



Escola Universitària d'Enginyeria  
Tècnica Industrial de Barcelona  
Consorci Escola Industrial de Barcelona

UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE CATALUNYA

TRABAJO DE FINAL DE GRADO

A detailed architectural drawing of a building facade, likely the main entrance of the UPC, featuring a central archway and a prominent tower with a conical roof.

# CARACTERIZACIÓN BIOMECÁNICA DEL HUESO DE OVEJA

TFG presentado para optar al título de GRADO en  
INGIENERÍA MECÁNICA  
por **David Reig Gallardo**

Barcelona, 11 de Enero de 2016

Tutor proyecto: David Sánchez Molina  
Departamento de RMEE  
Universitat Politècnica de Catalunya (UPC)

# **CONTENIDO GENERAL**

## **VOLUMEN I: MEMORIA – PRESUPUESTO**

### **MEMORIA**

CAPÍTULO 1. Introducción

CAPÍTULO 2. Biología del hueso

CAPÍTULO 3. Caracterización Biomecánica del hueso

CAPÍTULO 4. Estudio experimental

CAPÍTULO 5. Resultados

CAPÍTULO 6. Limitaciones del estudio

CAPÍTULO 7. Conclusiones

CAPÍTULO 8. Bibliografía

### **ANEXOS DE LA MEMORIA**

A. Artículos

B. Secciones MicroCT

C. Quantum GX MicroCT

### **PRESUPUESTO**

1. Presupuesto



Escola Universitària d'Enginyeria  
Tècnica Industrial de Barcelona  
Consorci Escola Industrial de Barcelona

UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE CATALUNYA

**Memoria**

A detailed illustration of a classical building facade, likely the main entrance of the UPC, featuring a central archway, multiple windows, and a prominent tower with a triangular roof.

# **CARACTERIZACIÓN BIOMECÁNICA DEL HUESO DE OVEJA**

TFG presentado para optar al título de GRADO en  
INGENIERÍA MECÁNICA  
por **David Reig Gallardo**

Barcelona, 11 de Enero de 2016

Director: David Sánchez Molina  
Departamento de RMEE  
Universitat Politècnica de Catalunya (UPC)

# ÍNDICE MEMORIA

Índice memoria.....	i
Índice de figuras .....	iii
Índice de tablas .....	vi
Resum.....	vii
Resumen .....	vii
Abstract.....	vii
Agradecimientos .....	ix
<b>Capítulo 1: Introducción .....</b>	<b>1</b>
1.1. Motivación.....	2
1.2. Objetivos .....	2
1.3. Contenido del trabajo.....	3
<b>Capítulo 2: Biología del hueso .....</b>	<b>4</b>
2.1. Histología del hueso.....	5
2.1.1. Estructura ósea: Estructura macroscópica y microscópica. ....	6
2.1.2. La matriz ósea.....	10
2.1.3. Estructura ósea. Clasificación.....	11
2.2. La tibia .....	13
2.3. Modelo animal.....	15
<b>Capítulo 3: Caracterización biomecánica del hueso .....</b>	<b>17</b>
3.1. Descripción del comportamiento del hueso como medio continuo .....	18
3.2. Conceptos básicos de la mecánica de los materiales .....	20
3.2.1. Esfuerzo y deformación.....	20
3.2.2. Relación entre tensión y deformación.....	23
3.3. Ensayos clásicos de caracterización biomecánica.....	27
3.3.1. Ensayo de flexión.....	28
3.3.2. Ensayo bajo carga cuasi-axial .....	32
3.3.3. Ensayo de torsión .....	34
3.4. Técnicas alternativas a los ensayos clásicos .....	35
3.4.1. Análisis cuantitativo por ultrasonidos (QUS).....	35
3.4.2. Análisis mediante elementos finitos (FEA) .....	36
3.4.3. Image-guided failure analysis (IGFA).....	37

3.4.4. Análisis mediante el uso de tomografías computadas .....	38
<b>Capítulo 4: Estudio experimental .....</b>	<b>40</b>
4.1. Material y método .....	41
4.2. Ensayos experimentales .....	48
4.2.1. Ensayo de flexión en tres puntos experimental.....	49
4.2.2. Ensayo de flexión en cuatro puntos experimental .....	50
4.2.3. Ensayo bajo carga cuasi-axial experimental .....	52
4.3. Procesado de los datos experimentales.....	53
4.4. Procesado de los datos extraídos de MicroCT .....	54
<b>Capítulo 5: Resultados .....</b>	<b>57</b>
5.1. Dimensiones características .....	58
5.2. Resultados del ensayo experimental.....	60
5.3. Resultados del ensayo tomográfico .....	65
<b>Capítulo 6: Limitaciones del estudio .....</b>	<b>73</b>
6.1. Limitaciones en las muestras .....	74
6.2. Análisis en MicroCT .....	74
6.3. Análisis experimental .....	74
6.4. Procesado de datos.....	75
<b>Capítulo 7: Conclusiones .....</b>	<b>76</b>
7.1. Aplicaciones futuras .....	77
<b>Capítulo 8: Bibliografía.....</b>	<b>78</b>
8.1. Referencias bibliográficas .....	79
8.2. Bibliografía de consulta .....	79

## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 2.1.	Corte transversal de fémur humano.....	6
Figura 2.2.	Microfotografía electrónica del hueso cortical y trabecular.....	7
Figura 2.3.	Representación de la microestructura del hueso compacto.....	7
Figura 2.4.	Sección transversal del hueso.....	8
Figura 2.5.	Osteona en detalle.....	9
Figura 2.6.	Formación de sucesivas generaciones de osteonas.....	9
Figura 2.7.	Representación del tejido trabecular para diversas especies.....	10
Figura 2.8.	Matriz ósea.....	11
Figura 2.9.	Ejemplo de hueso corto: vértebra humana.....	12
Figura 2.10.	Ejemplo de hueso plano: ilion humano.....	12
Figura 2.11.	Ejemplo de hueso largo: tibia humana.....	13
Figura 2.12.	Vistas anterior, posterior y lateral de tibia derecha.....	14
Figura 3.1.	Representación intuitiva del concepto de esfuerzo.....	20
Figura 3.2a.	Cuerpo tridimensional sometido a la acción de un sistema de fuerzas en equilibrio.....	21
Figura 3.2b.	Representación de un cubo diferencial.....	21
Figura 3.2c.	Componentes del vector tensión en cada una de las caras.....	21
Figura 3.3a.	Deformación normal.....	23
Figura 3.3b.	Deformación angular.....	23
Figura 3.4.	Curva tensión-deformación obtenida de material óseo.....	24
Figura 3.5.	Relación densidad aparente-Módulo de Young hueso cortical.....	25
Figura 3.6.	Relación densidad aparente-Módulo de Young hueso trabecular...26	
Figura 3.7.	Deformaciones axiales y laterales debidas a la carga.....	27
Figura 3.8a.	Representación de condiciones de carga en ensayo de flexión en tres puntos.....	28
Figura 3.8b.	Representación de condiciones de carga en ensayo de flexión en cuatro puntos.....	28
Figura 3.9a.	Representación de tipos de fractura.....	29
Figura 3.9b.	Representación de tipos de fractura para diferentes ensayos.....	29
Figura 3.10a.	Esquema de carga para ensayo de flexión en tres puntos.....	30
Figura 3.10b.	Esquema de carga para ensayo de flexión en cuatro punto.....	30
Figura 3.11.	Sección transversal del hueso.....	32

Figura 3.12.	Geometría de una muestra para ensayo de tracción.....	33
Figura 3.13.	Curva tensión-deformación.....	34
Figura 3.14.	Esquema de ensayo a torsión.....	34
Figura 3.15.	Resultados de la comparación del módulo elástico por ultrasonidos con el ensayo a compresión.....	36
Figura 3.16.	Modelo de fémur mallado.....	37
Figura 3.17.	Imagen de tomografía computada.....	38
Figura 4.1.	Muestras de tibia utilizadas.....	42
Figura 4.2.	Muestra de fémur de oveja 1.....	42
Figura 4.3.	Muestra de fémur de oveja 2.....	42
Figura 4.4.	Muestra de fémur de cerdo.....	43
Figura 4.5.	Representación esquemática de las secciones analizadas.....	43
Figura 4.6.	Muestra de tibia de oveja en soporte de MicroCT.....	44
Figura 4.7.	Ejemplo de secuencia archivos DICOM dentro de zona crítica...	45
Figura 4.8.	Captura de pantalla aislando zona de hueso cortical.....	45
Figura 4.9.	Secuencia de tratamiento de imagen de cada DICOM.....	46
Figura 4.10.	Selección del contorno de la sección de hueso.....	46
Figura 4.11.	Creación de superficie plana a partir de la selección con <i>spline</i> ...	47
Figura 4.12.	Propiedades de sección mediante <i>Solid Works</i> .....	47
Figura 4.13.	Colocación y sujeción para ensayo a flexión en tres puntos.....	49
Figura 4.14.	Aplicación de precarga para ensayo a flexión en tres puntos.....	50
Figura 4.15.	Colocación y sujeción para ensayo a flexión en cuatro puntos...	51
Figura 4.16.	Aplicación de precarga para ensayo a flexión en cuatro puntos...	51
Figura 4.17.	Obtención del desplazamiento mediante superposición.....	52
Figura 4.18.	Muestra final seccionada de fémur de cerdo.....	53
Figura 4.19.	Preparación de ensayo de compresión en fémur de cerdo.....	53
Figura 4.20.	Fichero exportado del ensayo experimental.....	54
Figura 4.21.	Obtención del factor de escala unidad de vidrio.....	55
Figura 4.22.	Medida real del soporte para muestras del MicroCT.....	55
Figura 4.23.	Toma de medidas de cada sección.....	56
Figura 5.1.	Resultado del ensayo experimental para Tibia 1.....	60
Figura 5.2.	Resultado del ensayo experimental para Tibia 2.....	60
Figura 5.3.	Resultado del ensayo experimental para Tibia 3.....	60
Figura 5.4.	Resultado del ensayo experimental para Fémur 1.....	61
Figura 5.5.	Resultado del ensayo experimental para Fémur 2.....	61

Figura 5.6.	Resultado del ensayo experimental para Fémur de cerdo.....	61
Figura 5.7.	Curva Tensión-Deformación Tibia 1.....	62
Figura 5.8.	Curva Tensión-Deformación de Tibia 2.....	62
Figura 5.9.	Curva Tensión-Deformación de Tibia 3.....	63
Figura 5.10.	Módulo de Young Tibia 1.....	63
Figura 5.11.	Módulo de Young Tibia 2.....	64
Figura 5.12.	Módulo de Young Tibia 3.....	64
Figura 5.13.	Segundo Momento de Inercia Tibia 1.....	70
Figura 5.14.	Segundo Momento de Inercia Tibia 2.....	70
Figura 5.15.	Segundo Momento de Inercia Tibia 3.....	70
Figura 5.16.	Gráfica Fuerza-Tiempo de Tibia 1.....	71
Figura 5.17.	Gráfica Fuerza-Tiempo de Tibia 2.....	71
Figura 5.18.	Gráfica Fuerza-Tiempo de Tibia 3.....	71
Figura 5.19.	Gráfica Fuerza-Tiempo de Fémur 1.....	72
Figura 5.20.	Gráfica Fuerza-Tiempo de Fémur 2.....	72
Figura 5.21.	Gráfica Fuerza-Tiempo de Fémur cerdo.....	72



## ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 2.1.	Propiedades mecánicas hueso cortical en diferentes especies.....	16
Tabla 3.1.	Módulo de Young de diferentes especies.....	21
Tabla 3.2.	Densidad aparente y <i>ash density</i> en hueso trabecular.....	26
Tabla 3.3.	Valores del Coeficiente de Poisson en diferentes muestras.....	27
Tabla 4.1.	Dimensiones de las muestras óseas para experimentación.....	41
Tabla 5.1.	Dimensiones de las muestras óseas para experimentación.....	58
Tabla 5.2.	Dimensiones internas de cada sección de Tibia 1.....	58
Tabla 5.3.	Dimensiones internas de cada sección de Tibia 2.....	59
Tabla 5.4.	Dimensiones internas de cada sección de Tibia 3.....	59
Tabla 5.5.	Módulo de Young para las distintas muestras.....	65
Tabla 5.6.	Cálculo de tensión de rotura para Tibia 2.....	66
Tabla 5.7.	Cálculo de tensión de rotura para Tibia 3.....	66
Tabla 5.8.	Cálculo de tensión de rotura para Tibia 1.....	67
Tabla 5.9.	Segundo Momento de Inercia para Tibia 1.....	68
Tabla 5.10.	Segundo Momento de Inercia para Tibia 2.....	69
Tabla 5.11.	Segundo Momento de Inercia para Tibia 3.....	69

## **RESUM**

El present estudi té com a propòsit l'elaboració d'una metodologia de treball que permeti descriure i caracteritzar les propietats biomecàniques de l'os d'ovella. L'ús del model animal oví és molt utilitzat en la investigació i desenvolupament de pròtesis humanes i, per aquest motiu, hi ha la necessitat de poder caracteritzar les seves propietats. Les mostres d'os són sotmeses a assajos mecànics clàssics de compressió i flexió, a tres i quatre punts, per tal de caracteritzar així el seu comportament. L'estudi de l'os com a teixit viu permetrà assentar les bases necessàries per a realitzar aquest projecte.

