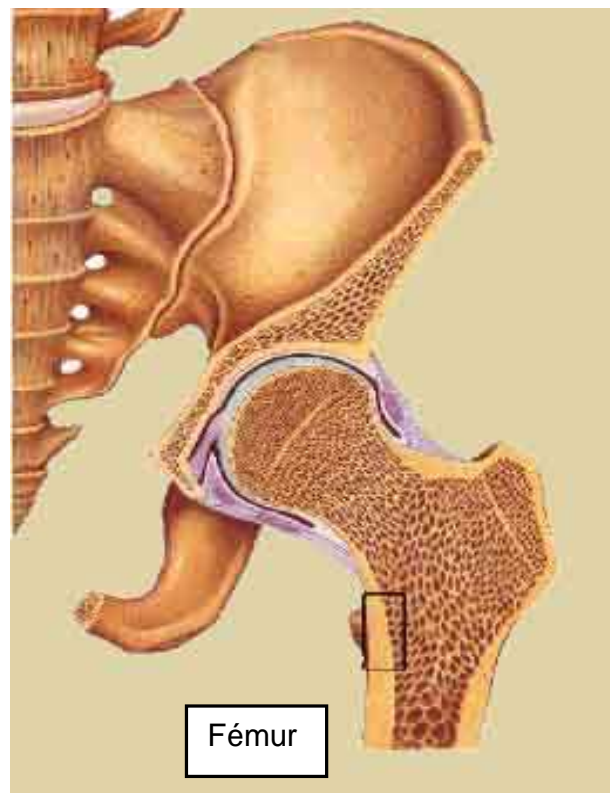


Figura 1.9: Articulación de Fémur y cadera [Chaffe, Lytle, 1980]



## Cuerpo

El cuerpo del fémur consta de tres caras y tres bordes:

- Cara anterior: la cara anterior es lisa y convexa y está cubierta por la parte profunda del cuadriceps.
- Cara externa y cara interna: la cara externa y la interna son convexas y lisas; anchas en sus dos tercios superiores, se estrechan y terminan en punta en su extremidad inferior.
- Bordes interno y externo: los bordes interno externo están muy poco marcados de modo que las caras antes descritas no tienen límites bien definidos.
- Borde posterior: este borde, grueso, saliente y rugoso, separa perfectamente la cara externa de la cara interna. Este borde se conoce con el nombre especial de línea áspera del fémur.

## Cabeza del fémur

Está constituida por:

- la cabeza articular
- el cuello anatómico
- el cuello quirúrgico
- Cresta intertrocanteriana

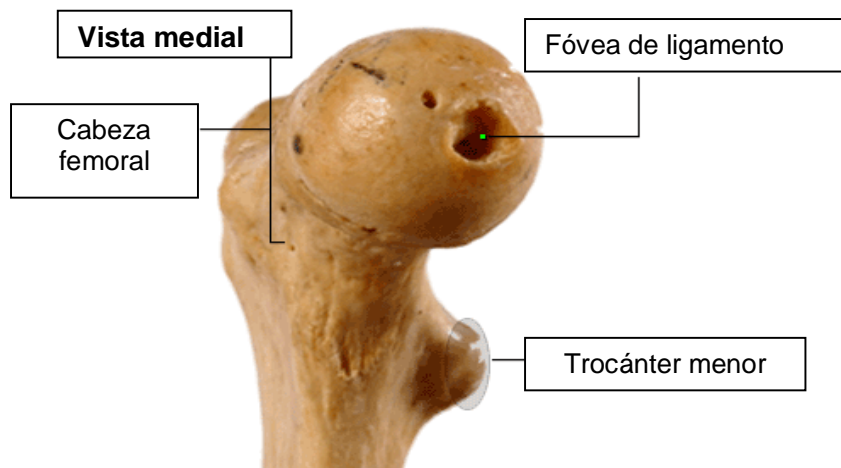


Figura 1.10: Parte superior de un fémur [Chaffe, Lytle, 1980]

**Cabeza articular:** regularmente redondeada, cubierta de cartílago y que forma la articulación con el hueso de la cadera, llamado hueso coxal.

**Cuello anatómico:** el cuello anatómico o simplemente el cuello del fémur sostiene la cabeza y la une a los trocánteres. Tiene la forma de un cilindro aplanado.

**Cuello quirúrgico:** se llama cuello quirúrgico a la porción del fémur que une el cuerpo del hueso a su extremo superior y se ubica por debajo de los trocánteres.

**Cresta intertrocanteriana:** Es una línea que une a los dos trocánteres

**Línea áspera:** Protuberancia de la diáfisis femoral que sirve de inserción para unos músculos llamados vastos.

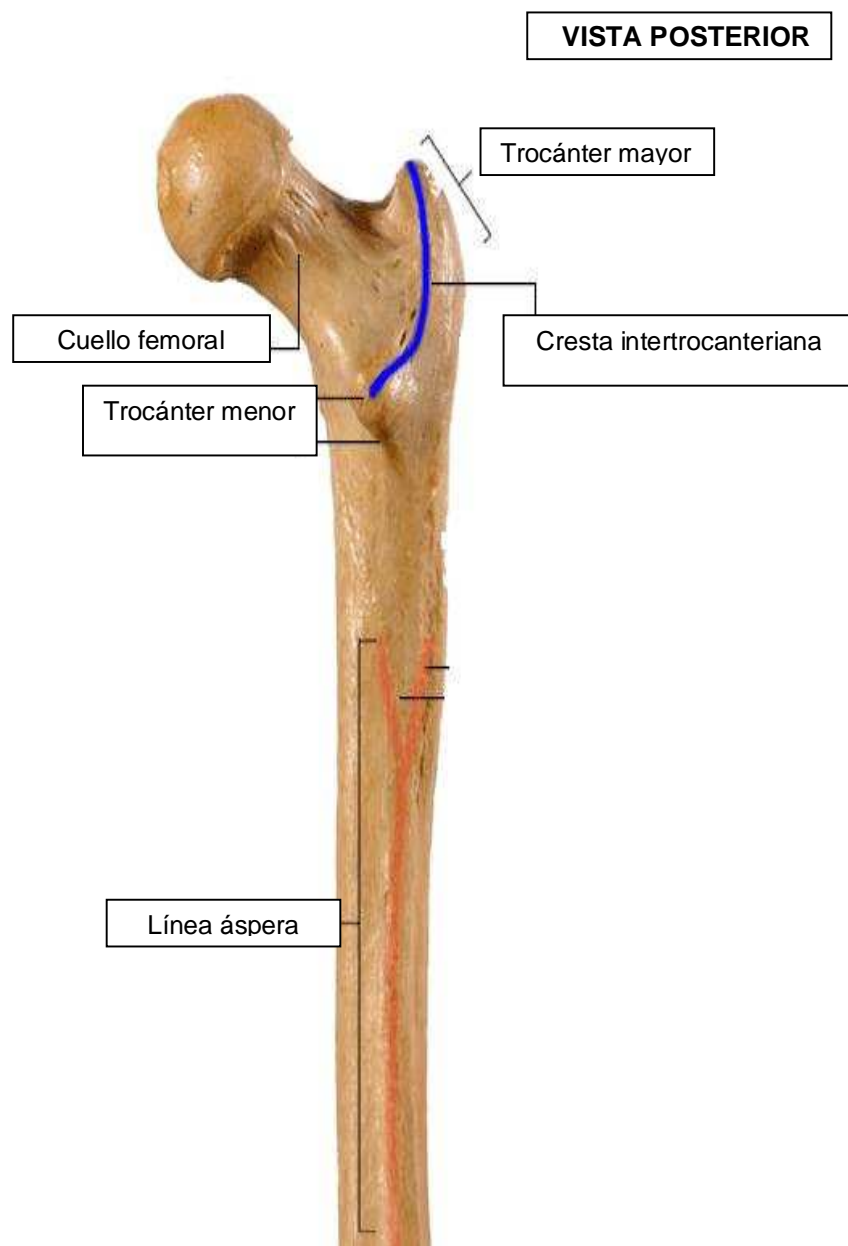


Figura 1.11: Vista posterior de fémur [Chaffe, Lytle, 1980]

# ***CAPÍTULO 2***

---

---

## ***PROPIEDADES MECÁNICAS DEL TEJIDO ÓSEO***

### **Introducción**

Las propiedades mecánicas del hueso están regidas por los mismos principios que las estructuras o edificaciones creadas por el hombre, pero el organismo puede adaptar su estructura ósea a los cambios en las cargas sobre el esqueleto. En esta descripción de la variables que afectan la resistencia del hueso, se ha tomado un enfoque continuo, en el cual, el comportamiento de una estructura macroscópica depende de su forma y tamaño, y de las características mecánicas del material interno. Este último depende de la composición (porosidad y grado de mineralización) y de la organización (arquitectura trabecular o cortical, orientación de las fibras de colágeno, etc.) del hueso.

Se cree que una de las razones por las cuales el estudio de las propiedades mecánicas del hueso se separa en hueso completo y muestras de tejido óseo es porque los determinantes mecánicos de estos dos diferentes niveles de estructura son distintos, por ejemplo, las propiedades mecánicas a flexión de un hueso largo están determinadas por su forma tubular y su densidad, mientras que en una muestra de hueso cortical en forma de cilindro, cubo o bloque, se deben tomar en cuenta tanto su densidad como la dirección de sus osteones.

### **2.1 Comportamiento biomecánico del hueso**

Biomecánicamente, el tejido óseo puede ser considerado como un material compuesto de dos fases, con el mineral como una fase y la matriz colágena como la otra [Cerrud, Narváez, Muñoz, Schouwenaars, 2004]. Funcionalmente, las propiedades mecánicas más importantes del hueso son su resistencia y rigidez.

Estas y otras características pueden entenderse más fácilmente examinando su comportamiento cuando es sometido a la aplicación de una o varias cargas. La carga causa una deformación, o un cambio en las dimensiones del hueso. Si una carga se aplica sobre el hueso en una dirección conocida, la deformación causada puede ser medida y representada en una curva carga-deformación. [Turner, Burr, 1993]. Una curva carga-deformación hipotética para un hueso largo se muestra en la figura 2.1. La porción inicial (línea recta) de la curva muestra la elasticidad del hueso, esto es, su capacidad para regresar a su forma original después de que se retire la carga. Conforme continúa la carga, las fibras más alejadas del eje neutro del hueso comienzan a tensarse en el mismo punto donde se aplica la carga. Este límite de elasticidad refleja el límite elástico de la muestra. Si la carga rebasa ese límite elástico, comienza a generarse el comportamiento plástico (segunda porción de la curva), llamada también región plástica. En esta región, el hueso no volverá a su forma original y cierta deformación será permanente. Si la carga se sigue aumentando, el hueso se fracturará en algún punto, llamado esfuerzo último de fractura.

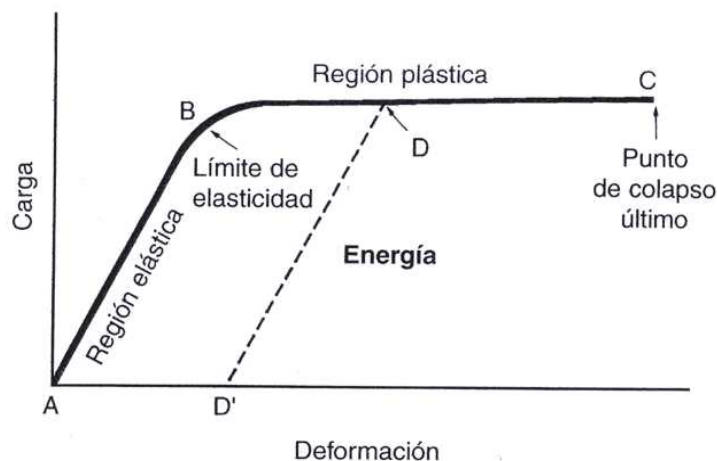


Figura 2.1: Curva típica de carga-deformación [Frankel, Nordin, 2004]

Se reflejan tres parámetros para determinar la resistencia de una estructura en la curva carga-deformación: la carga que la estructura puede soportar antes de la fractura, la deformación que puede soportar antes de la fractura y la energía que puede soportar antes de la fractura. La fuerza en términos de carga y deformación, o fuerza última, se indica sobre la curva por el punto último de fractura. La fuerza en términos de almacenamiento de energía se indica por el tamaño del área bajo toda la curva; entre más grande sea el área, mayor es la energía que se desarrolla en la estructura conforme se aplica la carga. La rigidez de la estructura se indica por la pendiente de la curva en la región elástica, mientras más pronunciada sea la pendiente, más rígido es el material.

La curva carga-deformación es útil para determinar las propiedades mecánicas de estructuras completas, como todo el hueso. Esta información sirve como base para el estudio del comportamiento de la fractura, la remodelación ósea, la respuesta del hueso ante una sollicitación, o el efecto de ciertos programas de tratamiento, tales como implantes óseos y prótesis [Ferreira, Vaz, Simões, 2005].

Sin embargo, caracterizar un hueso en términos del material del que está compuesto, independientemente de su geometría, requiere la estandarización de las condiciones de medición del tamaño y de la forma de la muestra a estudiar.

Esta medición estandarizada es útil para comparar las propiedades mecánicas de dos o mas materiales tales como la rigidez de los diferentes materiales usados en implantes protésicos. Se pueden usar unidades de medida mas precisas cuando se evalúan las muestras estandarizadas, esto es, la carga por unidad de área (esfuerzo), medido generalmente en Pascales (Pa) y la cantidad de deformación en términos del porcentaje de cambio en las dimensiones de la muestra. La curva generada sobre estas bases es la curva esfuerzo-deformación.

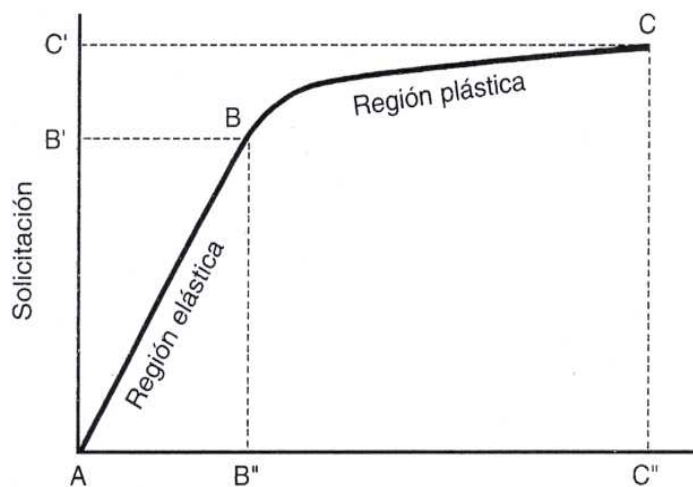


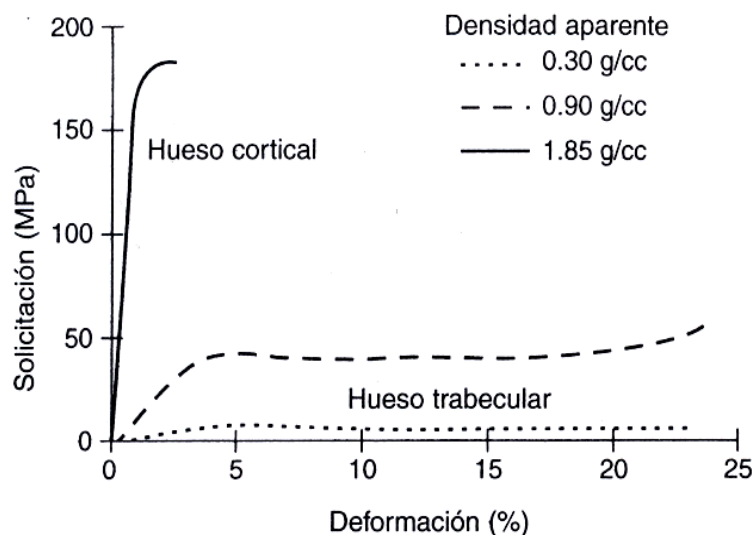
Figura 2.2: Curva Esfuerzo-Deformación [Frankel, Nordin, 2004]

Las regiones de esta curva son similares a las de la curva carga-deformación. Las cargas en la región elástica no causan deformación permanente, pero una vez que el límite de elasticidad se excede, una parte de la deformación es permanente. La capacidad de la estructura en términos de almacenamiento de energía se representa por el área debajo de toda la curva. La rigidez se representa con la pendiente de la curva en la región elástica. Se obtiene un valor para la rigidez dividiendo el esfuerzo en un punto de la porción elástica de la curva (línea recta) entre la deformación en ese punto. Este valor se llama Módulo de elasticidad o Módulo de Young. El módulo de Young (E) se deriva de la relación entre el esfuerzo  $\sigma$  y la deformación  $\epsilon$ :  $E = \sigma / \epsilon$ . A un E mas elevado, mas rígido es el material [Ozkaya, Nordin, 1999].

En el caso del tejido óseo, el módulo de Young depende, entre otras cosas, del grado de mineralización que presente. Esta dependencia ha sido descrita en relaciones lineales y cúbicas [Currey, 1988, 2001]. Ya que el tejido óseo se remodela constantemente, el grado de mineralización es variable, sobre todo tomando en cuenta las edades de las muestras que se usan para la experimentación [Frankel, Nordin, 2004].

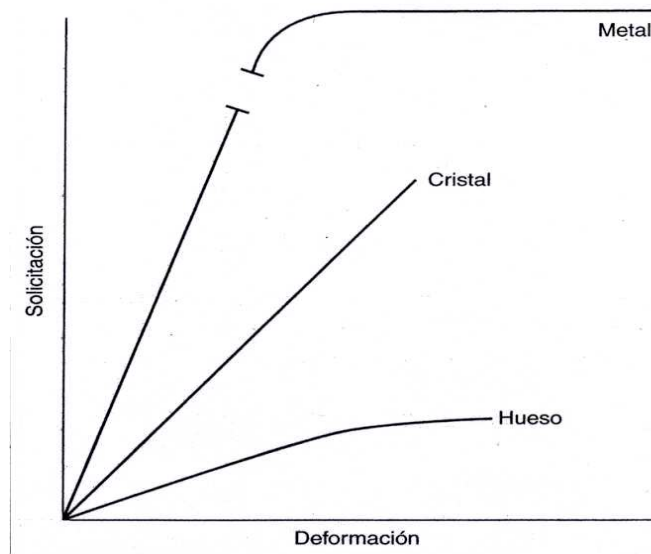
### 2.1.1 Densidad

Las propiedades mecánicas difieren en los dos tipos de hueso. El hueso cortical es más rígido que el hueso esponjoso; esto es debido a que el hueso cortical es más denso. La densidad del hueso cortical está en función de la porosidad y la mineralización de la materia ósea. Su valor para hueso cortical es de 1.9 g/cm<sup>3</sup> aproximadamente. Así, éste soporta un mayor esfuerzo pero menor deformación antes de la fractura. El hueso esponjoso in vitro puede soportar hasta un 50% de deformación antes de empezar a tensionarse, mientras que el hueso cortical cede y se fractura cuando la deformación excede del 1.5 al 2%. Debido a su estructura porosa, el hueso esponjoso tiene una gran capacidad para el almacenamiento de energía [Keaveney, Hayes, 1993]. La diferencia física entre los dos tejidos óseos se cuantifica en términos de la densidad aparente del hueso, que se define como la masa del tejido óseo presente en una unidad de volumen de hueso (g/cm<sup>3</sup>).



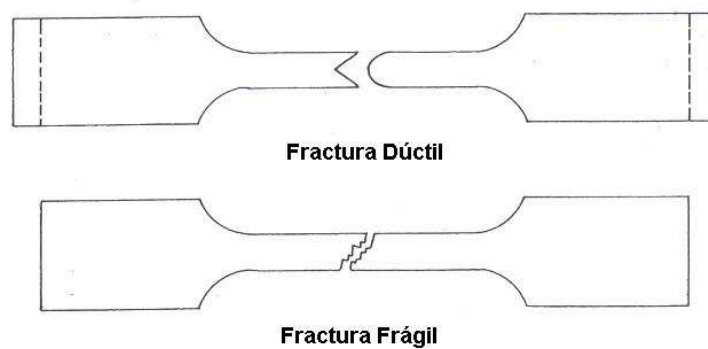
**Figura 2.3:** Ejemplo de las curvas esfuerzo-deformación del hueso cortical y esponjoso con diferentes densidades aparentes. Prueba realizada a compresión [Keaveney, Hayes, 1993]

Para comprender mejor las diferencias en el comportamiento del hueso respecto a otros materiales, se analizan las curvas esfuerzo-deformación para el hueso, el metal y el vidrio (Figura 2.4). Las variaciones en la rigidez son evidentes por las diferentes pendientes de las curvas en la región elástica; el metal tiene la pendiente más pronunciada y por eso es el material más rígido. La región elástica para el vidrio y el metal es una línea recta, indicando un comportamiento linealmente elástico; el hueso prácticamente no cede hasta que alcanza el límite de elasticidad. La curva del hueso muestra que la región elástica no es recta, sino ligeramente curva, indicando que el hueso no es linealmente elástico sino que se tensa en algún punto durante la carga en la región elástica [Bonfield, Li, 1967].



**Figura 2.4:** Curvas esfuerzo-deformación para diferentes materiales mostrando su comportamiento mecánico. [Frankel, Nordin, 2004]

En general, los materiales se clasifican como frágiles y dúctiles dependiendo del grado de deformación antes del colapso. Los materiales cerámicos, por ejemplo el vidrio, son materiales frágiles, y un acero blando es un ejemplo de material dúctil. La diferencia en la cantidad de deformación se puede observar en la forma de la fractura de las muestras sometidas a algún tipo de prueba mecánica (Figura 2.5). El hueso muestra un comportamiento frágil, variando su rigidez en función de la edad (el hueso joven es más deformable) y a la velocidad a la que se somete la carga. Su fractura es frágil, mostrando una inclinación de  $45^{\circ}$  aproximadamente (Figura 2.6a y 2.6b).

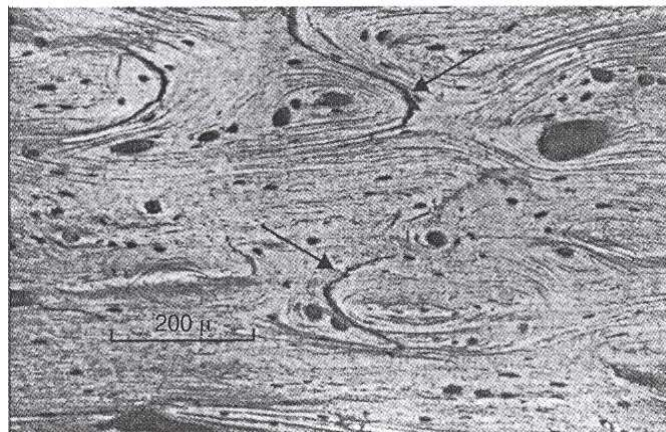


**Figura 2.5:** Diferencias entre fracturas para un material frágil y dúctil [Frankel, Nordin, 2004]



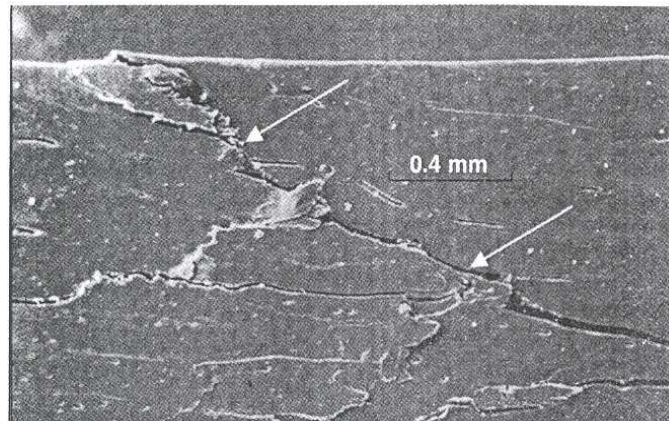
**Figura 2.6 a y 2.6 b:** Fracturas en diáfisis de fémur porcino sometido a flexión en tres puntos.

El hueso, a diferencia del acero, también se deforma antes del colapso pero en mucho menor grado. La diferencia en el comportamiento plástico del acero y el hueso es el resultado de las diferencias micromecánicas durante la fluencia o en el límite de elasticidad. La fluencia en el acero se debe al flujo plástico y la formación de líneas de deslizamiento. La fluencia en el hueso medida en pruebas de tracción es causada por la desunión de las osteones en las líneas de cemento y la microfractura (Figura 2.7), mientras que en compresión, la fluencia en el hueso se produce por el agrietamiento de las osteones [Turner, Burr, 1993] (Figura 2.8).



**Figura 2.7:** Fotomicrografía de luz de un espécimen de hueso cortical humano medido en tracción (30x). Las flechas indican la desunión de las de cemento y la tracción en los osteones [Carter, Hayes, 1977]

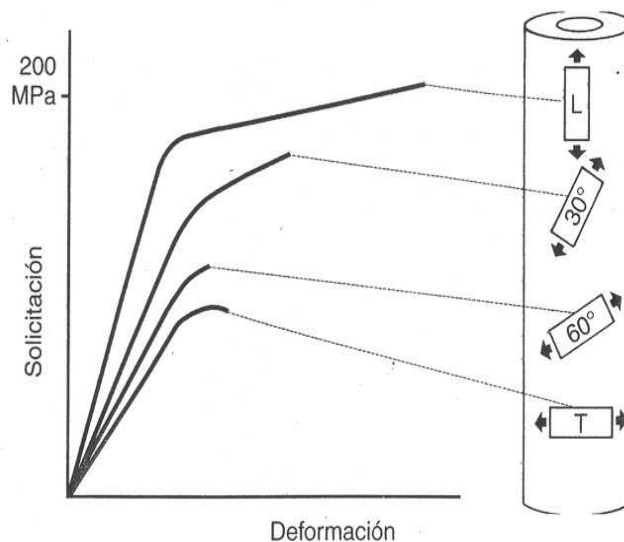




**Figura 2.8:** Fotomicrografía electrónica de un espécimen de hueso cortical humano probado en compresión. Las flechas indican el agrietamiento de los osteones [Carter, Hayes, 1977]

### 2.1.2 Anisotropía

Debido a que la estructura del hueso varía en las direcciones transversal y longitudinal [Rincón, et. al., 2004], el tejido óseo muestra diferentes propiedades mecánicas cuando se carga en distintas direcciones, lo que demuestra su anisotropía. En el hueso cortical, las propiedades mecánicas dependen de las direcciones en las que se aplica la carga de la prueba realizada. En la dirección longitudinal ( $0^\circ$ ), el módulo de elasticidad es el más alto; en la dirección transversal ( $90^\circ$ ), el módulo de elasticidad es el más bajo, y los valores tomados entre dichos ángulos tienen magnitudes variadas (Figura 2.9). La razón del fenómeno de la anisotropía es la orientación longitudinal de las fibras de colágena y los osteones (Figura 2.10).



**Figura 2.9:** Comportamiento anisotrópico de especímenes de hueso cortical de la diáfisis femoral humana probada a tracción en cuatro direcciones diferentes [Frankel, Burstein, 1970]

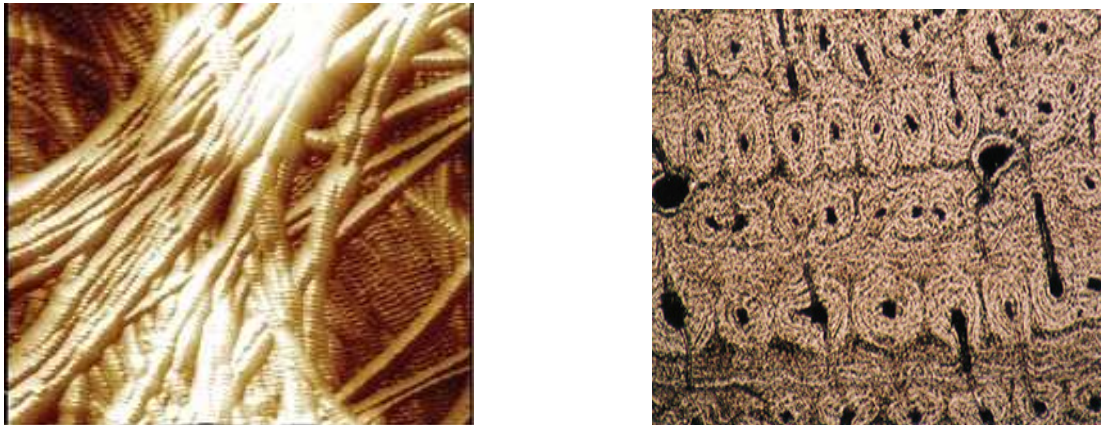


Fig. 2.10: Fibras de colágena y osteones [www.scielo.cl].