## **RESUMEN**

El presente estudio tiene como propósito la elaboración de una metodología de trabajo que permita describir y caracterizar las propiedades biomecánicas del hueso de oveja. El uso del modelo animal ovino es muy utilizado en la investigación y desarrollo de prótesis humanas y por ello la necesidad de poder caracterizar sus propiedades. Las muestras de hueso son sometidas a ensayos mecánicos clásicos de compresión y flexión, en tres y cuatro puntos, para así caracterizar su comportamiento. El estudio del hueso como tejido vivo permite asentar las bases necesarias para realizar este proyecto.

## **ABSTRACT**

The present study has as a main objective to develop a methodology to describe and characterise the biomechanical properties of ovine bone. Ovine animal model is widely used in the research and development of human orthopaedic prosthesis, and for this reason the need to study their bone properties. The ovine bone samples are subjected to classical mechanical tests of compression and three- and four-point bending, to characterise its performance. The study of the bone tissue as living tissue will permit the necessary groundwork for this project.



## **AGRADECIMIENTOS**

Quiero dar las gracias a mis tutores David Sánchez y Juan Velázquez, por prestarme su ayuda cuando la necesitaba y ayudarme en todo momento.

A Jordi Llumà, por colaborar en todos los ensayos realizados en la EUETIB.

También quiero agradecer al grupo de investigación en Ingeniería Tisular Musculoesquelética del Vall d'Hebron Institut de Recerca (VHIR) la colaboración en este proyecto, tanto por ofrecerme las muestras de hueso para mi estudio, como por la utilización de su instrumental, en especial del MicroCT. Un agradecimiento especial a Alba López, por tu paciencia, tiempo y constancia, por ser mi enlace con el VHIR y apoyarme en todo momento.



# **CAPÍTULO 1: INTRODUCCIÓN**

Este proyecto se enmarca dentro del campo de la Biomecánica y por eso, es lógico mencionar algunas definiciones:

La Biomecánica es una rama de la Ingeniería Biomédica que aplica el conocimiento y las leyes de la Mecánica a la Biología (Fung 1993).

Esta ciencia ayuda a entender el funcionamiento motor de los organismos, a caracterizar el comportamiento estructural de tejidos y órganos vivos, a predecir sus cambios debidos a alteraciones y proponer métodos de intervención artificial (Doblaré and García-Aznar 2000).

## 1.1. Motivación

Es necesario entender el comportamiento mecánico *in vivo* del tejido óseo así como sus propiedades mecánicas para poder diseñar prótesis y desarrollar materiales sustitutivos capaces de regenerar el tejido óseo dañado, ya sea a consecuencia del deterioro por la edad, padecimientos o procedimientos quirúrgicos.

Entender el comportamiento mecánico del hueso, sometido a las tensiones y deformaciones esperadas dentro de los procesos fisiológicos es vital para la posterior evaluación del tejido reemplazado y asegurar su correcta funcionalidad.

Es por ello que en las últimas décadas se ha incrementado la investigación enfocada a la caracterización del material óseo y su comportamiento mecánico.

## 1.2. Objetivos

Los propósitos y objetivos del trabajo se describen a continuación:

- Estudio de la Biología e Histología del tejido óseo y de su influencia en el comportamiento mecánico del hueso cortical.
- Calcular el Módulo de Young a partir de los ensayos a compresión y flexión en tres y cuatro puntos y comparar hasta qué punto son parecidos.
- Calcular el valor del esfuerzo de rotura para los diferentes ensayos y compararlo con los valores reales experimentales.
- Desarrollar toda la metodología necesaria para realizar los ensayos experimentales y los cálculos correspondientes.

## 1.3. Contenido del trabajo

En los siguientes capítulos se desarrollarán los objetivos definidos anteriormente.

En el capítulo 2 se presentan los antecedentes y conceptos biológicos necesarios para la comprensión de este trabajo. Por la naturaleza del material estudiado, este trabajo exige un estudio especial de otras materias relacionadas con la biomecánica, como la biología. Este segundo capítulo es relativamente extenso debido a la importancia de estos conceptos.

En el capítulo 3 se presenta la caracterización biomecánica del hueso de oveja. En él se describen conceptos básicos de la mecánica de materiales así como la descripción de los diferentes ensayos experimentales. Este capítulo plantea los conceptos matemáticos utilizados en cada ensayo.

En el capítulo 4 se presenta el estudio experimental de los ensayos realizados. Se describen con detalle material y métodos de todas las fases del proyecto, desde la obtención de las muestras óseas y el análisis tomográfico hasta la realización de los ensayos experimentales y el análisis de sus datos.

En el capítulo 5 se presentan los resultados obtenidos.

En el capítulo 6 se describen las limitaciones y dificultades encontradas durante la realización de este proyecto, tanto experimentales como de cálculo.

Finalmente, en el capítulo 7 se presentan las conclusiones a las que se ha llegado y las perspectivas futuras de este trabajo.



# **CAPÍTULO 2: BIOLOGÍA DEL HUESO**

El material óseo es un material radicalmente distinto a cualquier otro tratado por la mecánica clásica. Su estructura es heterogénea y anisótropa, y sus propiedades mecánicas varían no sólo entre distintos individuos, sino que, para un mismo individuo, el hueso es capaz de evolucionar modificando sus propiedades. Variables como la edad y el tipo de sollicitaciones al que se vea sometido hacen que el hueso sea capaz de regenerarse en caso de fractura, incluso es capaz de alterar sus propiedades mecánicas ante procesos patológicos.

A pesar de su complejidad, el conocimiento del comportamiento mecánico del material óseo es fundamental a la hora de abordar estudios como el de las actuales prótesis, ya que la clave para que éstas no presenten problemas en su funcionamiento consiste en que el comportamiento mecánico del conjunto sea prácticamente el mismo al comportamiento sin ellas.

Por ello, la Biomecánica trata de predecir el movimiento, deformaciones y tensiones que aparecen en un tejido u órgano como consecuencia de su constitución microestructural y propiedades intrínsecas, así como su interacción y restricciones impuestas por otros órganos y las cargas a las que se encuentra sometido.

Actualmente, la Biomecánica computacional está adquiriendo mayor importancia en campos tan variados como el diseño y evaluación de prótesis, el análisis del sistema cardiovascular, implantes dentales, estudio de lesiones y ergonomía entre otros.

## 2.1. Histología del hueso

El tejido óseo es una variedad de tejido conjuntivo el cual está formado por células, fibras y sustancia fundamental. A diferencia de otros tejidos conjuntivos, éste está compuesto por componentes extracelulares mineralizadas que forman la matriz ósea, respondiendo a la denominación de tejido duro. Esto hace que sea un material rígido y con una elevada resistencia a la tracción, compresión y cierta elasticidad, adecuado para la función de soporte del cuerpo y protección de órganos vitales.

Las principales funciones del tejido óseo son de:

- **Protección:** Los huesos forman cavidades que protegen a los órganos vitales de posibles traumatismos, como la cavidad craneal y la torácica.
- **Sostén:** Los huesos forman un cuadro rígido que soporta directamente tejidos blandos como músculos y tendones.
- **Movimiento:** Gracias a los músculos que se fijan a los huesos a través de los tendones y a sus contracciones sincronizadas, el cuerpo se puede mover.
- **Almacenamiento de minerales:** Actúa sobre todo como reserva de calcio y fósforo.
- **Transducción del sonido:** Los huesos son importantes en el aspecto mecánico de la audición que se produce en el oído medio.

El hueso está constituido por un material natural compuesto, formado por una proteína blanda y resistente, el colágeno, y un mineral frágil de hidroxapatita ( $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)(\text{OH})_2$ ). La superficie exterior de la zona del hueso correspondiente a las articulaciones está recubierta con cartílago, compuesto de fluidos corporales que lubrican y proporcionan una interfase con un bajo coeficiente de fricción que facilita el movimiento relativo entre los huesos de la articulación.

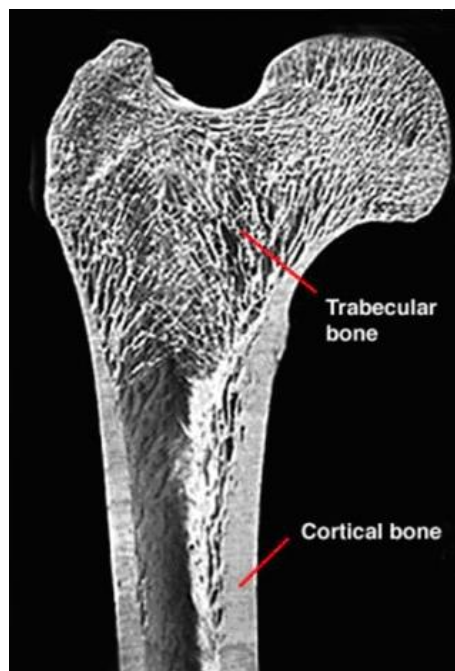
Por otra parte, la morfología del hueso permite conseguir un material rígido y ligero al mismo tiempo. La rigidez la confiere la capa exterior, formada de material compacto, mientras que en el interior adopta una forma esponjosa que le permite minimizar el peso. En huesos largos, la sección y el espesor de la pared exterior varían a lo largo del perfil ajustándose a las solicitaciones a las que estará sometido en cada zona (Rincón *et al.* 2004).

### 2.1.1. Estructura ósea: Estructura macroscópica y microscópica.

Realizando un corte transversal en el hueso podemos distinguir dos formas diferentes de hueso:

- Hueso cortical o compacto.
- Hueso trabecular o esponjoso.

La composición del hueso cortical y del trabecular es muy similar, la diferencia principal está en que la porosidad del hueso compacto es mucho menor que la del esponjoso; en el compacto es aproximadamente del 10% mientras que en el esponjoso puede tomar valores entre el 50% y el 95%. Esta composición varía dependiendo de la especie, edad, sexo, el tipo de hueso y de si este está afectado por alguna enfermedad (Doblaré and García-Aznar 2000).



**Figura 2.1.** Corte transversal de fémur humano diferenciando zona trabecular y cortical.

En el hueso esponjoso o trabecular puede distinguirse una retícula tridimensional de espículas óseas ramificadas o trabéculas que delimitan un sistema laberíntico

de espacios intercomunicados ocupados por médula ósea. Por el contrario, el hueso compacto o cortical aparece como una masa sólida continua en la que los espacios huecos sólo pueden verse con la ayuda de un microscopio. Las diferencias en la distribución del material entre ambos tipos de hueso dan lugar a diferentes propiedades mecánicas.

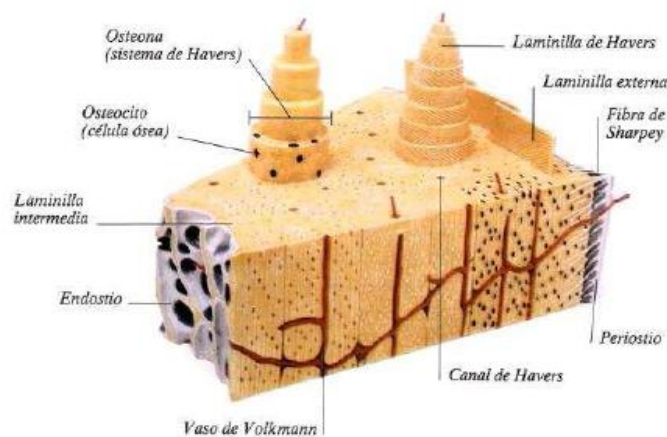


**Figura 2.2.** Microfotografía electrónica del hueso cortical (izquierda) y trabecular (derecha).

En ciertos lugares las trabéculas presentan una orientación preferente muy clara, en otros la orientación es más difícil de reconocer. Esa orientación preferencial de las trabéculas es de particular importancia para la anisotropía del hueso esponjoso (van Rietbergen and Huiskes 2001).