## 2.2 Comportamiento del hueso bajo pruebas de flexión.

Las fuerzas y momentos se pueden aplicar a una estructura en varias direcciones, produciendo tensión, compresión, flexión, torsión, corte o cargas combinadas (Figura 2.11). El hueso in vivo es sometido a todos estos modos de carga.

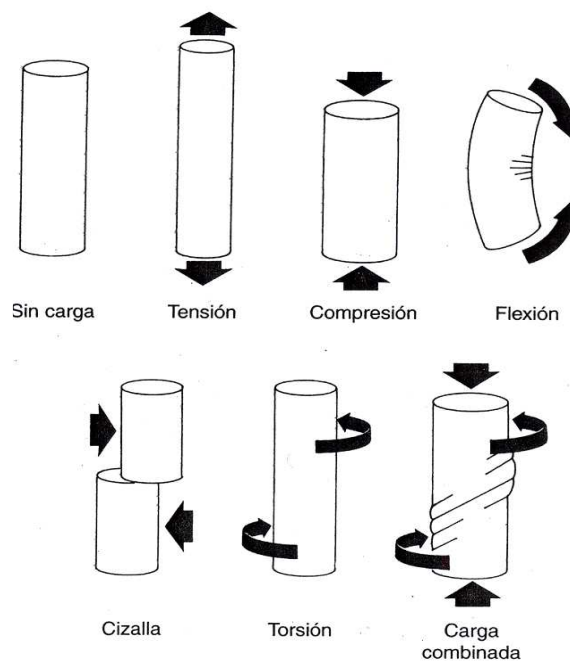


Figura 2.11: Representación de varios tipos de carga [Frankel, Nordin, 2004]

### 2.2.1 Flexión

El propósito del ensayo de flexión es establecer la resistencia relativa del hueso cuando una carga es aplicada de manera que se cause una flexión con respecto a un eje.

Cuando un hueso se carga a flexión, se somete a una combinación de sollicitaciones a tracción y compresión; los esfuerzos y deformaciones de tracción actúan sobre un lado del eje neutro y los esfuerzos y deformaciones compresivas actúan sobre el otro lado. El eje neutro es una línea longitudinal imaginaria que pasa por el centro de la muestra ósea, en donde los esfuerzos son nulos [Turner, Burr, 1993]. Es importante denotar que no hay esfuerzos normales actuando a lo largo de este eje. Ya que el hueso es más débil bajo tracción que en compresión, inicialmente el hueso falla por la tracción y la fractura se propaga por la zona de compresión (Figura 2.12)

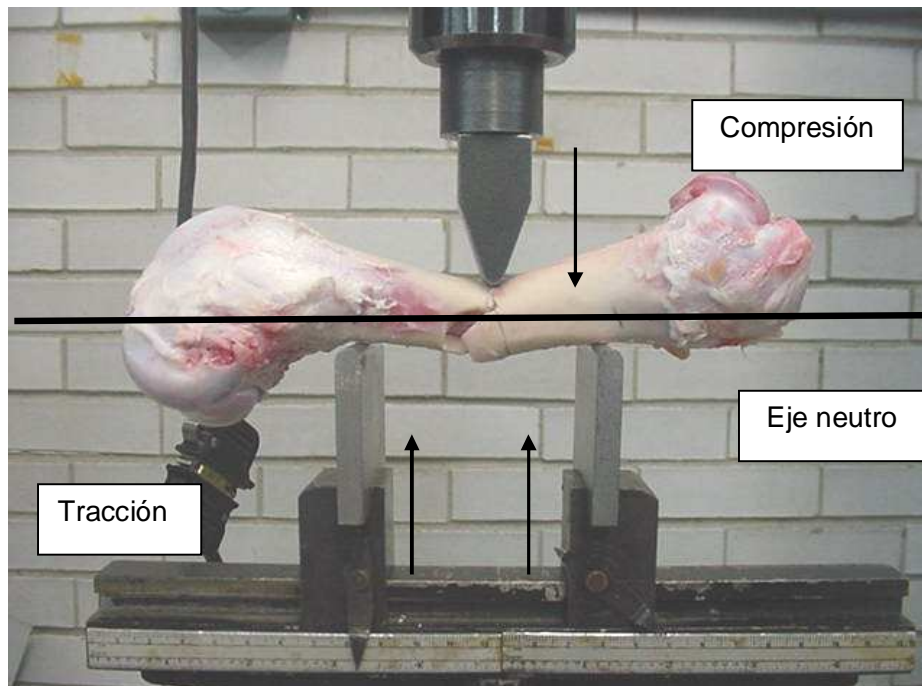


Figura 2.12: Fractura típica en prueba de flexión

La magnitud de los esfuerzos es proporcional a su distancia al eje neutro del hueso; a mayor distancia, mayor es su magnitud. Debido a que la estructura ósea es asimétrica, los esfuerzos pueden estar distribuidos en forma desigual.

### 2.2.2 Flexión en tres puntos

La flexión en tres puntos, que es el ensayo a realizar en este trabajo, tiene lugar cuando las tres fuerzas que actúan sobre la muestra producen dos momentos iguales, cada uno siendo causado por las dos fuerzas laterales y su distancia perpendicular al punto medio donde se aplica la carga. Si la carga continua hasta el límite de elasticidad, la muestra, si es homogénea, simétrica y sin defectos estructurales, se fracturará en el punto de aplicación de la carga (Figura 2.13)

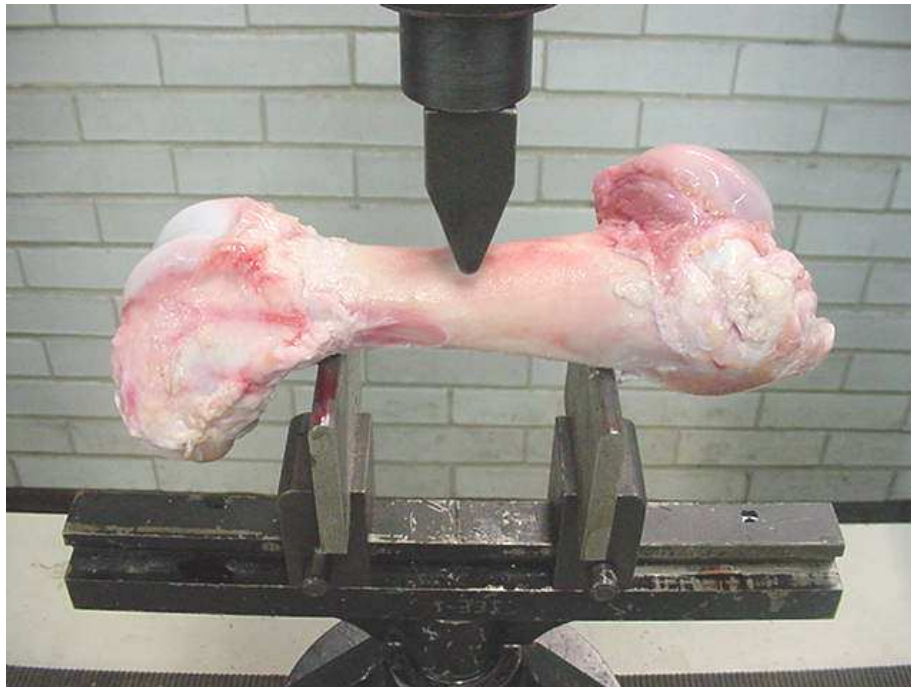


Figura 2.13: Flexión en tres puntos sobre un hueso completo

Los ensayos mecánicos a flexión en tres puntos permiten medir las propiedades mecánicas del hueso a un nivel de tejido completo (macro-estructura), sin poder determinar que pasa en la estructura del hueso a escala microscópica. Su ventaja respecto a otros ensayos es su simplicidad y la oportunidad de trabajar con muestras de hueso completo; esto hace que su instrumentación sea más sencilla. Con esta prueba se obtienen esfuerzos debidos a la flexión pura de la muestra y se puede calcular su rigidez debida también, únicamente a la flexión.

Con el propósito de comparar los resultados de la experimentación de este trabajo y determinar si son representativos, se incluyen tablas informativas de valores de propiedades mecánicas obtenidos anteriormente por otros autores, con el mismo tipo de ensayo y bajo condiciones similares.

**Tabla 2.1:** Propiedades mecánicas en hueso completo para algunas especies animales, reportadas por otros autores (flexión en tres puntos). [Yuehuei, Draughn, 2000]

Espece	Hueso	Muestra	Esfuerzo último [MPa]	Módulo de Young [GPa]	Referencia
<b>Perro</b>	Húmero	Hueso completo	193 ± 35	2.7±0.6	Kaneps, 1997
<b>Cerdo</b>	Fémur	Hueso completo	39	0.37	Crenshaw, 1981
<b>Conejo</b>	Fémur	Hueso completo	130 ± 5	13.6 ± 0.4	An, 1996
<b>Gato</b>	Fémur	Hueso completo	36 ±9.47	7.1 ± 0.9	Ayers, 1996
<b>Rata</b>	Fémur	Hueso completo	180 ± 6	6.9 ± 0.3	Jogensen, 1991

**Tabla 2.2:** Propiedades mecánicas para distintos sitios anatómicos de diferentes especies (flexión en tres puntos). [Cowin, 2001]

Espece	Sitio anatómico	Módulo de Young (GPa)	Esfuerzo último (MPa)
<b>Humano</b>	Cabeza femoral	0.9 ± 0.71	9.3 ± 4.5
<b>Ganado vacuno</b>	Fémur	0.117 ±0.0 61	8.5 ± 4.2
<b>Perro</b>	Cabeza femoral	0.435	12 ± 5.8
<b>Cerdo</b>	Vértebra	1.080 ± 0.470	27.5 ± 3.4

**Tabla 2.3:** Propiedades mecánicas de diferentes biomateriales y tejidos óseos. [Spivak, Feldman, 1980]

Material	Esfuerzo último [MPa]	Módulo de Young [Gpa]
<b>Acero inoxidable</b>	850	210
<b>Titanio</b>	900	110
<b>Cementos óseos</b>	20	2
<b>Aluminio</b>	300	350
<b>Hueso cortical</b>	100-150	10-15
<b>Hueso esponjoso</b>	8-50	2-4

**Tabla 2.4:** Propiedades mecánicas de hueso cortical porcino en las direcciones longitudinal y transversal. [Nielsen, McEvoy, et. al., 2006]

Espécimen	Dirección	Esfuerzo último [MPa]	Módulo de Young [GPa]
1	L	330	8.51
2	L	230	6.97
3	L	246	8.47
4	T	356	9.90
5	T	170	5.21
6	T	209	4.97

**Tabla 2.5:** Propiedades mecánicas de muestras óseas humanas hidratas y deshidratadas a diferentes temperaturas (flexión en tres puntos). [Jeffry, Anuradha, et. al., 2006]

Propiedad	Muestras húmedas	Deshidratación por 30 min. a 21° C	4 hrs. a 21° C	4 hrs. a 50° C	4 hrs. a 70° C	4 hrs. a 110° C
Esfuerzo último [MPa]	166 ± 12	179 ± 26	209 ± 35	145 ± 22	142 ± 24	105 ± 25
Módulo de Young [GPa]	10.8 ± 0.6	9.9 ± 1.8	12.4 ± 1.4	11.9 ± 1.7	15.5 ± 2.3	13.3 ± 1.7

# ***CAPÍTULO 3***

---

---

## ***METODOLOGÍA DE EXPERIMENTACIÓN***

### **Introducción**

Como ya ha sido mencionado, el propósito fundamental de este trabajo es conocer y evaluar las propiedades mecánicas de una muestra de hueso completo, en este caso, un fémur porcino completo. Para esto, es necesario someter a dicha muestra a un ensayo de flexión bajo ciertas condiciones muy específicas y controladas.

Una vez que se tienen dichas condiciones y se realiza el ensayo, se obtienen resultados que después se interpretarán como el comportamiento y la respuesta mecánica que tiene el hueso ante una sollicitación externa. Finalmente ese comportamiento ha de ser tomado en cuenta para el estudio, tratamiento e implementación de biomateriales, prótesis e implantes óseos.

### **3.1 Equipo empleado**

En general, los ensayos mecánicos se realizan en diversas máquinas de pruebas que funcionan con mecanismos hidráulicos, neumáticos, mecánicos y sus combinaciones. En este caso, se utilizó una máquina universal de pruebas INSTRON Mod. 4206 que funciona con un mecanismo electromecánico. Ésta consiste en tres miembros horizontales los cuales son:

- Un cabezal o actuador móvil (este se desplaza por la acción de dos tornillos sin fin).
- Una plataforma fija inferior.
- Una celda de carga

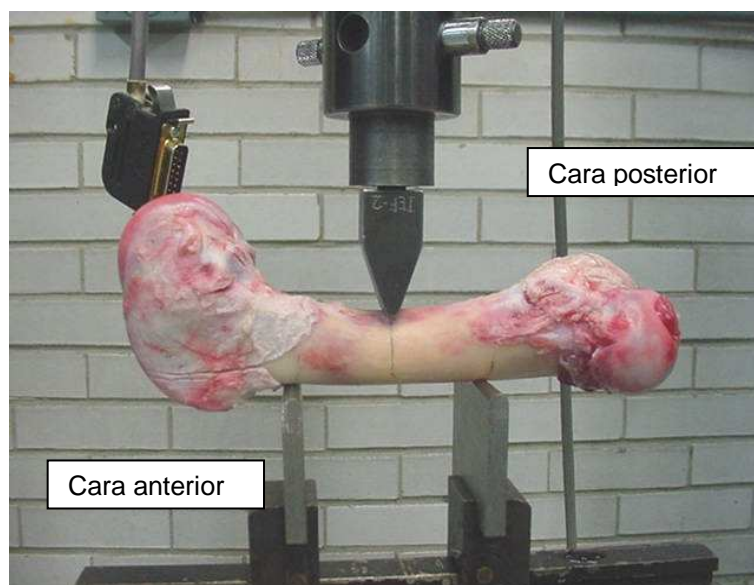
También cuenta con un miembro vertical, el cuál corresponde con el marco de carga en el cuál se encuentran los dos tornillos sin fin.

Además, la máquina consta de un motor eléctrico y una caja de transmisión que ofrece el movimiento necesario al mecanismo descrito (Figura 3.1). Para la adquisición de datos, se cuenta con una computadora conectada a la celda de carga que registra la carga y el desplazamiento del actuador.



**Figura 3.1:** Máquina Universal de Pruebas Instron del laboratorio de pruebas mecánicas de la Facultad de Ingeniería, UNAM

Para el ensayo de flexión en tres puntos sobre hueso completo, se colocan sobre la plataforma inferior dos soportes de acero, los cuales se extienden de metáfisis a metáfisis, y la carga se aplica en la parte media de la diáfisis. Los soportes deben ser suficientemente fuertes, anchos y largos para soportar las cargas y mantener al hueso estable. En este caso, se usaron soportes de acero con un radio de 7 mm. El actuador móvil consta de una punta redondeada para la aplicación de la carga; esto es para evitar el fenómeno de corte sobre la muestra. El actuador es aplicado de acuerdo con la dirección deseada para la flexión. Por ejemplo, la flexión anterior se efectúa colocando la superficie anterior mirando hacia abajo y la carga se aplica en la superficie posterior (Figura 3.2).



**Figura 3.2:** Posición de la muestra ósea para el ensayo de flexión en tres puntos



La celda de carga en la Instron puede determinar la carga aplicada y sus transductores de desplazamiento proveerán la información necesaria para calcular las deformaciones en la muestra ósea, sin embargo, ya que dicha muestra presenta heterogeneidad en sus deformaciones internas, esos cálculos pueden ser inexactos [Turner, Burr, 1993]. Para una mejor medición de las deformaciones uniaxiales (sobre un solo eje) que se generan al aplicar carga sobre el hueso en este tipo de ensayo, es necesario contar con un dispositivo lo suficientemente sensible y exacto para captarlas y poder medirlas. Es por eso que la muestra se instrumenta mediante extensometría eléctrica.

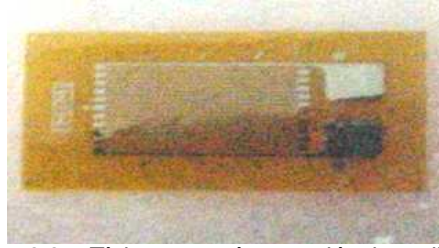
### **3.1.1 Extensometría eléctrica**

La extensometría es una técnica experimental para la medición de deformaciones basándose en el cambio de la conductividad eléctrica de un material al aplicarse una fuerza a través del mismo. Este estudio se realiza mediante el uso de un extensómetro eléctrico [EE]. Un extensómetro eléctrico está formado de una fina rejilla metálica en forma de hilo plegado sobre una lámina plástica aislante de tan solo unas micras de espesor. Cuando el extensómetro se adhiere sobre la superficie de una muestra, si se aplican cargas y la muestra se deforma, el extensómetro también lo hace. Así, el hilo metálico experimenta un alargamiento o acortamiento que modifica su resistencia eléctrica. La variación de resistencia se puede evaluar con precisión mediante un puente de Wheatstone. Los datos de las deformaciones que se recaban se emplean para determinar, considerando deformación biaxial, los valores de los esfuerzos uniaxiales o biaxiales que dependen del número y la dirección de los valores de la deformación medidos en ese punto [Camacho, 1992].

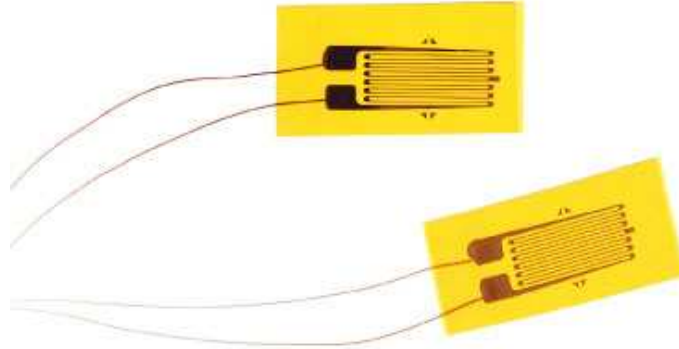
La extensometría es una técnica muy poderosa, ya que la medida obtenida es una información real de lo que está pasando en la muestra en un determinado momento. Además tiene la ventaja de que tiene aplicación en cualquier tipo de material (acero, aluminio, materiales compuestos y tejido vivo). Esta técnica permite tener un mejor conocimiento del estado de la muestra que se analiza bajo ciertas sollicitaciones, y conocer mejor sus propiedades mecánicas.

### **3.1.2 Configuración de un extensómetro eléctrico**

Existen diferentes tipos y configuraciones de [EE] que dependen de las necesidades de medición en la experimentación y análisis de esfuerzos, que pueden ser uniaxiales o multiaxiales. Como se dijo anteriormente, un [EE] está formado de una rejilla metálica. El espesor de esta rejilla varía entre 2.4 y 12.7  $\mu\text{m}$ . Junto con la lámina de plástico a la cual está adherida esta rejilla, un [EE] típico puede medir entre 6.35 y 12.7 mm (Figura 3.3a y 3.3b) [Camacho, 1992].



**Figura 3.3a:** Típico extensómetro eléctrico adhesivo



**Figura 3.3b:** Típico extensómetro eléctrico adhesivo [Avallone, Baumeister, 1996]

La forma en la cual el [EE] se adhiere a la superficie de la muestra sobre la que se va a experimentar se discutirá en detalle mas adelante.

El [EE] no puede medir las deformaciones por sí solo, ya que lo que evalúa es el cambio de resistencia eléctrica dado que puede ser fácilmente manipulado y transformado en una medida de deformación.

### 3.1.3 Puente de Wheatstone.

El puente de Wheatstone se utiliza para medir resistencias desconocidas mediante el equilibrio de los brazos del puente. Estos están constituidos por cuatro resistencias que forman un circuito cerrado, siendo una de ellas la resistencia que se quiere medir.

Existen dos configuraciones básicas para este arreglo eléctrico: Puente de Wheatstone balanceado y Puente de Wheatstone desbalanceado.

En el puente de Wheatstone balanceado (Figura 3.4),  $R_x$  es la resistencia cuyo valor se pretende determinar, o en este caso, el extensómetro adherido a la muestra.  $R_1$ ,  $R_2$  y  $R_3$  son resistencias de valores conocidos, además la resistencia  $R_2$  es ajustable. Si la relación de las dos resistencias del brazo conocido ( $R_2/R_1$ ) es igual a la relación de las dos del brazo desconocido ( $R_x/R_3$ ), el voltaje entre los dos puntos medios será nulo, y por lo tanto no circulará ninguna corriente entre estos dos puntos. Para efectuar la medida lo que se hace es variar la resistencia  $R_2$  hasta alcanzar el punto de equilibrio. La detección de corriente nula se puede hacer con gran precisión mediante el galvanómetro G.

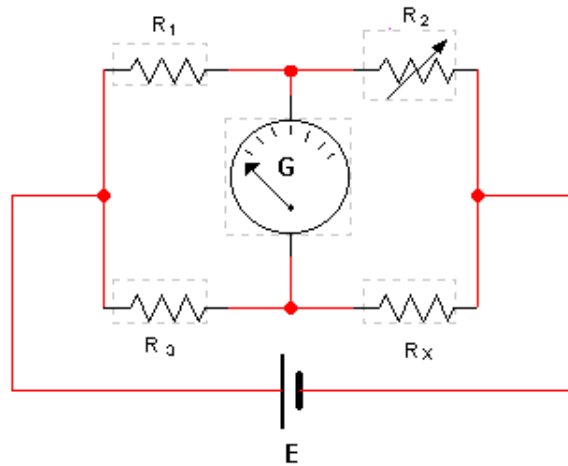


Figura 3.4: Puente de Wheatstone balanceado [Camacho, 1992]

Al tener el puente en equilibrio, se cumple que:

$$R_x = \frac{R_2 \times R_3}{R_1} \quad \text{Ec. 3.1}$$

Si los valores de  $R_1$ ,  $R_2$  y  $R_3$  se conocen con mucha precisión, el valor de  $R_x$  puede ser determinado igualmente con precisión. Pequeños cambios en el valor de  $R_x$ , o sea, en la resistencia del [EE] y provocados por la carga aplicada, romperán el equilibrio y serán claramente detectados por la indicación del galvanómetro. En este caso, la deformación es determinada mediante la siguiente ecuación:

$$\varepsilon = \frac{\Delta R_x}{R_x F} \quad \text{Ec. 3.2}$$

Donde  $F$  es llamado Factor del extensómetro, cuyo valor es proporcionado por el fabricante.

De forma alternativa, si se quiere utilizar este arreglo eléctrico para medir directamente las deformaciones, los valores de  $R_1$ ,  $R_2$  y  $R_3$  seguirán siendo conocidos, y además  $R_2$  no será variable. La señal de salida será el cambio en el voltaje en el galvanómetro y los datos obtenidos serán convertidos automáticamente en valores de deformación. Este arreglo es el Puente de Wheatstone desbalanceado (Figura 3.5) [Camacho, 1992].

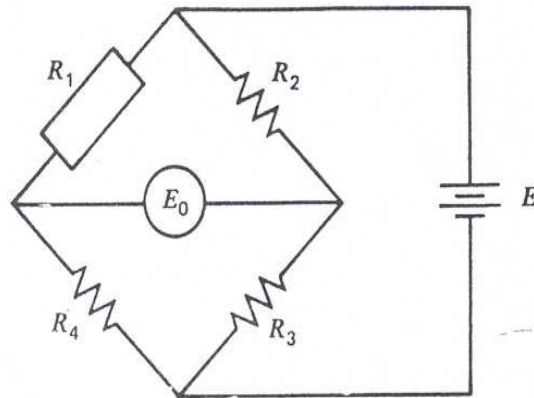


Figura 3.5: Puento de Wheatstone desbalanceado [Camacho, 1992]

### 3.2 Protocolo para la preparación de muestras óseas

Antes de iniciar las pruebas, se debe tener claro qué clase de material óseo se va a ensayar y qué propiedades mecánicas se van a determinar. Para mejores resultados, se debe llevar a cabo un protocolo detallado, el cual incluye la recolección de especímenes, su extracción, métodos de almacenamiento, preparación de muestras, instrumentación de muestras y procedimiento de pruebas.

#### 3.2.1 Recolección de muestras:

Existen dos formas para la recolección de muestras:

- Necropsia; ésta debe hacerse inmediatamente después de que el individuo, sea animal o humano, ha fallecido. Si no es posible y los huesos se han extraído después de varios días del fallecimiento, estos no se verán afectados si el cuerpo fue puesto en refrigeración.
- Establecimientos de venta de carne, en donde la extracción del hueso se hace mucho tiempo después de que el animal es sacrificado. [Yuehuei, Draughn, 2000].

#### 3.2.2 Limpieza de muestras

Es importante tener cuidado al momento de eliminar el tejido blando del hueso, ya que si se corta la superficie de éste, pueden crearse concentradores de esfuerzos en esa área. Lo anterior es relevante para el caso de pruebas en hueso completo o para huesos de animales pequeños. Se debe dejar suficiente tejido blando para evitar la deshidratación del hueso. En la región media de los huesos (diáfisis) se debe remover, además, el periostio o capa superficial ósea para realizar la fijación del extensómetro eléctrico. La herramienta mas adecuada para retirar el material óseo y el tejido blando es una segueta o un serrucho pequeño (Figura 3.6). [Yuehuei, Draughn, 2000].



**Figura 3.6:** Limpieza de tejido blando en fémur

### 3.2.3 Almacenamiento y preservación de muestras

Respecto a las condiciones de almacenamiento para los especímenes óseos, se deben tomar en cuenta los siguientes factores:

- Temperatura
- Humedad
- Uso de soluciones conservativas.

Para periodos cortos de almacenamiento, es necesario mantener los huesos en refrigeración. Si el periodo es largo, lo más adecuado es el congelamiento, en donde la temperatura ideal es de  $-20^{\circ}\text{C}$ , ya que los efectos en las propiedades mecánicas del hueso son menores. [Yuehuei, Draughn, 2000].

En cualquier caso, el uso de solución salina isotónica (Abbot al 0.9% de concentración) es indispensable para evitar la deshidratación y preservar la humedad. [Turner, Burr, 1993], [Yuehuei, Draughn, 2000].

Ya que el hueso seco es más frágil que el hueso húmedo, existe la posibilidad de que en una muestra seca se altere su ductilidad, así mientras el esfuerzo debe ser más elevado para causar la fractura, la muestra absorbe menos energía antes de la falla. Para evitar dicha alteración, es mejor hidratar la muestra mientras se le está realizando el ensayo mecánico. Para lograr esto se puede mantener la muestra envuelta en un paño mojado con solución salina [Cowin, 2001].

### 3.3 Instrumentación de la muestra con extensómetros eléctricos.

El protocolo para pegar un extensómetro sobre la superficie de la muestra en la que se va a experimentar es estricto y debe ser seguido cuidadosamente, ya que gracias a la naturaleza delicada del extensómetro, se puede incurrir en fallas al momento de la prueba que reflejarán errores en las lecturas tomadas.

Es importante tomar en cuenta que tanto el extensómetro como la superficie donde éste es adherido no deben ser tocados por los dedos, sino manejarlos con pinzas para evitar su contaminación con la grasa dactilar, y así, asegurar una buena adhesión.

A fin de asegurar la máxima limpieza y óptimos resultados, hay que tomar en cuenta los siguientes puntos:

#### a) Desengrasado

Esta operación pretende remover aceite, grasa, contaminantes orgánicos y residuos químicos. El desengrasado es siempre la primera operación.

El desengrasado se puede efectuar utilizando alcohol y una gasa, pañuelo o trozo de algodón desechable para limpiar el área alrededor del punto en donde se pretende instrumentar. Es importante señalar que las gasas o algodones se usan sólo una vez y en una sola dirección para evitar ensuciar de nuevo la superficie con los restos removidos.

#### b) Lijado de Superficie

La superficie debe ser lijada para eliminar cualquier tipo de imperfecciones o materia extraña que se encuentre adherida; de tal forma que se obtenga una superficie lisa y sin poros; adecuada para el pegado, tratando de evitar reducir la sección del material y agregando un poco de agua para evitar que la superficie se seque.

Lo mas adecuado para esta operación es utilizar una lija de grano fino (320 o 400) a fin de que la superficie quede lo mas lisa posible y sin ralladuras severas. Por último, repetir el paso de limpieza para remover lo residuos.

#### c) Trazado de ejes

Para orientar adecuadamente el extensómetro en la dirección deseada, es necesario trazar unos ejes de referencia; dichos ejes deben ser trazados a lápiz y con una regla de plástico para evitar dañar o raspar la superficie.