### Hueso cortical

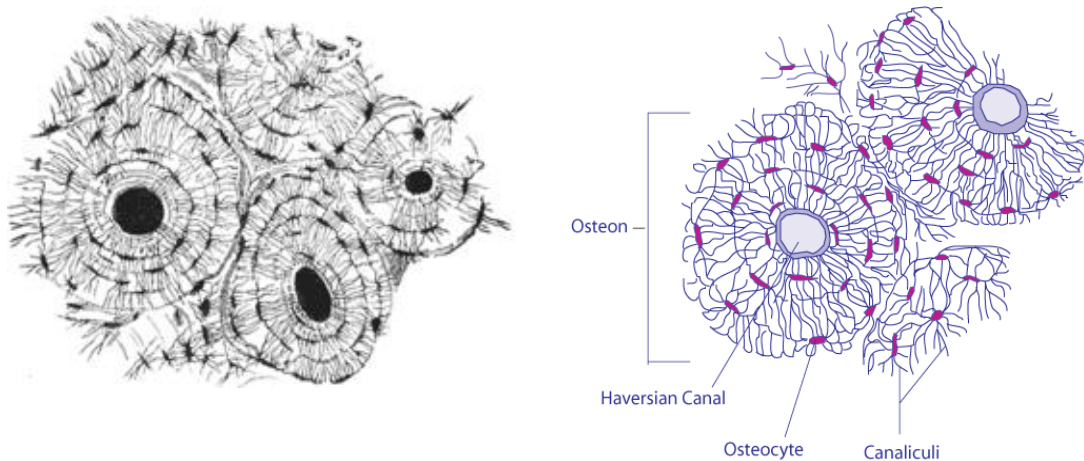
Desde el punto de vista microscópico, el hueso cortical o compacto está formado principalmente por matriz ósea. Con un 5-10% de porosidad y diferentes tipos de poros (Doblaré and García-Aznar 2003). Esta sustancia se encuentra depositada en capas o laminillas, también denominadas lamelas, de entre 3 y 5 micras de espesor. En la matriz ósea y, dispuestas de un modo bastante regular, existen cavidades de forma lenticular conocidas como lagunas, donde en cada uno de estos pequeños huecos se encuentra una célula denominada osteocito. Estas células se encuentran en contacto con las células vecinas a través de unos pequeños conductos que pasan a través de la matriz ósea (Cooper et al. 1966; Holtrop 1975; Curtis et al. 1985). Sólo una pequeña parte de la masa total del hueso corresponde a los osteocitos.



**Figura 2.3.** Representación de la microestructura del hueso compacto.

Existen tres disposiciones diferentes en las que podemos encontrar las laminillas de hueso compacto (Cohen and Harris 1958; Fawcett 1995):

1. La mayor parte de estas laminillas se colocan de manera concéntrica alrededor de canales vasculares en el interior del hueso. De esta manera se forman unidades estructurales cilíndricas, generalmente longitudinales, denominadas sistemas haversianos u osteonas. Estas unidades son de tamaño variable y pueden constar de un número de laminillas comprendido entre 4 y 20.



**Figura 2.4.** *Sección transversal del hueso. Se aprecian las osteonas (circulares) y los osteoclastos con sus canalículos. En el centro se ubica el canal central de la osteona.*

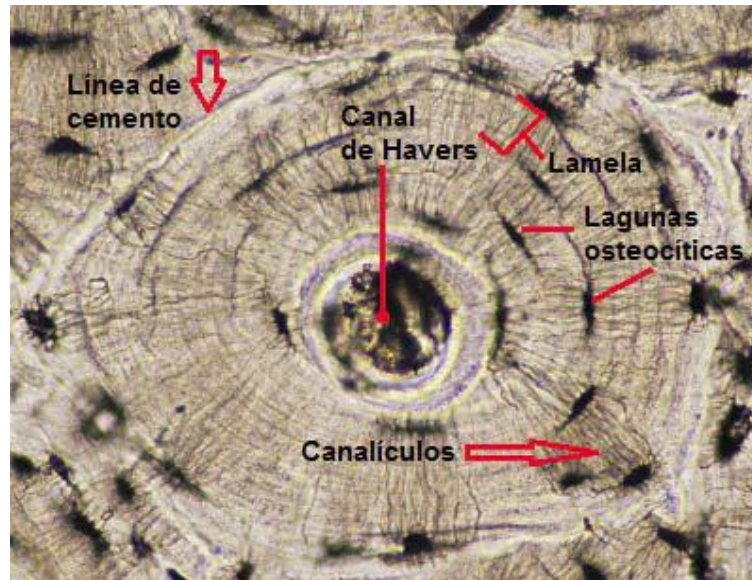
En los huesos largos, las osteonas son aproximadamente longitudinales. Por esta razón, en un corte transversal de la zona media de un hueso largo, como por ejemplo el fémur o la tibia, cada osteona se muestra como una serie de anillos concéntricos en torno a un orificio central, mientras que en un corte longitudinal aparecen como bandas paralelas. En la figura 2.4. se muestra el corte transversal de una osteona donde se distingue el canal central, las lagunas de los osteocitos, con los diminutos canalículos que las comunican entre sí, y las laminillas situadas concéntricamente en torno al canal central.

En el hueso laminar maduro las fibras de colágeno de las laminillas presentan una disposición muy ordenada. Las fibras de cada laminilla de un sistema haversiano son paralelas entre sí pero la dirección cambia en las laminillas vecinas (Cooper et al. 1966). La orientación preferentemente longitudinal de las osteonas explica el comportamiento anisótropo del hueso cortical.

En ocasiones los sistemas haversianos se bifurcan o se unen apartándose del patrón longitudinal general y adquiriendo una configuración tridimensional más compleja (Cohen and Harris 1958).

2. Entre las osteonas aparecen fragmentos irregulares de hueso laminar. Esos fragmentos reciben el nombre de sistemas intersticiales y son restos de osteonas antiguas.

Los contactos entre sistemas haversianos y sistemas intersticiales son nítidos y reciben el nombre de líneas de cemento.

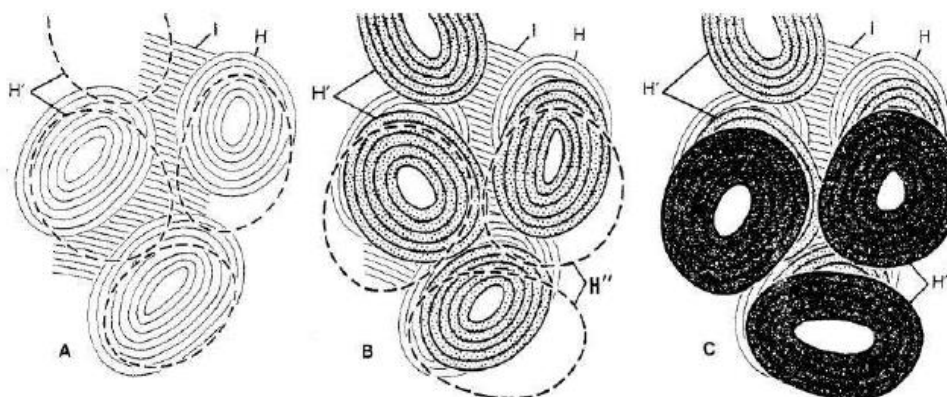


**Figura 2.5.** Osteona en detalle.

Así pues, en un corte transversal de hueso compacto se diferenciarán zonas más o menos redondeadas (las osteonas) y otras angulosas (los sistemas intersticiales), con unos límites entre ellas claramente marcados por la presencia de las líneas de cemento (ver Fig. 2.5.).

3. El resto de laminillas se encuentran en las superficies externa e interna del hueso cortical. Se llaman laminillas circunferenciales externas y laminillas circunferenciales internas.

En los huesos largos, como por ejemplo la tibia o el fémur, el hueso cortical se va renovando durante toda la vida del individuo, primero las células destructoras del hueso, los osteoclastos, crean cavidades longitudinales que posteriormente son ocupadas por osteonas de nueva formación (Fawcett 1995). La figura 2.6. muestra el proceso de formación de osteonas de sucesivas generaciones.

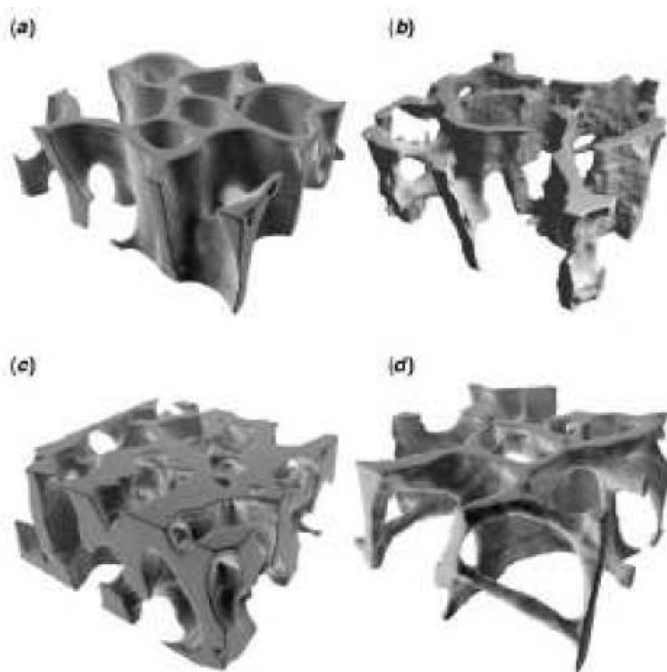


**Figura 2.6.** Formación de sucesivas generaciones de osteonas.

### Hueso trabecular

El hueso esponjoso o trabecular está también compuesto por laminillas de matriz ósea. Las trabéculas del hueso esponjoso son delgadas y, normalmente no contienen vasos sanguíneos en su interior. Es por eso por lo que, generalmente, no contienen sistemas haversianos como los descritos anteriormente y son simplemente un mosaico de piezas angulares de hueso laminar cuyas lamelas están alineadas preferentemente con la orientación de la trabécula. Las agrupaciones angulares de lamelas se llaman paquetes trabeculares (Guo 2001).

En este tipo de hueso el comportamiento anisótropo viene definido por la disposición espacial de las trabéculas, lo que se conoce habitualmente como arquitectura trabecular.



**Figura 2.7.** Representación del tejido trabecular para diversas especies y ubicaciones. a) Tibia bovina, b) tibia humana, c) fémur humano y d) vertebra Humana (Keaveny et al., 2001)

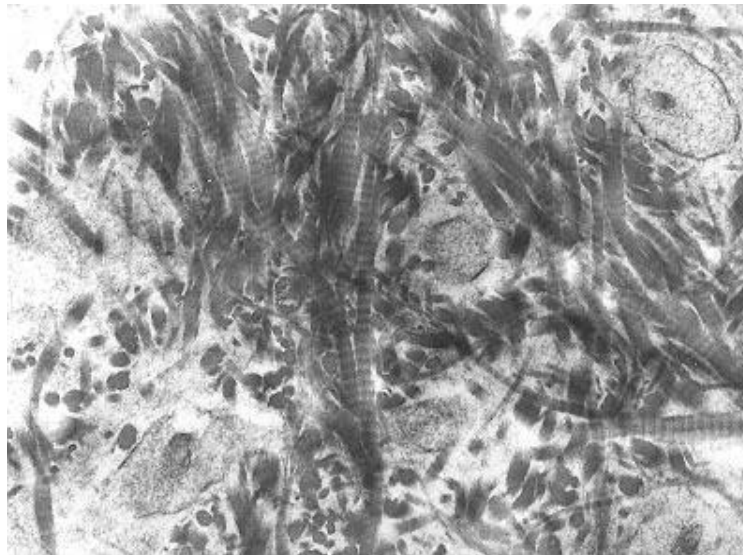
#### 2.1.2. La matriz ósea.

La matriz ósea o sustancia intersticial mineralizada del hueso, proporciona las características y propiedades específicas de este tejido. Tiene dos componentes principales:

- La matriz orgánica.
- Representa aproximadamente el 35% del peso seco de la matriz ósea. Las fibras de colágeno constituyen aproximadamente el 90% de la parte orgánica de la matriz ósea y están incluidas en una sustancia fundamental rica en proteoglicanos (Miller and Martin 1968; Fawcett 1995).
- Las sales inorgánicas.

Constituye aproximadamente el 65% del peso seco de la matriz ósea. El mineral óseo está formado por depósitos de calcio y fósforo entre otros

elementos. El calcio y el fósforo existen principalmente en forma de cristales de hidroxapatita, que confieren dureza cuando se asocian al colágeno (Buckwalter *et al.* 1996; Proubasta *et al.* 1997).



**Figura 2.8.** *Matriz ósea.*

La matriz orgánica dota al hueso de su forma y contribuye a la resistencia frente a la tracción, mientras que el componente inorgánico contribuye a la resistencia a compresión. Como consecuencia, el hueso desmineralizado es flexible y resistente a la tracción. Por el contrario, la ausencia de la parte orgánica hace perder al hueso la mayor parte de su resistencia frente a este tipo de solicitaciones y lo convierte en rígido y frágil como la porcelana. La conjunción de ambos componentes convierte al hueso en un tejido muy resistente y muy bien adaptado para sus funciones mecánicas.