#### d) Acondicionado de superficie

Después de trazar los ejes, es necesario aplicar acondicionador a la superficie y dejar secar aproximadamente un minuto, con el fin de que las líneas marcadas se graben químicamente, y luego limpiar hasta que el algodón quede limpio y libre de residuos.

e) Neutralizado

A fin de que el pH de la superficie sea adecuada para la aplicación de los pegamentos, la superficie debe ser neutralizada aplicando líquido neutralizador, y secar después con algodones.

f) Procedimiento de pegado

Como se ha visto, un extensómetro es capaz de hacer mediciones altamente precisas y confiables de las deformaciones que sufre la superficie en la que se encuentre instalado; es por ello que resulta indispensable garantizar una excelente adherencia entre ellos y para lograrlo; es indispensable utilizar pegamentos que puedan garantizar su estabilidad por el tiempo que exija la prueba.

Las propiedades más importantes que debe satisfacer el pegamento son las siguientes:

- Que forme una capa delgada y libre de burbujas.
- Que sea compatible con el extensómetro y la superficie de instalación.
- Con mínimo tiempo de pegado.
- Que no requiera ser presionado por mucho tiempo.
- Que no endurezca muy rápidamente al momento de ser aplicado.

Es necesario remover el extensómetro de su cubierta de acetato con unas pinzas de punta fina y colocarlo sobre un vidrio o caja de extensómetros, con su cara de pegado hacia abajo. Utilizando de 10 a 15 cm. de cinta adhesiva transparente, fijar un extremo de la cinta en el vidrio ó caja, alineándola con el extensómetro; con un dedo deslizar la cinta sobre éste, para luego despegar la cinta (ya con el extensómetro adherido) y levantar lentamente y con un ángulo no mayor de 45° hasta que la cinta quede libre. No exceder el ángulo es muy importante a fin de evitar doblar mucho el extensómetro y causarle un daño permanente. Después, despegar la cinta del vidrio y colocarla en la superficie, tratando de alinear las marcas del extensómetro (los pequeños triángulos en el eje central longitudinal y transversal) con los ejes que previamente fueron marcados. Una vez hecho esto, se pegan los dos extremos de la cinta de un solo lado de la muestra, creando una especie de arco, y así, proceder a colocar el pegamento (Figura 3.7).



**Figura 3.7:** Procedimiento de adhesión de extensómetro sobre diáfisis femoral

La aplicación del pegamento requiere primero de una delgada capa de catalizador sobre la cara del extensómetro. Este se debe aplicar con una pequeña brocha y dejar secar al menos por un minuto.

Por último, aplicar una o dos gotas de pegamento e inmediatamente despegar la punta anclada de la cinta y colocarla axialmente a unos  $30^\circ$  de la superficie; mantenerla tensa con una mano en tanto que con la otra, y con la ayuda de un trozo de algodón, aplicar presión hacia abajo, empujando el pegamento hacia adelante y así, asegurar el pegado del extensómetro (es muy importante que la capa de pegamento sea tan delgada como sea posible, ya que cualquier exceso reduce el éxito de la instalación), hasta que la cinta quede totalmente pegada al material. La tensión es importante para asegurar que el alineamiento se mantenga. Una vez hecho esto, se presiona con un dedo durante dos minutos aproximadamente. Finalmente, se retira la cinta, despegando de un extremo en un ángulo cercano a los  $180^\circ$  (Figura 3.8).



**Figura 3.8:** Extensómetro adherido sobre diáfisis femoral



Ya que el extensómetro está pegado, el siguiente paso es soldar los cables a las terminales de éste, con los cuales se conecta al aparato de medición. Para esto se requiere un caudín de lápiz, soldadura, y en este caso, alambre de cobre como conductor. Una vez soldado y conectado, se pueden realizar las pruebas [González, Vázquez, 2000].

El criterio para la selección del extensómetro a utilizar depende del tipo de uso que se le va a dar; del tipo del material en el cual se va a adherir, el valor de la resistencia eléctrica que va a medir, y sobre todo, que este valor sea compatible con la tolerancia del dispositivo de medición.

### **3.4 Procedimiento para el ensayo de flexión en tres puntos sobre fémur porcino**

Para realizar este ensayo se siguieron los siguientes pasos, que van de lo general a lo particular, siempre tomando en consideración detalles que pudieran alterar los resultados esperados y apegándose a la investigación previamente descrita. El procedimiento fue el siguiente.

#### **3.4.1 Obtención de muestras**

Se obtuvieron muestras de fémur porcino completo en una carnicería pocas horas después de haber sacrificado a los animales. Esto sugiere que los huesos eran frescos. No se tomó en consideración el sexo o la edad de los animales. Una vez en laboratorio, se guardaron en un congelador a 0 °C.

#### **3.4.2 Limpieza y preservación de muestras**

Se removió tanto el tejido blando como el periostio en la diáfisis femoral, haciendo énfasis en la limpieza tanto en la zona de adherencia del extensómetro eléctrico, como en la zona donde se apoyaría la muestra en los soportes de la máquina universal de pruebas (Figura 3.9).



**Figura 3.9:** Limpieza de tejido blando

### 3.4.3 Instrumentación de muestras

Para la correcta instrumentación de las muestras con los [EE], primero se siguió todo el protocolo de limpieza de la muestra previamente descrito. Después, se procedió a preparar la superficie para la adhesión del extensómetro. En resumen, se siguieron los siguientes pasos (Figura 3.10):

- Desengrasado con alcohol etílico
- Humidificación de la muestra con M-Prep Conditioner A, Measurements Group Inc.
- Para una abrasión ligera y una superficie homogénea, se utilizó papel de carburo de silicio de No. 400.
- Trazado de ejes para orientar la posición del [EE].
- Neutralización de la superficie mediante el uso del M-Prep Neutralizer 5A Measurements Group Inc.
- Aplicación del M-prep Catalyst, Measurements Group Inc.
- Adherencia del [EE] sobre la superficie de la muestra mediante el uso del pegamento M-Bond 200, Measurements Group Inc.



**Figura 3.10:** Aditamentos para preparación de superficie y adherencia de extensómetros eléctricos: acondicionador, neutralizador, catalizador y pegamento

La selección del tipo de extensómetro se realizó mediante la información proporcionada por el manual del fabricante. El criterio principal fue que el tipo de ensayo es estático y de análisis común, en otras palabras, de un rango bajo de precisión. Se utilizó un [EE] del tipo EA-06-125BZ-350, cuyas características son:

- EA: Serie del extensómetro.- Rejilla de constantán con respaldo de poliamida, para pruebas de esfuerzos bajo condiciones estáticas. No recomendado para transductores o ensayos de alta precisión.
- 06: Tolerancia de temperatura y dilatación.- Normal ( $-75^{\circ}\text{C} - 175^{\circ}\text{C}$ ).
- 125: Longitud de rejilla (medida en milésimas de pulgada).

- BZ: Geometría de la rejilla (rectangular).
- 350: Resistividad del extensómetro (medida en Ohms).

Con estos datos se concluye que se seleccionó un extensómetro de uso común, con un amplio rango en sus características y para ensayos mecánicos convencionales [Camacho, 1992].

### 3.4.4 Montaje de las muestras en la máquina universal de pruebas

Una vez instrumentada, la muestra se coloca sobre la máquina universal de pruebas Instron, usando los soportes antes mencionados. El [EE] se conecta al dispositivo de medición de deformaciones SCXI-1521, National Instruments, el cual interpretará las señales enviadas por el [EE] y cuyo funcionamiento es el de un puente de Wheatstone desbalanceado, ya que medirá valores de deformación de forma directa con respecto al tiempo de duración de la prueba. Estas mediciones serán procesadas y archivadas por el software Labview 7.1 al mismo tiempo que se realiza el ensayo (Figura 3.11). Por otro lado, la máquina de pruebas, respectivamente programada con la velocidad de avance del actuador, detectará la carga aplicada en la muestra y el desplazamiento del actuador mismo; generando con estos datos la curva carga-desplazamiento con sus respectivos datos. El ensayo finalizará hasta que la muestra alcance la fractura.

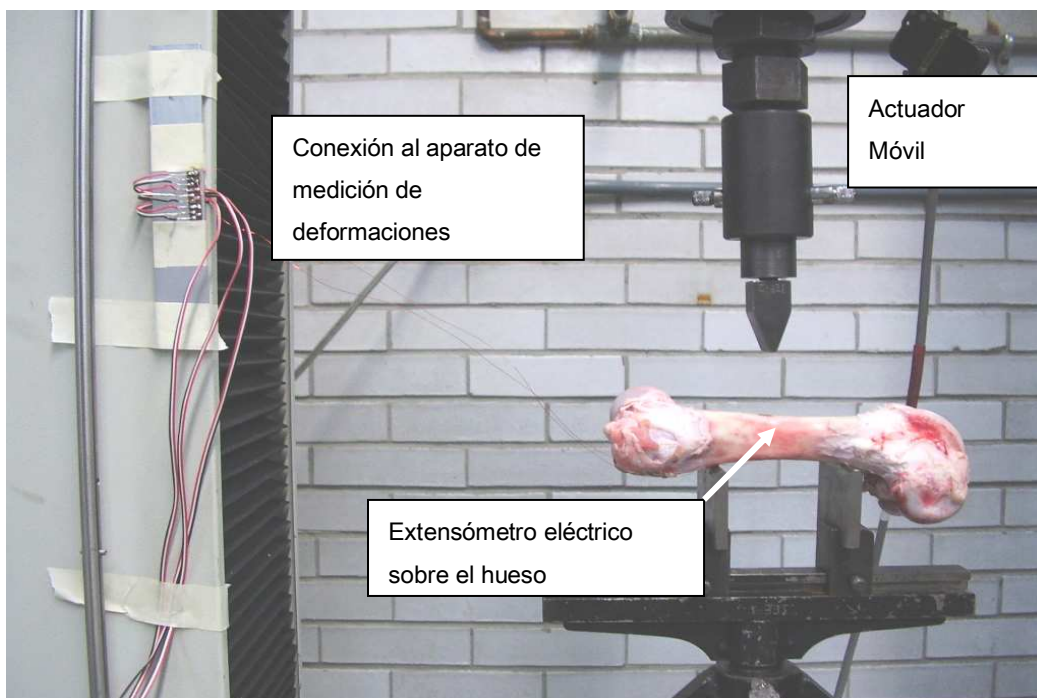


Figura 3.11: Montaje y conexiones para realizar el ensayo

### 3.4.5 Características del ensayo

El ensayo de flexión en tres puntos se llevó a cabo tomando en consideración ciertos aspectos que ayudarían a realizar los cálculos necesarios para la obtención de las propiedades mecánicas de las muestras óseas, estos son:

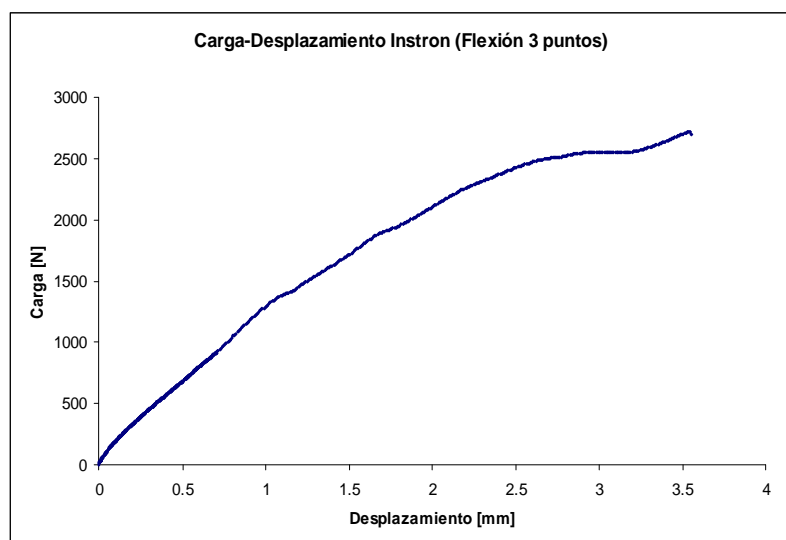
- Velocidad del actuador: El actuador de la máquina Instron se configuró para que se desplazara a una velocidad de 10 mm/min, de acuerdo con la norma ASAE S459-Shear and Three-Point Bending Test of Animal Bone.
- Precarga: Se aplicó una precarga de 20 [N], con el fin de calibrar la máquina y evitar que la muestra se moviera, seguido por un incremento en la carga hasta la fractura del hueso.
- Distancia entre soportes: La distancia entre soportes que van de metáfisis a metáfisis del fémur fue de 84 mm.
- Mediciones de las muestras: Para simplificar los cálculos, la geometría irregular del hueso se extrapoló a una geometría circular (tubular) donde se midieron tanto el diámetro de la diáfisis, como el espesor de la pared tubular. Los diámetros de las diferentes muestras variaron entre 21 mm. y 28 mm., y los espesores variaron entre 3 mm. y 4mm.

### 3.4.6 Obtención de datos

Después de la realización del ensayo, tanto la máquina Instron como el software Labview arrojaron una serie de datos que permitieron la obtención de las curvas esfuerzo-deformación, donde finalmente, tras su análisis, se obtendrán las propiedades mecánicas necesarias. Los datos que arrojó la máquina Instron fueron de carga-desplazamiento, mientras que los datos arrojados por Labview fueron de tiempo-deformación. A continuación se muestra un ejemplo de una serie de estos datos y sus respectivas unidades.

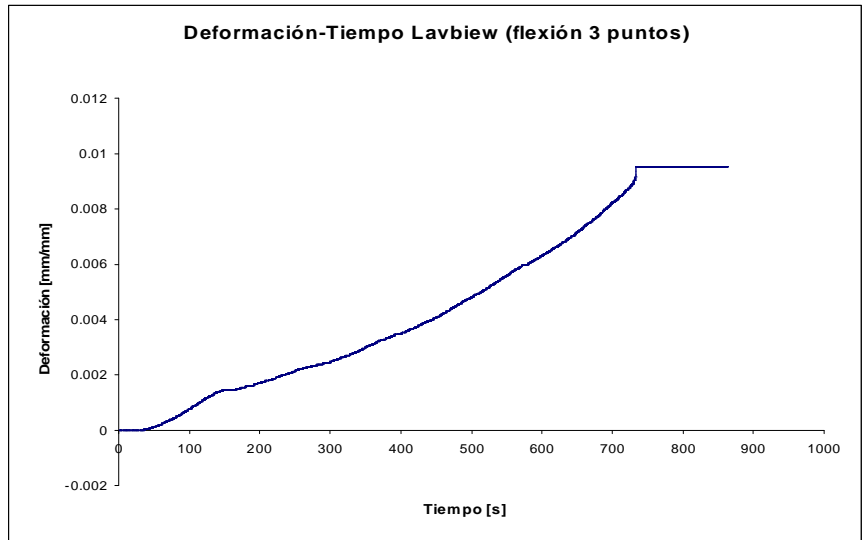
**Tabla 3.1:** Ejemplo de datos de carga-desplazamiento de un ensayo de flexión en tres puntos sobre fémur porcino arrojados por la máquina Instron.