La matriz ósea es muy durable y estable, puede permanecer prácticamente inalterable y mantener su resistencia durante siglos una vez el organismo haya muerto (Oliva Quecedo, J.)

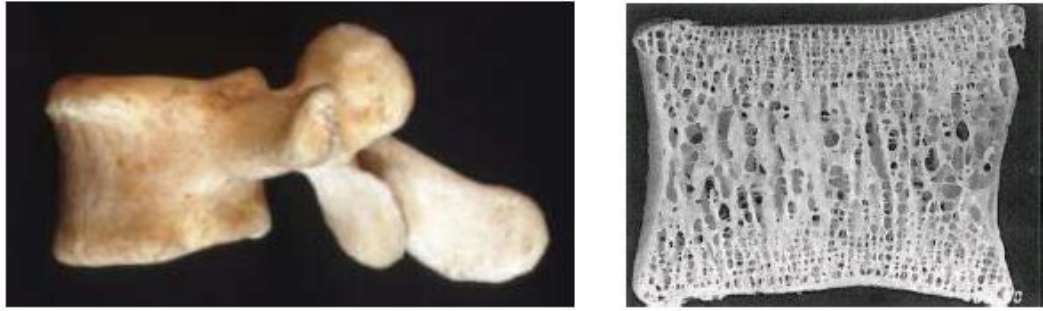
### *2.1.3. Estructura ósea. Clasificación.*

La clasificación más general atendiendo a este criterio distingue los siguientes tipos de hueso (Almagià Flores *et al.* 2012):

- Huesos cortos: miden aproximadamente lo mismo en todas direcciones. Son trapezoidales, cúbicos o de forma irregular. Ejemplos: tarsianos, carpianos y vértebras.

Habitualmente están formados por hueso trabecular rodeado de una fina capa de hueso cortical.

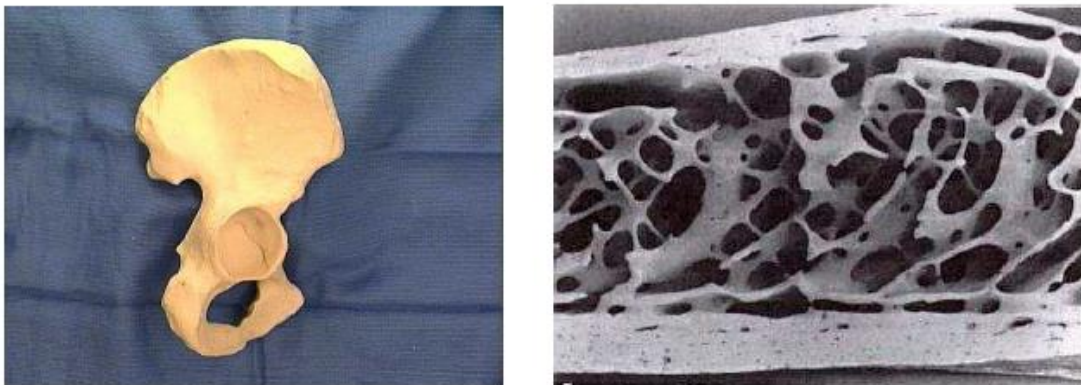




**Figura 2.9.** *Ejemplo de hueso corto: imagen y sección de una vértebra humana*

- Huesos planos: una de sus dimensiones es mucho menor que las otras dos. Ejemplos: escápula e ilion.

Normalmente tienen estructura tipo sándwich en la que el hueso esponjoso de la zona media está cubierto por dos capas de hueso cortical.

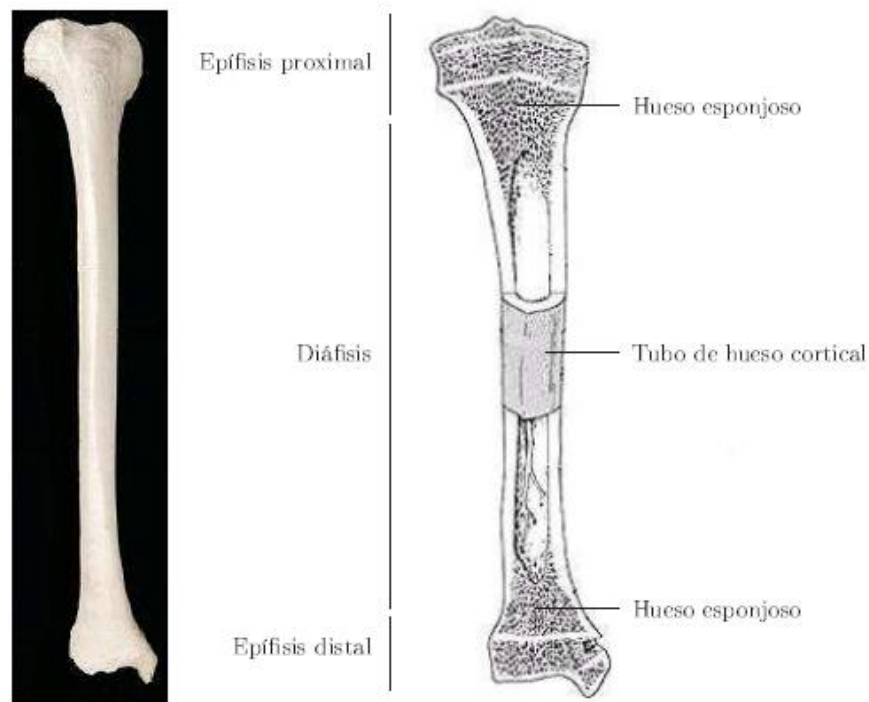


**Figura 2.10.** *Ejemplo de hueso plano. Imagen y sección del ilion humano.*

- Huesos largos: una de sus dimensiones es mucho mayor que las otras dos. Ejemplos: Fémur, tibia y húmero.

Los huesos largos típicos tienen una zona tubular de gran espesor llamada diáfisis, formada por hueso compacto. Su interior se conoce como cavidad medular y está ocupado por médula ósea. Los extremos de esos huesos se conocen como epífisis y están formados principalmente por hueso esponjoso que se halla recubierto por una corteza delgada de hueso compacto.

La forma de tubo cerrado de la diáfisis es apropiada para resistir esfuerzos axiales, flectores y torsores eficientemente y con cantidades mínimas de material. En la epífisis, la capa cortical de pequeño espesor y el gran volumen de hueso esponjoso permiten una distribución uniforme de las cargas que llegan al hueso a través de las articulaciones.



**Figura 2.11.** Ejemplo de hueso largo: imagen y sección de tibia humana.

## 2.2. La tibia

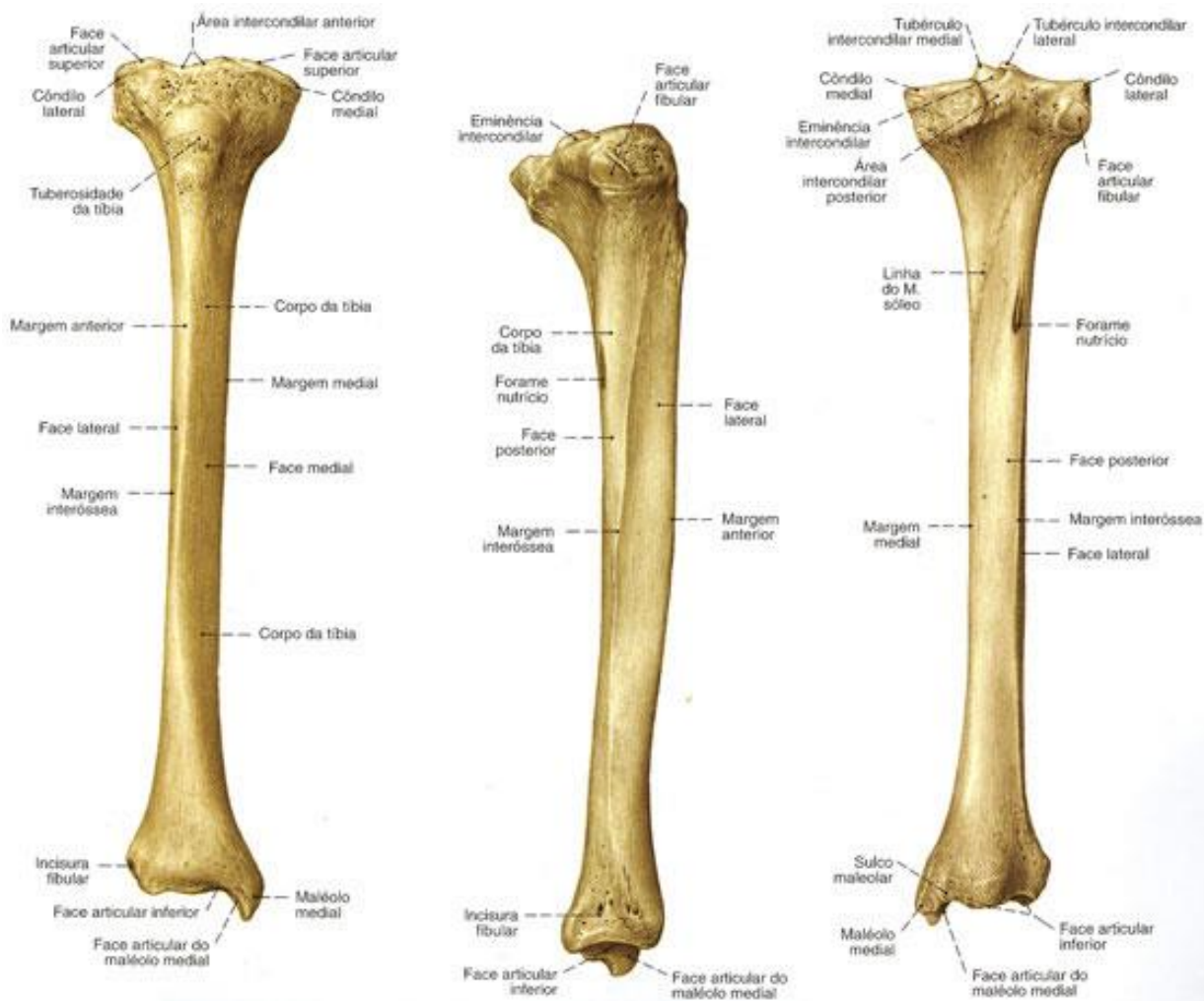
La tibia es un hueso largo con forma de prisma triangular, situado en la parte anterior e interna de la pierna. Presenta dos curvaturas de sentido contrario: la superior, cóncava hacia fuera y otra inferior, cóncava hacia dentro (en forma de S itálica). Como todo hueso largo presenta dos epíffisis y una diáfisis. La epíffisis proximal participa en la articulación de la rodilla, relacionándose con el fémur, mientras que la epíffisis distal comparte la articulación del tobillo con la epíffisis distal del peroné.

La tibia se encuentra al lado del peroné en el lado medial de la pierna, más cerca de la línea central. Está conectada al peroné mediante la membrana interósea de la pierna, formando un tipo de junta llamado sindesmosis con muy poco movimiento.

El cuerpo de la tibia lo componen tres bordes y tres caras:

Bordes:

1. Borde anterior (*margo anterior*): También llamado cresta anterior de la tibia.
2. Borde externa (*margo medialis*): Está ubicado del lado contrario al maléolo interno. En su parte inferior tiene superficie articular para el peroné.
3. Borde interna (*margo interosseus*): Tiene la inserción de la aponeurosis palmar.



**Figura 2.12.** *Vistas anterior, posterior y lateral de tibia derecha.*

Caras:

1. Cara interna (*facies medialis*): Es lisa, está en contacto con la piel.
2. Cara externa (*facies lateralis*): Se encuentra el tubérculo para el tibial anterior.
3. Cara posterior (*facies posterior*): Se encuentra la cresta oblicua de la tibia (*sulcus malleolaris*).

La extremidad superior está formada por dos cóndilos: lateral y medial. La cara superior (meseta tibial) de los cóndilos tibiales poseen superficies articulares para los cóndilos femorales denominadas áreas articulares. Entre ellas hay una eminencia intercondílea o espina formada por los tubérculos intercondíleos medial y lateral.

Anterior y posterior a las eminencias, se distinguen las áreas intercondíleas posterior (espacio retroespinal) y anterior (espacio preespinal).

En el cóndilo lateral se encuentra una cara articular para el peroné, orientada de manera laterodorsal.

La extremidad inferior es menos voluminosa que la proximal. Tiene una prolongación medial llamada maléolo medial o tibial. La línea del sóleo, rugosa,

se extiende oblicuamente por la cara posterior desde el cóndilo lateral hasta el margen medial.