Desplazamiento	Carga
[pulg]	[lb]
0.00093	2.7179
0.00142	5.4336
0.00159	6.3374
0.00191	9.0531
0.00224	11.769
0.00257	13.581
0.0029	16.296
0.00323	19.012
0.00356	20.822
0.00405	24.443
0.00437	26.253



**Tabla 3.2:** Ejemplo de datos de tiempo-deformación de un ensayo de tres puntos sobre fémur porcino arrojados por el software Labview 7.1.

Deformación [mm/mm]	Tiempo [s]
1.60E-06	0
4.44E-07	0.1
2.17E-06	0.2
1.02E-06	0.3
1.02E-06	0.4
1.31E-06	0.5
1.02E-06	0.6
3.61E-06	0.7
1.89E-06	0.8
4.19E-06	0.9
1.02E-06	1
2.17E-06	1.1
3.61E-06	1.2



Cabe señalar que estos datos pertenecen a uno solo de los ensayos, además de que no son la totalidad de los datos obtenidos; si no sólo una parte para ejemplificar.

# **CAPÍTULO 4**

---

---

## ***OBTENCIÓN DE LAS PROPIEDADES MECÁNICAS DE HUESO COMPLETO***

### **Introducción**

Es importante destacar que, ya que en este trabajo se estudia un hueso completo, se debe analizar en su totalidad como un elemento estructural. Esto conlleva la idealización de su geometría para facilitar los cálculos correspondientes y saber que el hueso completo estará compuesto siempre de hueso cortical y esponjoso. Sin embargo, se puede suponer que las características estructurales de los dos tipos de hueso son de menor importancia para el análisis, además que la zona en donde se aplica la carga está relacionada únicamente con hueso cortical. Las propiedades mecánicas que se obtendrán tienen como propósito dar una idea de la respuesta mecánica ante un esfuerzo o combinación de esfuerzos a los que pueda estar sometido el hueso en la vida real. Es por eso que la obtención de módulos de Young, esfuerzos y deformaciones de fluencia y esfuerzos y deformaciones últimos es de gran utilidad para la comprensión, análisis y trabajo de la ingeniería en la biomedicina y la biomecánica.

A partir de este punto, con la ayuda de diferentes ecuaciones, Excel, y el conocimiento básico de la ciencia y mecánica de los materiales, se pueden determinar las propiedades mecánicas de las muestras óseas. En éste capítulo se explicará el procedimiento a seguir para la obtención de dichas propiedades, los cálculos que fueron necesarios así como diversas gráficas que ayudarán en el análisis.

### 4.1 Manejo de datos y cálculos

Una vez realizados los ensayos de flexión en tres puntos, se procedió a analizar los resultados: Los datos carga-desplazamiento arrojados por la máquina Instron fueron cambiados a unidades del sistema internacional: de pulgadas a milímetros para la deformación, y de libras a Newtons para la carga. Después se construyó la curva carga-deformación para cada muestra. Cabe destacar que el software utilizado para este procedimiento fue Microsoft Excel 2003.

Después se convirtieron estos datos a tablas de esfuerzo-deformación mediante las siguientes ecuaciones [Turner, Burr, 1993]:

Para el esfuerzo:

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

**Ec. 4.1**

Donde:

- $\sigma$ : Esfuerzo generado por la carga (Pa)
- F: carga aplicada (N)
- L: separación entre los puntos de apoyo inferiores (84 mm)
- c: distancia desde el centro de masa en dirección de la carga (m)
- I: segundo momento de área del elemento tubular (adimensional)

$$I = \frac{\pi}{64}(d^4 - d_i^4)$$

**Ec. 4.2**

Esta ecuación de esfuerzo se deriva de la ecuación de esfuerzos para flexión pura:

$$\sigma = \frac{My}{I}$$

**Ec. 4.3**

Para la deformación:

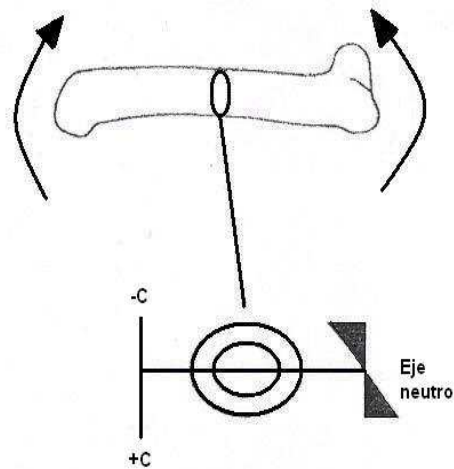
$$\varepsilon = \frac{d(12c)}{L^2}$$

**Ec. 4.4**

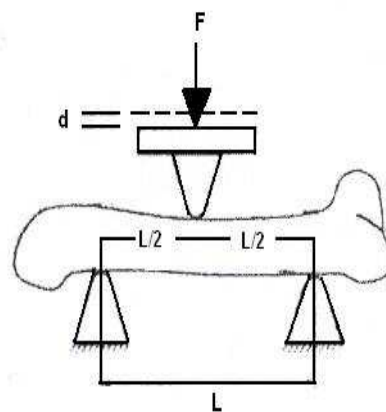
Donde:

- $\varepsilon$ : Deformación generada (mm /mm)
- d: desplazamiento del actuador (mm)
- c: distancia desde el centro de masa en dirección de la carga (mm).
- L: separación entre los puntos de apoyo (0.084 m).

Las figuras 4.1a y 4.1b muestran los parámetros que se tomaron en cuenta para la aplicación de las ecuaciones anteriores.



(a)



(b)

**Fig. 4.1a y 4.1b:** Parámetros utilizados en los cálculos de esfuerzos y deformaciones en el ensayo de tres puntos [Turner, Burr, 1993]

El cálculo indirecto de las deformaciones es inexacto por dos razones: la ecuación 4.2 es válida sólo para la región elástica de la curva esfuerzo-deformación; una vez que se rebasa esta región, las deformaciones son más difíciles de calcular. La otra razón se debe a que dichas deformaciones también son causa de la existencia de esfuerzos cortantes en la sección transversal del hueso, que producen de 10 a 15% de la deformación en ensayos de flexión en tres



puntos [Burnstein, Currey, 1972]. Los ensayos de flexión en cuatro puntos ofrecen la ventaja de eliminar estos esfuerzos cortantes y producir flexión pura. Este tipo de errores causan una sobreestimación de las deformaciones, es por eso que se utilizan los extensómetros eléctricos adheridos en la zona media de la diáfisis femoral. Teniendo estas tablas de datos, se generaron las curvas esfuerzo deformación correspondientes a cada muestra.

Para obtener el módulo de Young, se obtuvo la pendiente de la parte más lineal dentro de la región elástica de la curva esfuerzo-deformación. Con ayuda de una regresión lineal se obtuvo la ecuación de una recta idealizada en la zona inicial de la curva. Finalmente con esta ecuación se obtuvo la pendiente, la cual representa el módulo de Young [Turner, Burr, 1993].

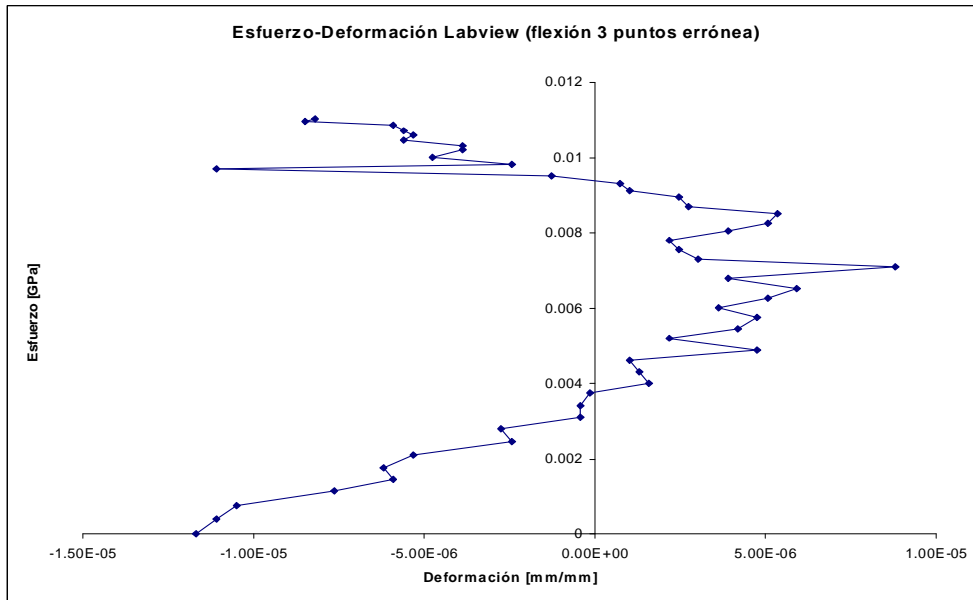
El punto de fluencia se determinó encontrando el punto donde se comienza a perder la linealidad de la curva esfuerzo-deformación. Para encontrar este punto se traza una línea recta paralela a la línea elástica de la curva esfuerzo-deformación desplazada por una determinada deformación, en este caso 0.002 (mm/mm). La intersección con la curva refleja entonces el límite elástico de las muestras sometidas al ensayo. Su correspondiente coordenada en el eje  $x$  muestra la deformación de fluencia  $y$ , en el eje  $y$  el esfuerzo de fluencia [Morgan, Keaveny, 2004].

Los esfuerzos y deformaciones últimas se obtuvieron mediante las coordenadas correspondientes del punto máximo de la curva esfuerzo deformación. Estos reflejan la resistencia del tejido óseo (Bone strenght).

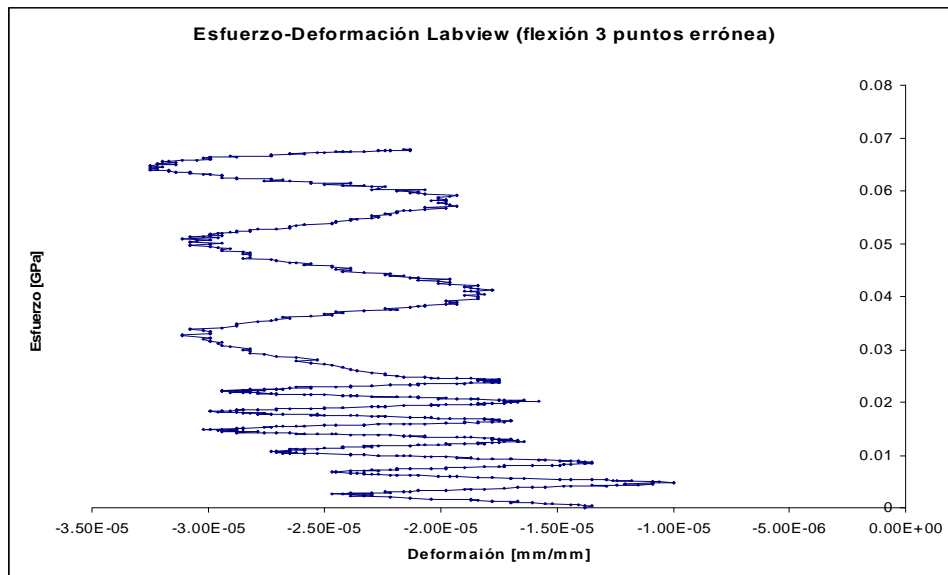
Referente a los datos arrojados por el software Labview 7.1, se obtuvieron tablas con datos de tiempo-deformación. Conociendo tanto la velocidad del actuador como la distancia que se desplazó, es posible conocer el tiempo total a la fractura y así, hacer una corrección en la cantidad de estos datos y poder relacionar las tablas de deformación Labview con los datos de esfuerzo Instron, de manera que se obtengan curvas esfuerzo-deformación en el Labview, y de ahí, sus respectivos valores para deformación y esfuerzo últimos, de la misma manera que con los datos de la Instron.

Se ensayaron 12 muestras, de las cuales solo 7 arrojaron datos que se tomaron en cuenta. Para realizar el análisis de los resultados y obtener los valores de desviación estándar y promedios, se eliminaron los datos extremos, tanto el mínimo como el máximo, teniendo un total de cinco datos finales. Las 5 muestras que se eliminaron fue debido a que se obtuvieron lecturas erróneas concernientes a las curvas esfuerzo-deformación de Labview. Estas presentaban un comportamiento inconsistente y parecido a la señal de ruido generado en un circuito eléctrico, y por lo tanto no se puede confiar en los datos de éstas curvas, por lo que fueron desechados. Este comportamiento se debe a dos motivos principalmente: los extensómetros pudieron despegarse durante la deformación del hueso y registrar datos que reflejan su propia deformación, la cuál es completamente variable e inconsistente, como se puede observar en la gráfica 4.1. Estos se descartan ya que las demás pruebas muestran el comportamiento esperado por el hueso durante estos ensayos. El otro motivo es la presencia de burbujas de aire ubicadas en la interfase del extensómetro y el pegamento. Al

aplicarse la carga, el extensómetro solo registra el movimiento, también inconsistente, de dichas burbujas, generando así el tipo de gráfica mostrado (Gráfica. 4.2).

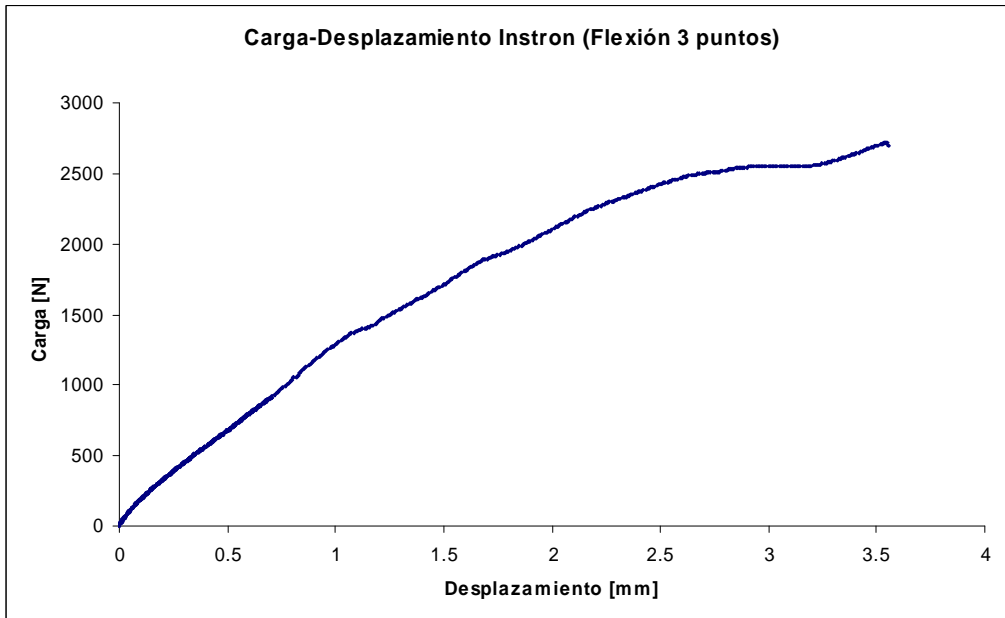


Gráfica 4.1: Curva esfuerzo-deformación errónea debida al desprendimiento del extensómetro eléctrico.