La cara interna es rugosa y tiene superficie articular para el maléolo interno, mientras que la cara externa tiene superficie articular para el peroné.

La base se divide en interna, de forma triangular, y externa, de forma cuadrada. Entre ellas existe una cresta y en conjunto articulan con el astrágalo.

La estructura de la tibia en la mayoría de cuadrúpedos es esencialmente similar a la de los seres humanos. Para reptiles, aves y anfibios, que no tienen rótula, la tuberosidad de la tibia, una cresta a la que el ligamento rotuliano se une en los mamíferos, es en cambio el punto para el tendón del músculo cuádriceps.

## 2.3. Modelo animal

La elección del modelo animal determina, a grandes rasgos, el tipo de ensayo biomecánico al cual se puede someter el material óseo. Cada uno de los diferentes ensayos de caracterización, explicados con más detalle en el apartado 3.3, puede ser realizado en animales grandes. Sin embargo, el tipo de ensayo es más restrictivo cuando el modelo animal es más pequeño. En roedores, por ejemplo, limita los ensayos de caracterización a flexión y torsión con los huesos largos y compresión para las vértebras.

Otra consideración importante a tener en cuenta es el tipo de hueso que se quiere llevar a estudio. Especies animales grandes, como el ovino y el bovino, tienen, predominantemente, hueso cortical plexiforme, lo que difiere mecánicamente del hueso humano (Pearce *et al.* 2007). En la tabla 2.1. se resumen diferentes tipos de ensayo y los resultados obtenidos en cuanto a propiedades mecánicas para hueso humano y diferentes modelos animales (Liebschner 2004).

El uso del modelo ovino es cada vez más utilizado en estudios ortopédicos relacionados con la implantación de prótesis o alargamiento de huesos, entre otros. Las ovejas adultas ofrecen la ventaja de tener un peso corporal similar al de los humanos y sus huesos tienen las dimensiones adecuadas para la colocación de implantes y prótesis humanas, lo cual no es posible con especies más pequeñas como conejos, cerdos o perros. Desde el punto de vista de macroestructura ósea, la literatura científica apunta que biológicamente el modelo canino es más similar al modelo humano que no el modelo ovino; sin embargo por cuestiones éticas y la percepción pública negativa a la utilización de animales de compañía para la investigación médica, hace que cada vez más el modelo ovino adquiera más relevancia (Pearce *et al.* 2007).

**Tabla 2.1.** Propiedades mecánicas del hueso cortical para diferentes especies (Liebschner 2004).

Species	Bone	Test	Mineral content	$E$ (GPa)	Strength (MPa)	$\nu_f$	References	
Human	Femur	Tension	0.496	16.7	166	0.029	Currey, 1998 [113]	
	Femur	Tension		11.4–19.7	107–140		Reilly, 1974 [42]	
	Femur	Tension		3.9–11.9	90.6–116		Ascenzi, 1968 [114]	
	Tibia	Tension		18.9–29.2	145–170		Burstein, 1976 [115]	
	Tibia	Tension		19.7±2.4	162±15		Vincetdli, 1985 [116]	
	Femur	Compression		14.7–19.7	167–215		Reilly, 1974 [42]	
	Femur	Compression		4.9–9.5	90–167		Ascenzi, 1968 [114]	
	Tibia	Compression		24.5–34.3	183–213		Burstein, 1976 [115]	
	Femur	Torsion		54±0.6	3.2		Yamada, 1970 [117]	
	Femur	Torsion		65–71	3.1–3.7		Reilly, 1974 [42]	
	Femur	Torsion		5.0±0.2	7.41±3.2		Jepsen, 1997 [25]	
	Tibia	Torsion		66–71			Cezayirlioglu, 1985 [118]	
	Femur	Bending		9.82–15.7	103–238		Keller, 1990 [119]	
	Tibia	Bending		6.75±1.00	150–180		Choi, 1990 [29]	
Bovine	Femur	Tension	0.562	24.1–27.6	133	0.004	McElhanev, 1964 [120]	
	Femur	Tension		21.9–31.4	240–295		Reilly, 1974 [42]	
	Femur	Tension		26.1	148		Currey, 1998 [113]	
	Femur	Tension		24.5±5.1	172±22		Burstein, 1972 [121]	
	Femur	Tension		5.4–16.9	112–120		Ascenzi, 1967 [122]	
	Tibia	Tension			217±27		Cezayirlioglu, 1985 [118]	
	Tibia	Tension		21.9–31.4	240–295		Reilly, 1974 [42]	
	Tibia	Tension		0.499	19.7		146	Currey, 1998 [113]
	Tibia	Tension			23.8±2.21		Simkin, 1973 [123]	
	Femur	Compression		20.5	92		McElhanev, 1964 [120]	
	Femur	Compression		23.1–30.4	129–182		Reilly, 1974 [42]	
	Tibia	Compression		21.6±5.3	152±17		Reilly, 1974 [42]	
	Tibia	Compression		28.2±6.4	188±9		Burstein, 1975 [124]	
	Tibia	Compression		7.10±1.05			Simkin, 1973 [123]	
Cattle	Femur	Torsion			62–67	Reilly, 1975 [36]		
	Femur	Torsion			76±6	Cezayirlioglu, 1985 [118]		
	Femur	Tension		19.4±0.7	228±5	Currey, 1998 [113]		
	Tibia	Bending		21.0±1.9	230±18	Martin, 1993 [125]		
Horse	Femur	Bending	0.541	17.1–19.9	204–247	0.008	Schryver, 1978 [126]	
	Femur	Tension		21.2±1.9	152		Currey, 1998 [113]	
	Radius	Bending		16.2–20.2	217–249	Schryver, 1978 [126]		
Sheep	Metatarsus	Tension, Bending		18.96±2.2		Currey, 1988 [127]		
Donkey	Radius	Tension, Bending		17.6±2.0		Currey, 1988 [127]		
Rabbit	Humerus	Bending		13.6±0.7	165±5	An, 1996 [128]		
	Femur	Bending		13.6±0.4	137±6	An, 1996 [128]		
	Femur	Bending		10.7±2.5	88±20	Ayers, 1996 [129]		
	Tibia	Bending		21.3±0.7	195±6	An, 1996 [128]		
	Tibia	Bending		23.3±7.0	192±47	Ayers, 1996 [129]		
	Humerus	Bending		13.3±0.6	167±5	An, 1996 [128]		
Rat	Femur	Bending		6.9±0.3	180±6	Jorgensen, 1991 [130]		
	Femur	Bending		8.0±0.4	134±4	Barengolts, 1993 [131]		
	Femur	Bending		4.9±4	153±45	Ejertsted, 1993 [132]		
Mouse	Femur	Bending		8.8–11.4	104–173	Simske, 1992 [133]		
	Femur	Bending		5.3±1.8	40±13	Ayers, 1996 [129]		
	Femur	Bending, anterior		11.4±3.1	197±36	Jepsen, 1997 [25]		
	Femur	Bending, posterior		7.9±3.1	187±36	Jepsen, 1997 [25]		
	Tibia	Bending		8.9±0.2	78±12	Ayers, 1996 [129]		

# **CAPÍTULO 3: CARACTERIZACIÓN BIOMECÁNICA DEL HUESO**

### 3.1. Descripción del comportamiento del hueso como medio continuo

Pese a que el comportamiento del hueso es viscoelástico no lineal y, al tratarse de un material deformable, éste puede ser analizado mediante la teoría de medios continuos, considerando que su comportamiento corresponde al de un sólido elástico. Por ello, se puede representar mediante la Ley de Hooke como:

$$[\sigma_{ij}] = C_{ijkl} [\varepsilon_{kl}] \quad \text{ó} \quad [\sigma] = C [\varepsilon] \quad (1)$$

Donde:

- $[\sigma_{ij}] = [\sigma_{11} \ \sigma_{22} \ \sigma_{33} \ \sigma_{23} \ \sigma_{13} \ \sigma_{12}]$  es el vector tensión
- $C_{ijkl}$  es la matriz de rigidez o tensor de constantes elásticas (rango 4), el cual consta de 81 elementos ( $n=34$ ), y
- $[\varepsilon_{km}] = [\varepsilon_{11} \ \varepsilon_{22} \ \varepsilon_{33} \ \varepsilon_{23} \ \varepsilon_{13} \ \varepsilon_{12}]$  es el vector deformación

Dado que los tensores de esfuerzos y deformación son simétricos y que la matriz de rigidez 'C' presenta simetría  $C_{ijkl} = C_{klij}$  se concluye que se pueden tener hasta 21 constantes elásticas linealmente independientes. Sin embargo, los resultados experimentales y el análisis morfológico del hueso realizado en varios estudios por diferentes autores, (Cerrud Sánchez *et al.* 2005) indican que bajo cargas normales solo se presentan deformaciones normales y, solo en sollicitaciones de corte se dan lugar hasta 21 constantes linealmente independientes.

El estudio del comportamiento del hueso puede realizarse teniendo en cuenta ciertas consideraciones, tratando su comportamiento como:

- a) Sólido elástico homogéneo lineal e isotrópico. Caso en el que solo existen dos constantes elásticas linealmente independientes.

La matriz sería de la forma siguiente:

$$C = \begin{bmatrix} c_{11} & c_{12} & c_{12} & 0 & 0 & 0 \\ c_{12} & c_{11} & c_{12} & 0 & 0 & 0 \\ c_{12} & c_{12} & c_{11} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{c_{11} - c_{12}}{2} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{c_{11} - c_{12}}{2} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{c_{11} - c_{12}}{2} \end{bmatrix} \quad (2)$$

Donde:

$$c_{11} = \frac{E}{1-\mu^2} \quad \text{y} \quad c_{12} = \frac{E\mu}{1-\mu^2} \quad (3) \text{ y } (4)$$

Por lo tanto, sería suficiente conocer el módulo de Young,  $E$ , y el módulo de Poisson,  $\mu$ , para definir la matriz de rigidez.

- b) Sólido elástico, homogéneo lineal y transversalmente isotrópico, en este caso se tendrán 5 constantes elásticas linealmente independientes.

La matriz sería de la forma siguiente:

$$C = \begin{bmatrix} c_{11} & c_{12} & c_{13} & 0 & 0 & 0 \\ c_{12} & c_{11} & c_{13} & 0 & 0 & 0 \\ c_{13} & c_{13} & c_{33} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & c_{44} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & c_{44} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{c_{11} - c_{12}}{2} \end{bmatrix} \quad (5)$$

Donde:

- $C_{ij}$  se determinan mediante los módulos de Young  $E_x = E_y$  (transversal) y  $E_z$  (longitudinal)
- Los coeficientes de Poisson  $\mu_{xy}$  y  $\mu_{xz} = \mu_{yz}$ , y
- El módulo de elasticidad transversal  $G_{xz} = G_{yz}$

Obteniendo así 5 constantes elásticas linealmente independientes.

- c) Sólido elástico, homogéneo lineal ortotrópico, condición para la cual existen dos planos de simetría y se presentan 9 constantes elásticas linealmente independientes.

La matriz sería de la forma siguiente:

$$C = \begin{bmatrix} c_{11} & c_{12} & c_{13} & 0 & 0 & 0 \\ c_{12} & c_{22} & c_{23} & 0 & 0 & 0 \\ c_{13} & c_{23} & c_{33} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & c_{44} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & c_{55} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & c_{66} \end{bmatrix} \quad (6)$$

Donde:

- $C_{ij}$  se determinan mediante los módulos de Young  $E_x$ ,  $E_y$ ,  $E_z$
- Los coeficientes de Poisson  $\mu_{xy}$ ,  $\mu_{xz}$ ,  $\mu_{yz}$ , y
- Los módulos de elasticidad transversal  $G_{xy}$ ,  $G_{xz}$ , y  $G_{yz}$

Obteniendo así 9 constantes independientes.



Según el artículo de Cerrud Sánchez (Cerrud Sánchez *et al.* 2005), analizando cada uno de los métodos de caracterización, el modelo de sólido elástico homogéneo lineal e isotrópico, representa una idealización extrema del comportamiento del tejido óseo debido a su morfología, funcionalidad y comportamiento. Asumiendo que en el comportamiento isotrópico, la anisotropía tiene un efecto despreciable en las propiedades elásticas.

En el caso de huesos largos (fémur, tibia, peroné, etc.) se puede aplicar el modelo de sólido elástico, homogéneo lineal y transversalmente isotrópico, donde el eje de isotropía corresponde con el del propio hueso.

Para la caracterización de huesos vertebrales, el modelo que mejor corresponde es el de sólido elástico, homogéneo lineal ortotrópico, ya que en éste las propiedades elásticas varían con los ejes principales.

Finalmente, el modelo ortotrópico, presenta un equilibrio entre la simplicidad del modelo y la semejanza del comportamiento general, siempre que se trate el tejido óseo como un sólido elástico.

La determinación de las constantes elásticas dependerá del modelo de comportamiento elegido.

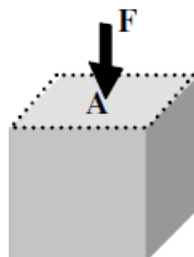
## 3.2. Conceptos básicos de la mecánica de los materiales

Las propiedades mecánicas de un material son todas aquellas características que permiten diferenciarlo de otros, desde el punto de vista del comportamiento mecánico

El comportamiento mecánico de una estructura se determina por su geometría y las propiedades del material, o materiales de los cuales se hace. Las propiedades del material son independientes de la geometría y son inherentes al material en sí mismo. La determinación de estas propiedades requiere definir conceptos como el de esfuerzo y deformación (Sharir *et al.* 2008).

### 3.2.1. Esfuerzo y deformación

El concepto intuitivo del esfuerzo, (*stress*,  $\sigma$ ) es la resistencia interna de un objeto a una fuerza que actúa sobre él por unidad de superficie.



**Figura 3.1.** Representación intuitiva del concepto de esfuerzo.

Viene dada por la expresión:

$$\sigma = \frac{F}{A} \quad (7)$$

Donde:

- $F$  es la fuerza aplicada y
- $A$  es el área transversal donde se aplica la fuerza.

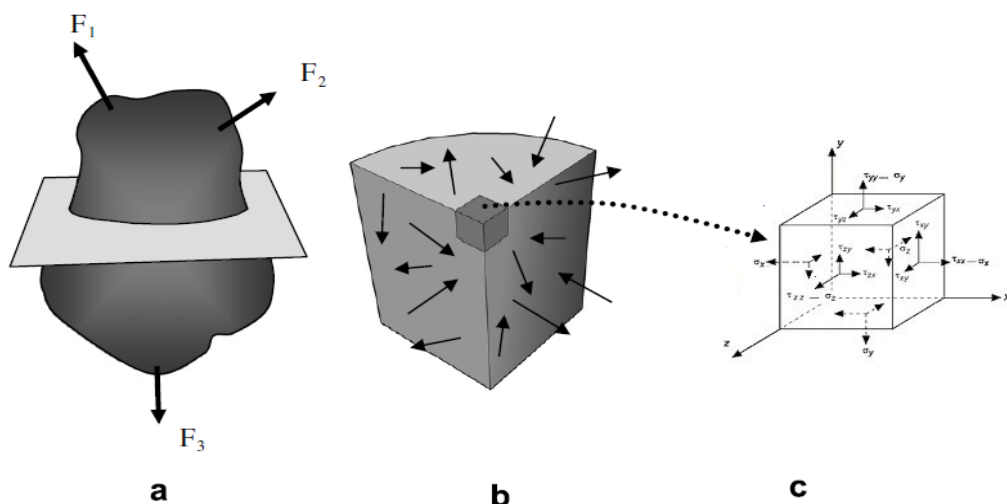
Su unidad son los pascales (Pa), siendo 1 Pa una fuerza de 1N distribuida en una superficie de 1m<sup>2</sup>. En el caso del hueso, los valores fisiológicos de interés se encuentran en el intervalo de millones de pascales, o megapascales (MPa).

**Tabla 3.1.** Módulo de Young de diferentes especies según su posición.

Quadrant	Human femur	Deer femur	Pig femur	Sheep femur
Anterior		6.0	2.0	2.7
Posterior		5.3	1.9	2.0
Medial		3.8	2.9	1.9
Lateral		4.0	3.5	1.8
Average	14.4	4.8	2.6	2.1

Cuanto más rigurosa sea su definición, más complejo será el esfuerzo.

Considerando un cuerpo tridimensional con una geometría arbitraria que está sometido a la acción de un sistema de fuerzas exteriores en equilibrio (ver Fig. 3.2a) y, tomando un pequeño cubo diferencial del volumen dentro del sólido estudiado cuyas caras son paralelas a un sistema de referencia cartesiano (ver Fig. 3.2b); en cada cara del cubo actúa una tensión diferente que se puede descomponer, según nuestro sistema de referencia, en componentes normales y tangenciales (ver Fig. 3.2c).



**Figura 3.2.** a) Cuerpo tridimensional sometido a la acción de un sistema de fuerzas en equilibrio. b) Pequeño cubo diferencial. c) Componentes del vector tensión en cada una de las caras.

De igual modo, para calcular tensiones y desplazamientos sobre el hueso, entendiéndolo como una viga, se utiliza también la teoría de Euler-Bernoulli mediante la expresión:

$$\sigma(x, y, z) = \frac{N_x(x)}{A} + \frac{z \cdot I_z - y \cdot I_{yz}}{I_z \cdot I_y} \cdot M_y(x) - \frac{y \cdot I_y - z \cdot I_{yz}}{I_z \cdot I_y - I_{yz}^2} \cdot M_z(x) \quad (8)$$

Donde:

- $I_y$  e  $I_z$  son los segundos momentos de área (momentos de inercia) según los ejes Y y Z.
- $I_{yz}$  es el momento de área mixto o producto de inercia según los ejes Z e Y.
- $M_y(x)$  y  $M_z(x)$  son los momentos flectores según las direcciones Y y Z, que en general variarán según la coordenada x.
- $N_x(x)$  es el esfuerzo axial a lo largo del eje.

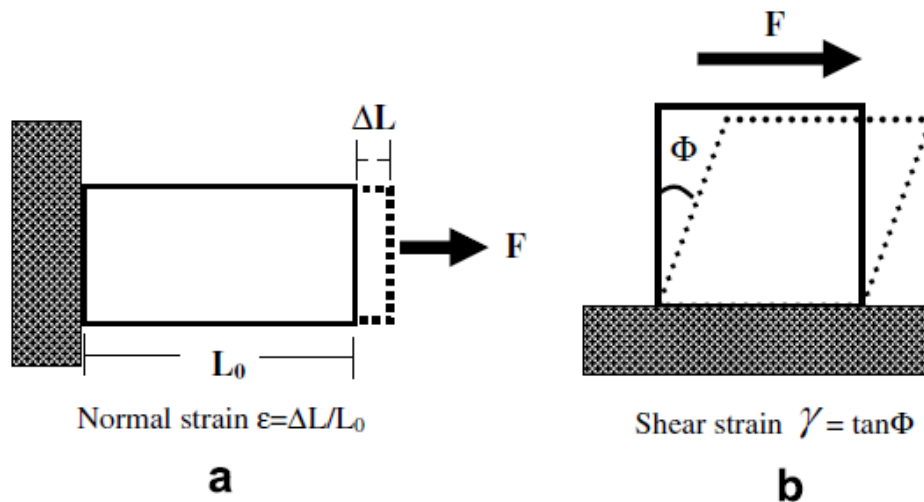
Para el caso referente a este estudio, al no tener componente axial ni desplazamiento en el eje y, la ecuación se reduce a:

$$\sigma(x, y, z) = -\frac{y \cdot I_y - z \cdot I_{yz}}{I_z \cdot I_y - I_{yz}^2} \cdot M_z(x) \quad (9)$$

### Deformación

La deformación, (*strain*,  $\varepsilon$ ) es la otra entidad tensorial requerida para describir el comportamiento mecánico de los materiales. Bajo un concepto intuitivo, consideramos un cuerpo al que aplicamos un conjunto de fuerzas y que está suficientemente ligado como para impedir el movimiento de sólido rígido. Dado que no existe un cuerpo infinitamente rígido, la acción de las fuerzas sobre el cuerpo se traduce en su deformación. Dicho con otras palabras, la deformación se define como la variación relativa de tamaño de un cuerpo sometido a la acción de una fuerza.

Desde el punto de vista diferencial, se puede observar que hay variaciones en sus tres dimensiones a lo largo de la longitud de cada eje (deformación normal) o cambios en el ángulo de sus caras (deformación por cizallamiento), como se muestra en la Fig. 3.3a y Fig. 3.3b.



**Figura 3.3.** a) Deformación normal,  $\epsilon$  b) Deformación angular

### 3.2.2. Relación entre tensión y deformación

Si consideramos que el comportamiento del hueso corresponde al de un sólido elástico, como hemos visto en el apartado 3.1, la deformación está linealmente relacionada con la fuerza que causa esta deformación mediante la Ley de Hooke.

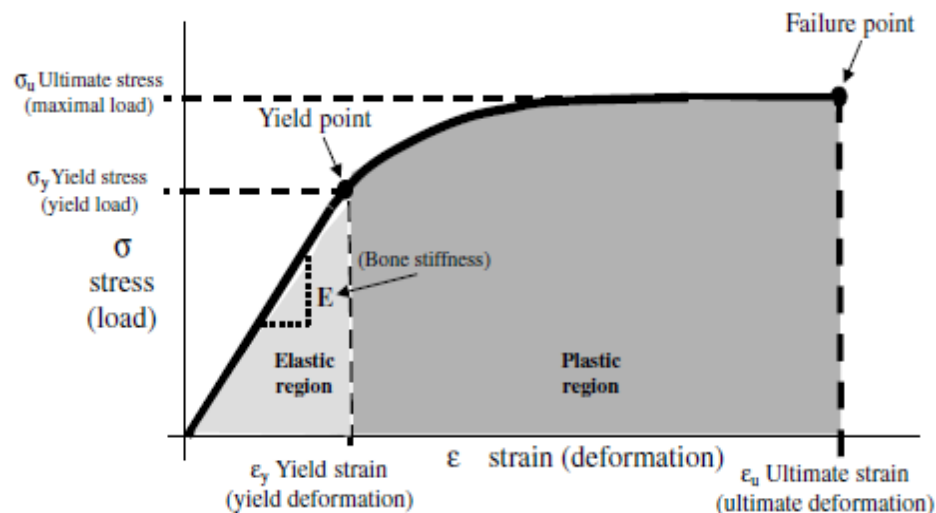
Cuando una muestra de hueso es sometida a una fuerza de manera incremental, su curva tensión-deformación exhibe inicialmente una relación lineal entre la tensión y la deformación, denominada zona elástica. Sin embargo, para un valor de tensión en particular, denominado límite elástico, un aumento de dicho valor implica que la respuesta en la deformación sea no lineal; donde las pequeñas cargas adicionales producen un gran aumento de la tensión como resultado de la acumulación de daño (microfisuras) en el material. Esto provoca una disminución de la rigidez resultante (ver Fig. 3.4.). Se dice entonces, que el material se empieza a deformar plásticamente en ese punto. Si la tensión sigue aumentando, el producto final es la rotura de la muestra y, el valor de la tensión en ese punto se denomina tensión máxima, la cual representa la resistencia del material.

#### Módulo de Young

Para un material elástico lineal e isótropo, el Módulo de Young ( $E$ ) representa la relación entre tensión aplicada ( $\sigma$ ) y la deformación resultante ( $\epsilon$ ):

$$E = \frac{\sigma}{\epsilon} \quad (10)$$

El Módulo de Young puede determinarse experimentalmente sometiendo a una carga controlada el material de estudio y analizando los valores de tensión y deformación conjuntamente. Este valor corresponde a la pendiente de la curva de tensión-deformación dentro de la zona elástica del diagrama.



**Figura 3.4.** Curva tensión-deformación obtenida de una muestra de material óseo.

El Módulo de Young representa la rigidez del material, cuanto mayor es su valor, más rígido es el material y, por lo tanto, se necesita más fuerza para producir la misma deformación en comparación con un material menos rígido.

Para materiales transversalmente isótropos esta relación depende de si la muestra se carga en la dirección axial o en la dirección transversal. La mayoría de los estudios realizados determinan que el módulo axial de hueso cortical es de entre 15.000 y 25.000 MPa, alrededor de dos veces mayor que el módulo transversal (Sharir *et al.* 2008).

El hueso cortical es más rígido que el hueso trabecular, siendo capaz de soportar esfuerzos mucho mayores antes de fracturarse, en contra, tolera bajos niveles de deformación. El tejido cortical se fractura con deformaciones cercanas al 2% (Nordin and Frankel 2001).

Como se ha comentado con anterioridad, las propiedades mecánicas del hueso dependen de su composición y estructura. No obstante, su composición nunca es constante en los tejidos vivos. Por ello, muchos informes intentan correlacionar las propiedades mecánicas del hueso con su composición. Según Doblaré *et al.*, el estudio realizado por Vose and Kubala fue posiblemente el primero en cuantificar cuántas propiedades mecánicas dependían de la composición del hueso, obteniendo así una correlación entre máximo esfuerzo a flexión y el contenido mineral, *ash density* (Doblaré *et al.* 2004).