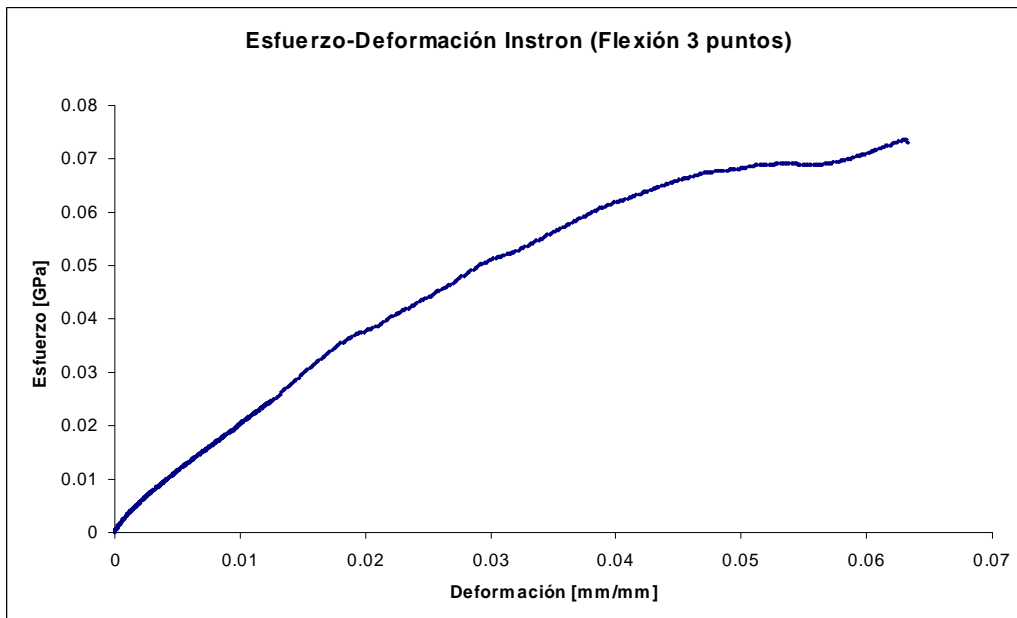


Gráfica 4.2: Curva esfuerzo-deformación errónea, debido a burbujas de aire entre el pegamento y el extensómetro. Los datos proporcionados por estas gráficas fueron desechados.

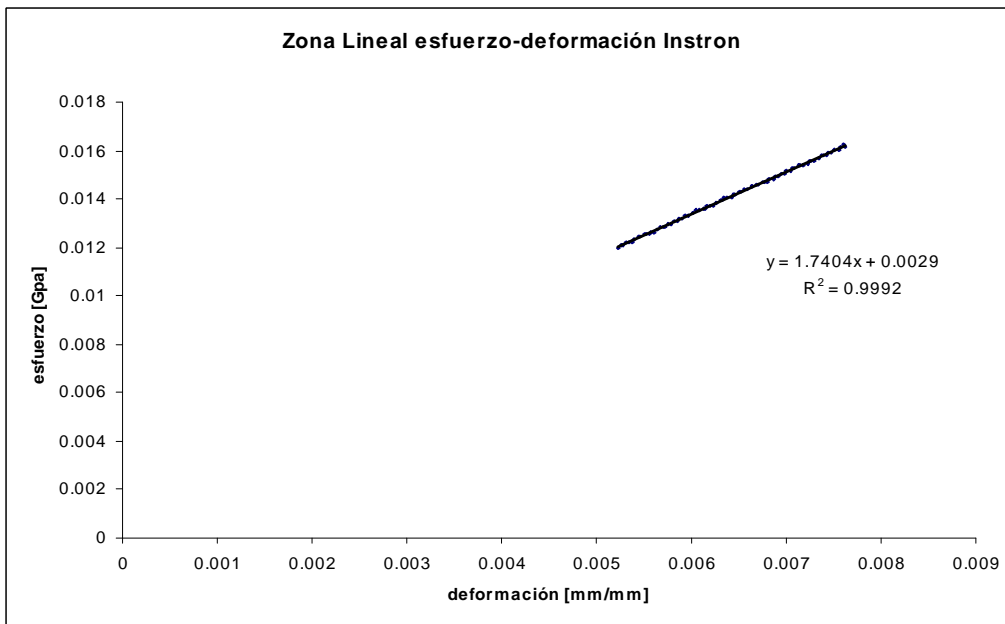
A continuación se muestran ejemplos de los gráficos obtenidos donde se puede observar el procedimiento anteriormente descrito, además de una tabla con las propiedades mecánicas obtenidas. El análisis de estas gráficas y los resultados se discutirán en el capítulo final de este trabajo.



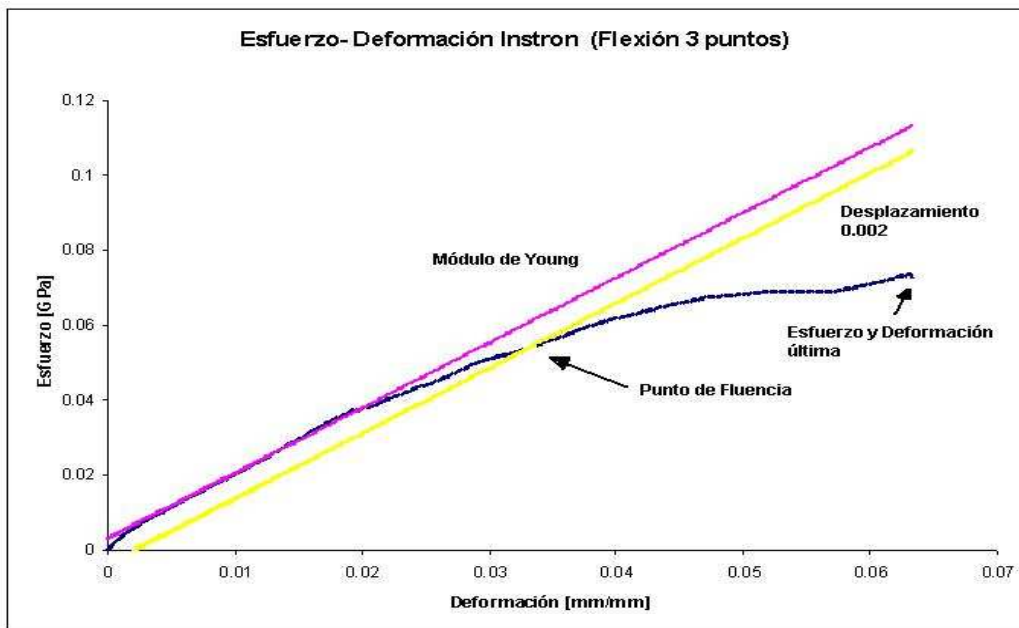
Gráfica 4.3: Curva Carga-Desplazamiento de la muestra 2 de fémur porcino completo.



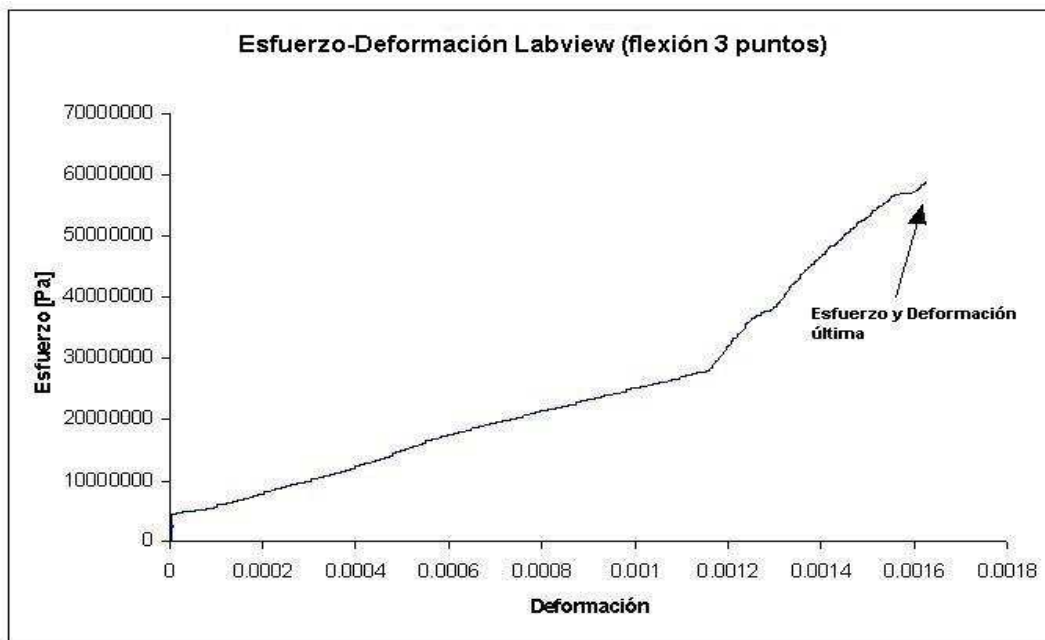
Gráfica 4.4: Curva Esfuerzo-Deformación de la muestra 2 de fémur porcino completo.



**Gráfica 4.5:** Zona lineal de la curva esfuerzo-deformación de la muestra 2 y su ecuación obtenida mediante regresión lineal (la pendiente muestra el módulo de Young de esa muestra)



**Gráfica 4.6:** Curva esfuerzo-deformación de la muestra 2 de fémur porcino completo, mostrando las adecuaciones hechas para la determinación de sus propiedades mecánicas.



**Gráfica 4.7:** Curva esfuerzo-deformación correcta, generada de la confrontación de datos de Instron y Labview. Se muestra el esfuerzo y deformación últimos.

**Tabla 4.1:** Propiedades mecánicas obtenidas de los ensayos de flexión en tres puntos para fémur porcino completo (resultados).

Muestra	Módulo de Young [GPa]	Esfuerzo de Fluencia Instron [MPa]	Deformación de Fluencia Instron [mm/mm]	Esfuerzo último Instron [MPa]	Deformación última Instron [mm/mm]	Deformación última Labview [mm/mm]
1	1.74	54.238925	0.033199172	72.931496	0.063305842	2.13E-05
2	1.5749	13.119368	0.010512603	55.15767	0.164024412	8.80E-06
3	1.53	4.835307	5.17E-03	72.360924	1.24E-01	7.56E-03
4	9.86E-01	3.229759	5.40E-03	33.206072	1.74E-01	5.84E-02
5	9.64E-01	6.210259	8.48E-03	29.393105	1.12E-01	9.46E-04
<b>Promedio</b>	<b>1.3589</b>	<b>16.3267236</b>	<b>0.012552355</b>	<b>52.6098534</b>	<b>0.127466051</b>	<b>1.34E-02</b>
<b>Desviación estándar</b>	<b>0.359224445</b>	<b>21.52642642</b>	<b>0.011754691</b>	<b>20.76709811</b>	<b>0.044355571</b>	<b>0.025360012</b>

# ***CAPÍTULO 5***

---

---

## ***ANÁLISIS DE RESULTADOS Y CONCLUSIONES***

Este trabajo se realizó con la intención de determinar las propiedades mecánicas del fémur porcino completo bajo un protocolo de preparación e instrumentación de muestras ya establecido anteriormente por otros investigadores de la rama de la biomecánica. Es obvio que para entender tanto el procedimiento de experimentación, como los resultados obtenidos, y el propósito mismo de estos resultados, se necesita hacer una investigación previa de la naturaleza del tejido óseo, como su capacidad de auto remodelarse y su comportamiento mecánico ante sollicitaciones externas.

El uso de aparatos de medición tales como los extensómetros eléctricos sugiere que los resultados sean más precisos y tengan un enfoque más apegado a lo que sucede con el hueso en su comportamiento durante la prueba.

Debido a que el hueso presenta una estructura y comportamiento no homogéneos, se necesitan usar métodos tales como los descritos en el capítulo anterior para poder calcular sus propiedades mecánicas, por ejemplo, localizar la parte lineal de la curva esfuerzo-deformación en la zona elástica para poder obtener el módulo de Young, o para encontrar el punto de fluencia, como se describe en la gráfica 4.6. Estos métodos también son aplicables para materiales homogéneos.

La secuencia de gráficas mostradas (4.3-4.7) representan los pasos que se siguieron a la largo de la obtención de los resultados y el manejo de los datos, tanto los arrojados por la Instron, como los arrojados por el uso de los extensómetros. Por ejemplo, la gráfica 4.5 muestra la curva esfuerzo-deformación generada a partir de la confrontación de los datos de esfuerzo Instron con las deformaciones medidas con extensómetros. Con esta gráfica se pudieron obtener las deformaciones últimas mediante el Labview.

Las gráficas 4.1 y 4.2 muestran las pruebas erróneas con los extensómetros eléctricos. Estos errores se cometieron probablemente durante la fijación del

extensómetro, ya que al remover el periostio se corre el riesgo de dañar la superficie, es decir, se llega a crear una superficie irregular con posibles poros o ralladuras. La presencia de estas irregularidades provoca “burbujas de aire” en la interfase del extensómetro y la superficie de la diáfisis. Las burbujas de aire también aparecen cuando el pegamento se usa en exceso o cuando no se aplica suficiente presión para pegar el extensómetro. Así, cuando éste se conecta al aparato de medición, solo se registran las deformaciones que sufren dichas burbujas, presentando así, lecturas completamente inconsistentes. Otra irregularidad se presenta al momento de realizar el ensayo, ya que el extensómetro puede despegarse cuando el hueso sufre la deformación y las lecturas hechas por el extensómetro son sólo de su propia deformación. Este tipo de comportamiento se observa en la gráfica 4.2.