Analizando la densidad aparente como una variable de control, se puede determinar el Módulo de Young y el esfuerzo de compresión del hueso cortical y trabecular, tanto en la dirección axial como transversal, mediante las aproximaciones siguientes:

Para la dirección axial:

$$E(\text{MPa}) = 2065 \cdot \rho^{3,09} \quad (11)$$

$$\sigma_c(\text{MPa}) = 72,4 \cdot \rho^{1,88} \quad (12)$$

Y para la dirección transversal:

$$E(MPa) = 2314 \cdot \rho^{1,57} \quad (13)$$

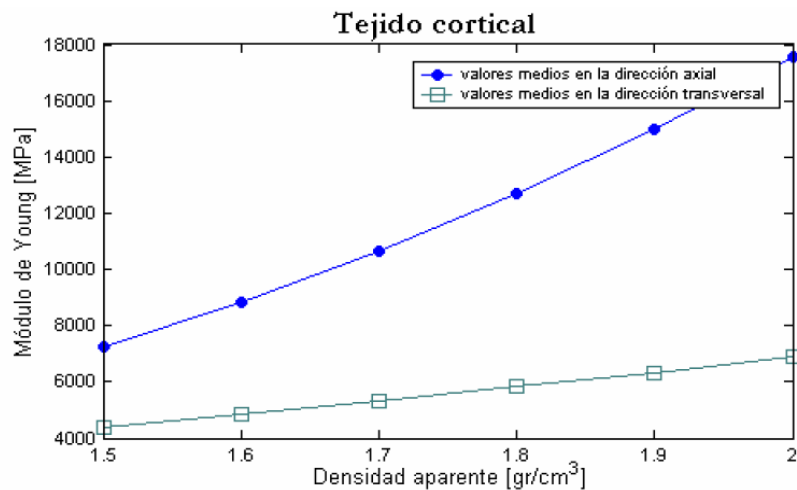
$$\sigma_c(MPa) = 37 \cdot \rho^{1,51} \quad (14)$$

De manera similar, la fuerza de compresión para el hueso trabecular se define como:

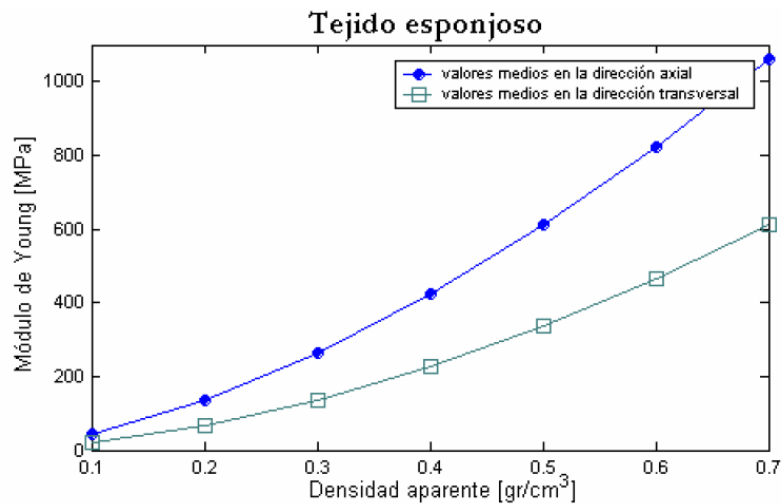
$$\sigma_c(MPa) = \begin{cases} 40,8 \cdot \rho^{1,89} & \text{dirección axial} \\ 21,4 \cdot \rho^{1,37} & \text{dirección transversal} \end{cases} \quad (15)$$

$$E(MPa) = \begin{cases} 1904 \cdot \rho^{1,64} & \text{dirección axial} \\ 1157 \cdot \rho^{1,78} & \text{dirección transversal} \end{cases} \quad (16)$$

Donde  $\rho_a$  es el contenido mineral o densidad de las cenizas (*ash density*).



**Figura 3.5.** Relación densidad aparente-módulo de Young para el tejido cortical femoral en dirección axial y transversal al sistema haversiano (Buroni et al. 2004).



**Figura 3.6.** Relación densidad aparente-módulo de Young para el tejido trabecular femoral en dirección axial y transversal al sistema haversiano (Buroni et al. 2004).

En la tabla 3.2. se reflejan los valores de densidad aparente y *densidad de las cenizas* de hueso trabecular para diferentes especies animales.

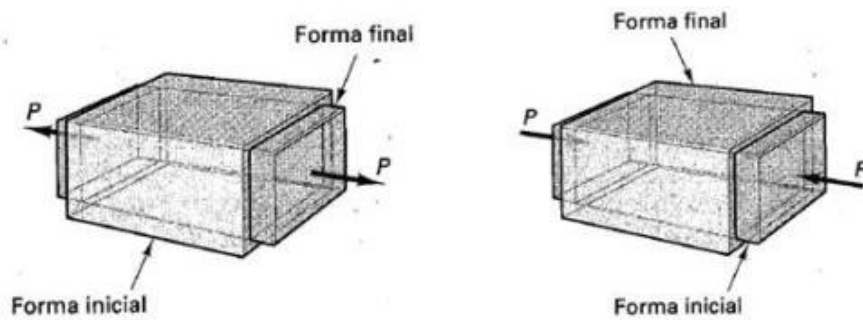
**Tabla 3.2.** Densidad aparente y ash density en hueso trabecular (Liebschner 2004).

Species	Bone	Apparent density (g/cm <sup>3</sup> )	Ash density (g/cm <sup>3</sup> )	References
Human	Distal femur	0.43 ± 0.15	0.26 ± 0.08	Kuhn et al., 1989 [22] Odgaard et al., 1989
		0.46	—	
Cattle	Vertebral body	0.14 ± 0.06	—	Keaveny et al., 1997 [137] Swartz et al., 1991 [144]
		0.45 ± 0.09	0.19 ± 0.96	
Dog	Distal femur	0.44 ± 0.16	0.26 ± 0.08	Kuhn et al., 1989 [22] Kang et al., 1998 [146]
		0.69–0.98	0.40–0.56 <sup>a</sup>	
Goat	Proximal tibia	0.41–0.83 <sup>a</sup>	0.22–0.44 <sup>a</sup>	Kang et al., 1998 [146] Kang et al., 1998 [146] An et al., 1998 [149] An et al., 1998 [149] An et al., 1998 [149]
	Humeral	0.84 ± 0.17	0.43 ± 0.06	
	Femoral head	0.91 ± 0.04	0.48 ± 0.03	
	Distal femur	0.54–0.66 <sup>a</sup>	0.32–0.40 <sup>a</sup>	
Sheep	Vertebral body	0.93–1.1 <sup>a</sup>	0.50–0.56 <sup>a</sup>	An et al., 1998 [149] An et al., 1998 [149]
		0.75 ± 0.03	0.36 ± 0.01	
Pig	Vertebral body	0.60 ± 0.16	0.37 ± 0.11	Mittton et al., 1997 [151] Mosekilde et al., 1987 [153]
		—	0.46 ± 0.04	
Mean ± SEM		0.62 ± 0.11	0.37 ± 0.10	

Otra área de investigación de interés es el análisis de los mecanismos de fractura en los huesos, debido a la actuación de solicitaciones estáticas y dinámicas para determinar el riesgo de rotura en diferentes escenarios. Este estudio contempla los criterios de fallo y las leyes que gobiernan en la propagación de grietas en el hueso, sin embargo su estudio está más allá del alcance de este trabajo.

### Coeficiente de Poisson

El Coeficiente de Poisson,  $\nu$ , es una constante elástica que proporciona una medida del estrechamiento de sección de un cuerpo, de material elástico lineal e isótropo, cuando se estira longitudinalmente y se adelgaza en las direcciones perpendiculares a la del estiramiento.



**Figura 3.7.** Deformaciones axiales y laterales debidas a la carga.

Se calcula mediante la expresión:

$$\nu = \frac{\epsilon_l}{\epsilon_t} \tag{17}$$

Donde:

- $\epsilon_l$  es la deformación unitaria longitudinal (en el eje en el que se produce la tensión).
- $\epsilon_t$  es la deformación unitaria transversal (en el eje perpendicular al que se aplica la tensión).

En la mayoría de materiales el Coeficiente de Poisson adquiere valores entre 0 y 0,5; para el hueso toma valores entre 0,1 y 0,33.

**Tabla 3.3.** Valores del Coeficiente de Poisson en diferentes muestras (Reilly and Burstein 1974).

Especie	Autor	Tipo de Ensayo	Valor
Bovino	Lang, 1970	Determinación Ultrasónica	0.482
Bovino	McElhaney, 1965	Compresión 0.1 $seg^{-1}$	0.28
Humano	Ko, 1953	Tensión lenta	0.08 a 0.45

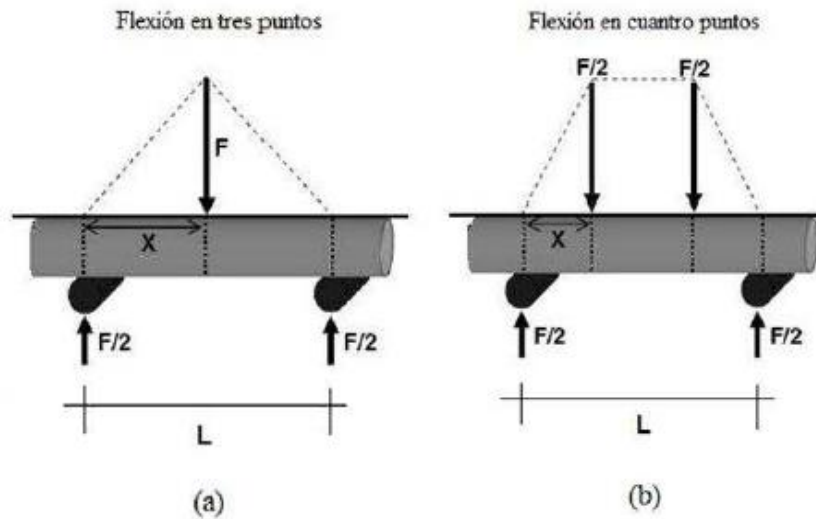
### 3.3. Ensayos clásicos de caracterización biomecánica

La caracterización biomecánica de material óseo se realiza habitualmente mediante el estudio de su comportamiento a flexión, torsión y bajo la acción de una carga cuasi-axial.



### 3.3.1. Ensayo de flexión

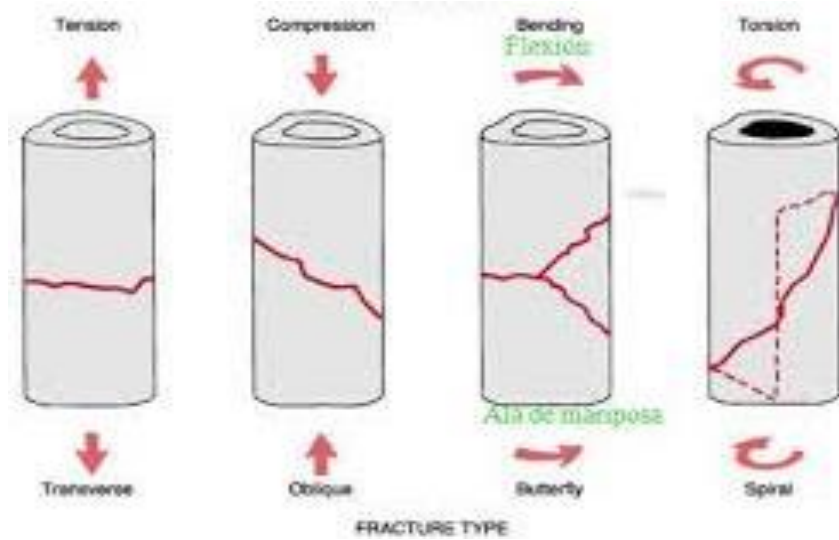
Existen dos tipos habituales de ensayos de flexión: flexión en tres puntos y flexión en cuatro puntos. En ambos casos la muestra se coloca sobre dos soportes y se le aplica una fuerza dependiendo del tipo de ensayo.



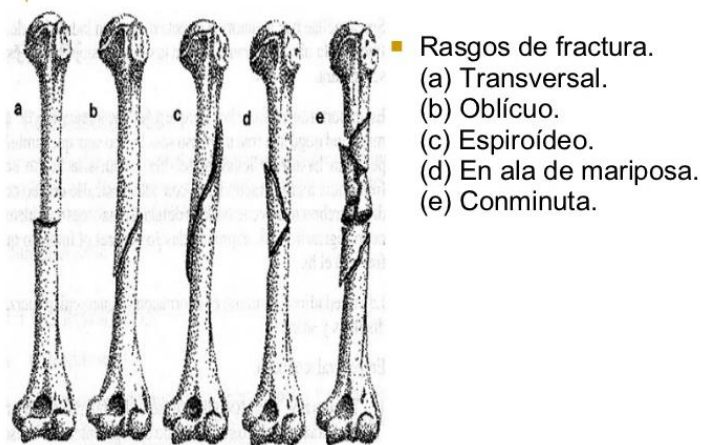
**Figura 3.8.** Representación de las condiciones de carga en ensayo de a) flexión en tres puntos y b) cuatro puntos.