Los valores que se obtuvieron en este trabajo respecto a las propiedades mecánicas como son el módulo de elasticidad, la resistencia y las deformaciones son muy similares a los valores reportados por otros autores. Se encontró que existe un amplio rango de resultados reportados en la historia del estudio de la mecánica del tejido óseo. Se puede asegurar que todos estos valores son correctos, ya que dependen de los diferentes protocolos que se siguieron en la experimentación, además de otros factores como la edad de las muestras, el sitio anatómico donde se realizaron los ensayos, el tipo de ensayo y la instrumentación de las muestras. Obviamente, mientras más se hace investigación sobre el comportamiento mecánico del tejido óseo, más se refinan los métodos para la obtención de sus propiedades, y por lo tanto, se obtienen resultados más precisos y de mayor utilidad.

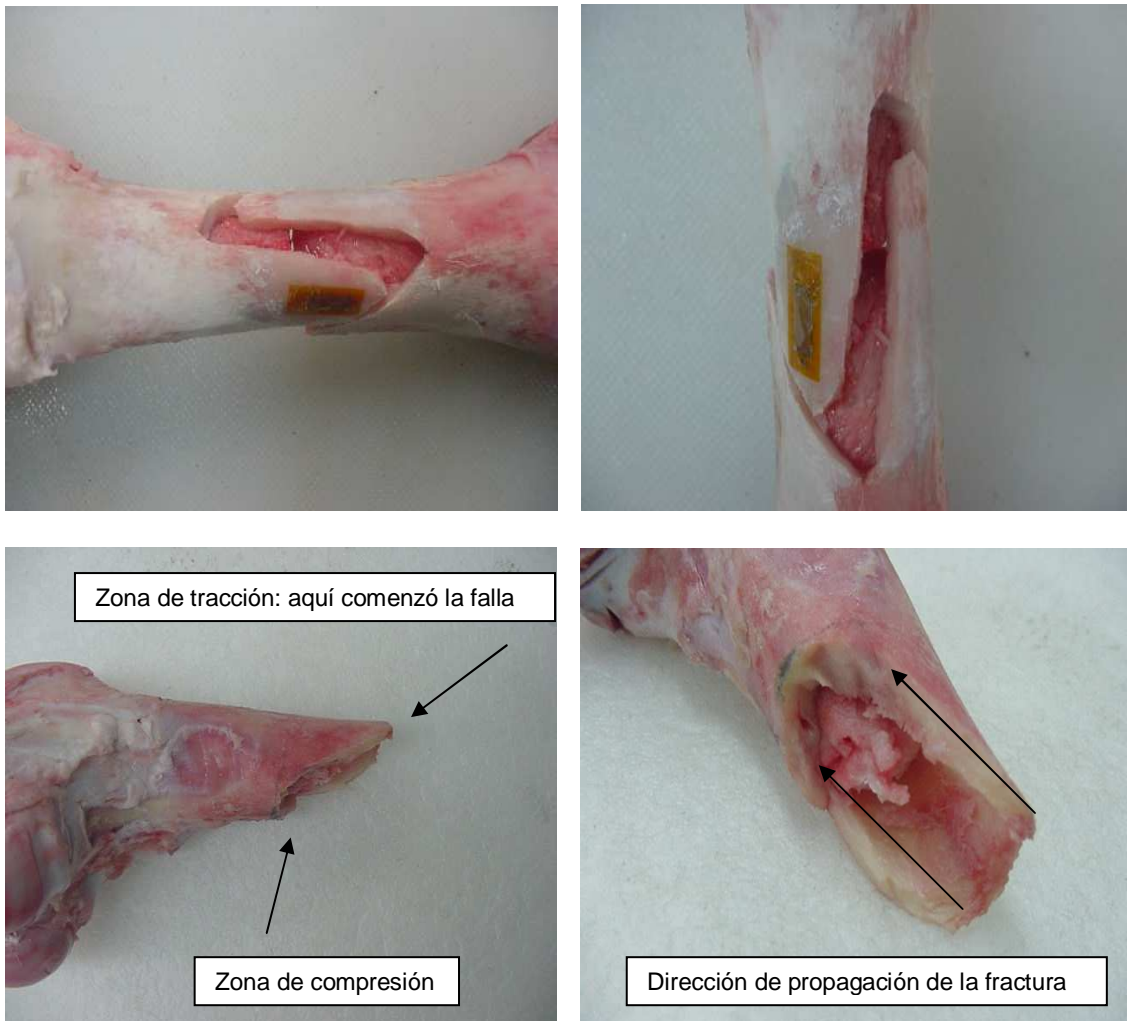
La tabla 4.1 muestra los resultados obtenidos en este trabajo. Los valores promedio para el módulo de Young fueron de  $1.3589 \pm 0.3592$  GPa. Comparando este valor con los reportes de otros autores se observa que no existe mucha diferencia, lo cuál sugiere que los resultados obtenidos en este trabajo son representativos para el tipo de muestra que se ensayó. En cuanto a los valores de la resistencia, los resultados promedio obtenidos fueron de  $52.6098 \pm 20.767$  MPa. Al comparar con los valores reportados por los otros autores, se observa que son menores. Esto se debe al tiempo de congelación (varios días) y al nivel de deshidratación que tuvieron las muestras antes de ser ensayadas. Al momento de guardarlas en el congelador, las muestras debieron ser sumergidas en solución salina para evitar el congelamiento de sus fluidos y preservar su humedad. Esto no se realizó y las muestras se congelaron, permaneciendo por lo menos 4 días en ese estado. Todo esto provocó dos situaciones: Cuando los fluidos internos del hueso se congelan, sufren dilatación; lo que provoca que las trabéculas se fracturen y por lo tanto toda la estructura ósea se debilita. Por otro lado, algunos autores han reportado que el hueso resulta ser más frágil cuando no está hidratado. La falta de humedad hace que el hueso pierda dureza, y al momento de aplicarle la carga, es más fácil alcanzar su punto de fractura; es decir, el hueso se vuelve menos resistente [Evans, 1973].

Esta falta de resistencia se observa en la tabla 2.5, donde varios fémures humanos fueron sometidos a diferentes niveles de deshidratación y después

ensayados en flexión en tres puntos. Se puede ver claramente la reducción en el esfuerzo último conforme aumenta la temperatura.

Respecto a los resultados obtenidos para las deformaciones últimas, se ha podido demostrar anteriormente que en este tipo de ensayo hay siempre una sobreestimación en el cálculo de éstas, debido principalmente a la presencia de esfuerzos cortantes, y al comportamiento del hueso en la región plástica en la curva esfuerzo-deformación. El uso de los extensómetros ofreció una solución a este problema, midiendo valores de deformación mas pequeños, con lo que se puede inferir que las deformaciones últimas ocurrieron antes de que la muestra colapsara totalmente y gracias a microfisuras en la estructura superficial de la muestra [Turner, Akther, Raab, Kimmel, Recker, 1991].

La figura 5.1 muestra el tipo de fractura con ángulo de  $45^{\circ}$  que sufrieron algunas muestras después del ensayo, confirmando que el hueso es un material de carácter frágil. Todas las fracturas se originaron en la zona de tracción y se propagaron hacia la zona de compresión, tal y como es mencionado en la teoría de ensayos de flexión.



**Figura 5.1:** Fracturas en diáfisis femoral, mostrando un comportamiento frágil



En conclusión, se lograron alcanzar los objetivos principales de este trabajo al poder obtener algunas de las propiedades mecánicas del tejido óseo, sin embargo se pueden hacer varias modificaciones en el protocolo de los ensayos que ayuden a mejorar los resultados de forma que sean de mayor utilidad para futuras investigaciones. Las recomendaciones son las siguientes:

- Aumentar el número de ensayos para tener más datos con los cuales se pueda trabajar, ya que siempre se obtienen valores erróneos que deben ser desechados.
- Tratar de realizar los ensayos con muestras que sean lo más frescas posibles; es decir, que no haya pasado mucho tiempo desde su extracción del individuo. Esto es para evitar que tengan que ser almacenadas en el congelador y se corra el riesgo de la deshidratación. Si esto no es posible, es muy importante que las muestras se guarden en el congelador totalmente sumergidas en solución salina y que no pase demasiado tiempo para que sean ensayadas. La importancia de que los fluidos internos del hueso no se sequen es fundamental en el comportamiento elástico del mismo. Gracias a estos fluidos, el hueso es capaz de absorber cierta cantidad de energía cuando se le aplica una carga, comportándose como un material viscoelástico y mostrando una mayor resistencia ante la sollicitación. Todo esto hará que las mediciones no se vean afectadas y se obtengan resultados más confiables.
- Tener un cuidado muy especial en el manejo de los extensómetros y en la instrumentación de las muestras. Estos dispositivos son muy delicados y cualquier doblez al momento de manipularlos puede romper su rejilla metálica, haciéndolos inservibles. Lo mejor para este caso es medir su resistencia eléctrica antes y después de adherirlo, para ver que coincida con su resistencia nominal y asegurar que continuará funcionando en el ensayo. En cuanto a la instrumentación de las muestras, el cuidado y la atención en cada paso son muy importantes para que el extensómetro funcione correctamente: desde obtener una superficie limpia y lo más uniforme posible, hasta adherir el extensómetro de forma adecuada.

La importancia de establecer un protocolo de pruebas mecánicas sobre tejido óseo no sólo garantiza la obtención de resultados satisfactorios, sino que ofrece una base para futuros proyectos, en los cuáles no se tendrá que hacer una investigación previa sobre el procedimiento del ensayo, el manejo de las muestras o su instrumentación

Finalmente, este tipo de investigaciones ayudarán a una mejor comprensión de la biomecánica del tejido óseo, cuyas implicaciones médicas son de vital importancia para el diseño de implantes protésicos, los biomateriales y su interacción con el tejido vivo, los tratamientos y rehabilitación en personas discapacitadas y la nueva tecnología de los materiales.

# **BIBLIOGRAFÍA**

---

---

[1] Anthony, C. P., & Thibodeau, G. A. **Anatomía y Fisiología**. Nueva Editorial Interamericana. México 1983.

[2] ASAE. **Shear and Three-Point Bending Test of Animal Bone**. Specification S459, ASAE Standards.

[3] ASTM. **Standard Test Methods for Flexural Properties of Unreinforced and Reinforced Plastics and Electrical Insulating Materials**. Specification D790M-82. ASTM Standards.

[4] Avallone, A, Baumeister, T. **Marks' Standard Handbook for Mechanical Engineers**. 10th Edition, McGraw-Hill, USA, 1996.

[5] Bonefield, W., Li, C.H. **Anisotropy of nonelastic flow in bone**. Appl. Physics. 38, 2450. 1967.

[6] Burnstein, A.H, Currey, J.D. **The Ultimate properties of bone tissue: The effects of yielding**. J. Biomech. 5:35-44; 1972.

[7] Camacho,R. **Introducción al análisis experimental de esfuerzos mediante extensometría eléctrica**. Instituto Tecnológico de la Paz. 1992.

[8] Carter, D.R, Hayes, W.C. **Compact bone fatigue damage: A microscopic examination**. Clin. Orthop. 127, 265. 1977.

[9] Cerrud, S.M, Narváez, M.Y., Muñoz, V., Schouwenaars, R., **Modelado del comportamiento mecánico del hueso (análisis de los efectos del grado de hidratación)**. Departamento de Ingeniería Mecánica de la Facultad de Ingeniería, Universidad Nacional Autónoma de México. 2004.

[10] Chaffe, E. E. & Lytle, I. M. **Basic Physiology and Anatomy**. Philadelphia: J.B. Lippincott Company. 1980

[11] Cowin, S. **Bone Mechanics Handbook**. CRC Press, EUA, 2001

[12] Currey, J.D. **Incompatible mechanical properties in compact bone**. Journal of Theoretical Biology. 231. 569-580, 2004.

[13] Currey, J.D. **Bones: Structure and Mechanics**. Princeton University Press. U.S.A., 2002.

- [14] D. H. Nielsen, F. J. McEvoy, M. T. Madsen†, J. B. Jensen†, and E. Svalastoga. **Relationship between bone strength and dual-energy X-ray absorptiometry measurements in a screening protocol for pigs.** Journal of animal Science. 2006.
- [15] Evans, F.G. **Mechanical properties of bone.** Springfield, IL. C.C Thomas. 1973.
- [16] Fawcett, B. **Tratado de Histología Interamericana.** Mac GrawHill. 1995
- [17] Ferreira, M.A. Vaz, J.A. Simões. **Mechanical properties of bovine cortical bone at high strain rate.** Materials Characterization 57 71–79, 2006.
- [18] Frankel, Victor H., Nordin, M. **Biomecánica básica del sistema musculoesquelético.** Mac GrawHill. 2004
- [19] Frankel, V.H, Burstein, A.H. **Orthopaedic Biomechanics.** Philadelphia: Lea and Febiger, 1970.
- [20] González, J, Vázquez, R. **Programa de prácticas para el laboratorio de análisis experimental de esfuerzos.** Tesis. F.I. UNAM, 2000.
- [21] Jeffrey S. Nyman, Anuradha Roy, Xinmei Shen, Rae L. Acuna, Jerrod H. Tyler, Xiaodu Wang. **The influence of water removal on the strength and toughness of cortical bone.** Journal of Biomechanics 39 (2006) 931–938, 2006.
- [22] Keaveney, T.M, Hayes, W.C. **Mechanical properties of cortical and trabecular bone.** 7, 285-344, 1993.
- [23] Morgan E. F, Keaveny T. M. **Dependence of yield strain of human trabecular bone on anatomic site.** J. of biomechanics, 1998.
- [24] Ozkaya, N., Nordin, M. **Fundamentals of Biomechanics: Equilibrium, Motion, and Deformation.** (2nd ed.). New York: Springer-Verlag, 1999.
- [25] Rincón, E., Ros, A., **Caracterización mecánica del material óseo.** Tecnología y desarrollo. Vol. II, 2004.
- [26] Roesler, H. **The history of some fundamental concepts in bone biomechanics.** Journal of Biomechanics; 20: 1025-1034, 1987.
- [27] Spivak, J.M, DiCesare, P.E, Feldman, D.S.,. **Orthopaedics: A study guide.** (pp. 45-48). New York. Mac Graw Hill. 1980.
- [28] Turner, C.H, Burr, D. B. **Basic biomechanical measurements of bone: A tutorial.** Bone. 14, p.p. 595-608, 1993.

*Bibliografía*

[30] Turner, C.H, Akther, M.P, Raab, D.M, Kimmel, D.B, Recker, R.R. **A noninvasive, invivo model for studying strain adaptive bone modeling.** Bone 12:73-79, 1991.

[31] Yuehwei H. An, Robert A. Draughn. **Mechanical Testing of Bone and the Bone-Implant Interface.** CRC PRESS, 2000.