Para los ensayos de flexión en tres puntos la fuerza se aplica por la parte superior, en el centro de la muestra, aplicando un momento de flexión máximo justo en el centro; mientras que en los ensayos de flexión en cuatro puntos, dos fuerzas iguales se aplican de manera simétrica en la cara superior de la muestra, de manera que el momento flector se reparte uniformemente por la región comprendida entre ambos puntos de aplicación de la fuerza. Estos ensayos se emplean para determinar la resistencia de huesos largos.

Cuando un hueso se carga en flexión éste se somete a una combinación de fuerzas de compresión que actúan por una cara del hueso y, de tracción, que actúan por la cara opuesta. Como el hueso es menos resistente a la tracción, la fractura se inicia en la superficie que sufre las fuerzas de tracción, propagándose hacia la superficie de compresión y provocando la aparición de fuerzas de corte hasta alcanzar una fractura en "ala de mariposa" con dos líneas de fractura oblicuas que forman ángulo entre sí y delimitan un fragmento de forma triangular, característica de los ensayos de flexión.

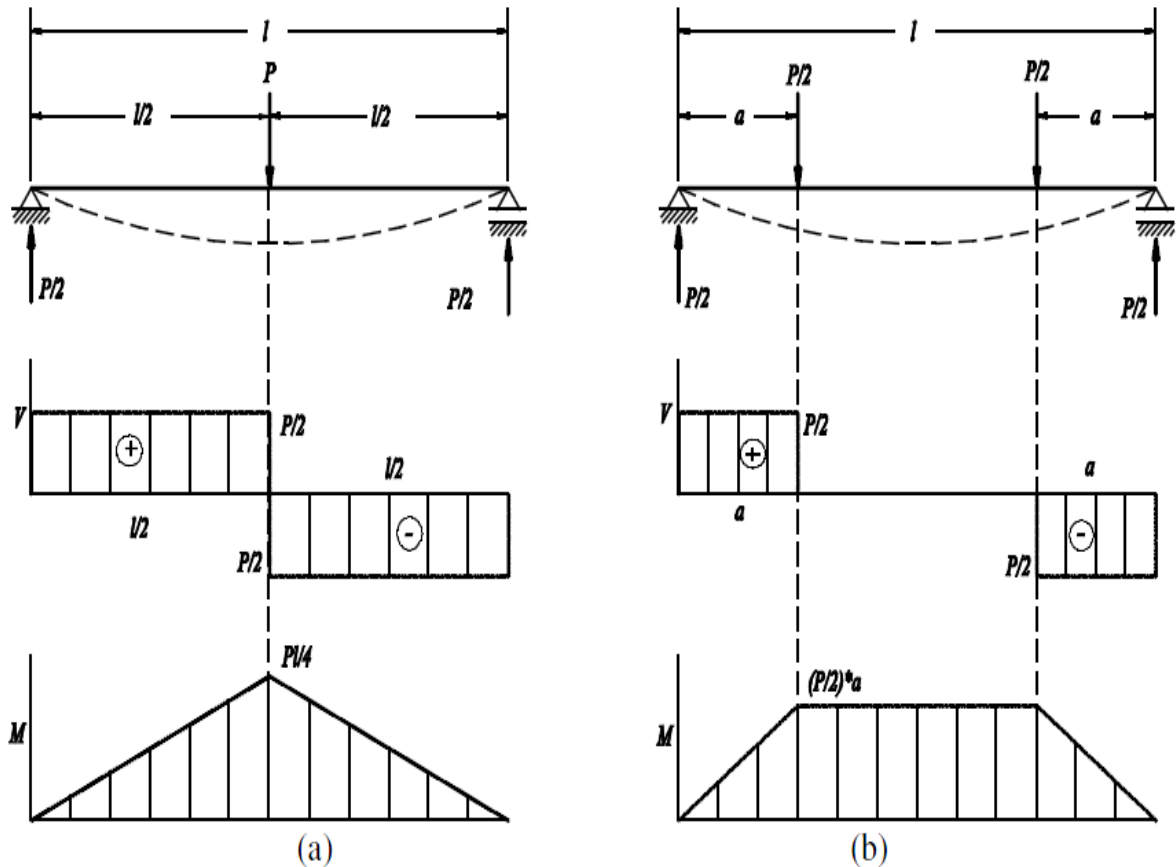


**Figura 3.9a.** Representación de los tipos de fractura para los diferentes ensayos.



**Figura 3.9b.** Representación de los tipos de fractura.

A partir de los diferentes ensayos de flexión y, teniendo en cuenta los esquemas teóricos de carga, se asimila el hueso a una viga de Euler-Bernoulli simplemente apoyada sometida a una y dos cargas verticales que distan entre sí lo mismo que cada una de ellas al apoyo más próximo (ver Fig. 3.10.).



**Figura 3.10.** Esquema de carga para los diferentes ensayos de flexión: a) flexión en tres puntos y b) flexión en cuatro puntos.

Utilizando la teoría de flexión de vigas y, como se mencionó anteriormente, asumiendo que el hueso tiene un comportamiento elástico lineal, se calculará el esfuerzo y la deformación del ensayo de flexión en tres puntos del modo:

$$\sigma = \frac{M_{flex}}{W_x} \quad (18)$$

Donde:

- $M_{flex}$  es el momento flector y
- $W_x$  es el momento resistente de la sección.

Siendo:

$$M_{flex} = \frac{P \cdot L}{4} \quad (19)$$

$$W_x = \frac{I_x}{h/2} \quad (20)$$

Donde:

- $P$  es la carga aplicada y
- $L$  es la distancia entre los soportes.
- $I_x$  es el momento de inercia de la sección respecto al eje neutro  $x$ .
- $h$  es la altura de la sección. En la literatura común se denomina  $h/2=c$  (21), como la distancia del eje neutro a la fibra más traccionada o más comprimida.

La condición de resistencia se escribe entonces como:

$$\sigma = \frac{M_{flex}}{W_x} \leq [\sigma] \quad (22)$$

Donde:

- $[\sigma]$  es el esfuerzo permisible.

Por tanto, la ecuación que determina el esfuerzo elástico durante la flexión es:

$$\sigma = \frac{P \cdot L \cdot c}{4 \cdot I} \quad (23)$$

El módulo de elasticidad se puede calcular a partir de:

$$E = \frac{P \cdot L^3}{48 \cdot I \cdot \delta} \quad (24)$$

De igual modo, la deformación será:

$$\epsilon = \frac{P \cdot L \cdot c}{4 \cdot I \cdot E} \quad (25)$$

De forma similar, para los ensayos de flexión en cuatro puntos, se calcula el esfuerzo como:

$$\sigma = \frac{(P/2 \cdot a)c}{I} \quad (26)$$

Donde:

- $a$  es la distancia entre un soporte y el punto de aplicación de la fuerza más próximo.

El módulo de elasticidad se calcula a partir de:

$$E = \frac{P/2 \cdot a^2 \cdot (3 \cdot L - 4 \cdot a)}{6 \cdot I \cdot \delta} \quad (27)$$

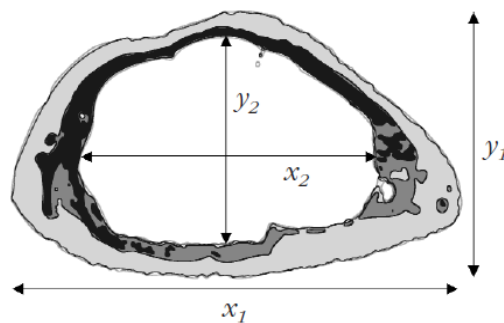
### Momento de inercia

Considerando un hueso largo como un cilindro hueco, el momento de inercia de la sección transversal elíptica puede calcularse como:

$$I = \frac{\pi}{64} (x_1 \cdot y_1^3) - (x_2 \cdot y_2^3) \quad (28)$$

Donde

- $x_1$  es el diámetro externo mayor de la sección transversal en el punto de aplicación de la fuerza,
- $y_1$  es el diámetro externo menor,
- $x_2$  es la diámetro interno mayor,
- $y_2$  el diámetro interno menor.

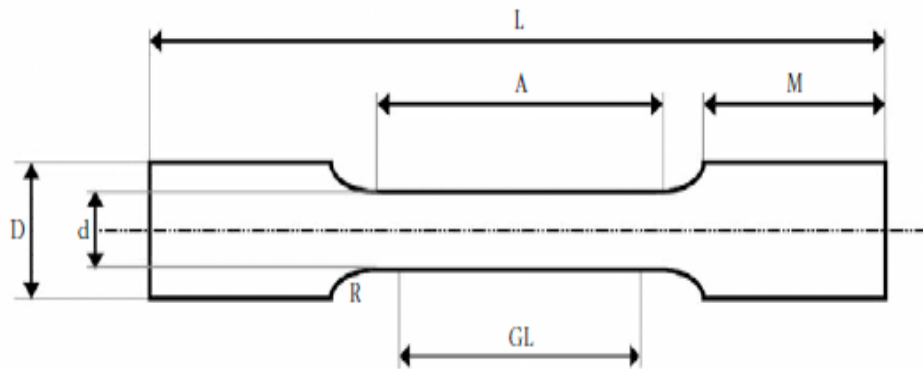


**Figura 3.11.** Sección transversal del hueso.

### 3.3.2. Ensayo bajo carga cuasi-axial

Los ensayos mecánicos de compresión y tracción son pruebas estandarizadas en las que la muestra se somete a una fuerza uniaxial en un máquina universal de ensayos mediante fuerza o desplazamiento controlado.

Las probetas para los ensayos de tracción o tensión deben adoptar una geometría particular, con extremos ensanchados, tanto para facilitar su sujeción en la máquina de ensayo, como para asegurar la rotura de la misma dentro de la región de menor sección. Aunque el ensayo de tracción es uno de los métodos más precisos para la determinación de las propiedades mecánicas óseas, la obtención de muestras de hueso para estos ensayos resulta muy compleja (Guede *et al.* 2013).



**Figura 3.12.** Geometría de una muestra para ensayo de tracción.

En el caso de muestras de hueso trabecular, que pueden fracturar fácilmente al sujetarlas en los útiles de la máquina de ensayos, se suelen incrustar los extremos de la muestra en resinas plásticas. Las proporciones de las distintas medidas de la probeta derivan de los estándares de la ASTM (*American Society for Testing and Materials*).

El esfuerzo bajo carga cuasi-axial puede calcularse como:

$$\sigma = \frac{P}{A} \quad (29)$$

Donde:

- $P$  es la carga aplicada y
- $A$  el área de la sección transversal de la muestra.

La deformación se calcula mediante la expresión:

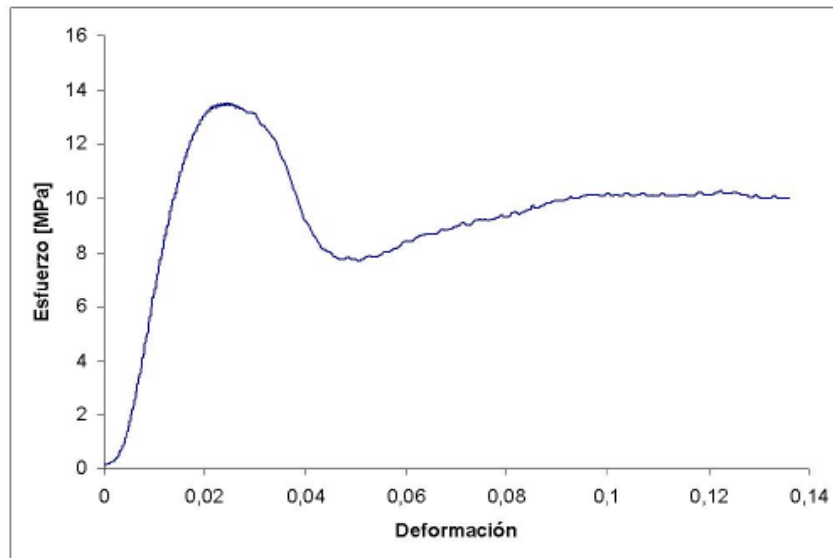
$$\epsilon = \frac{\delta}{L_0} \quad (30)$$

Donde

- $\delta$  es el desplazamiento de la muestra y
- $L_0$  la longitud inicial de la misma.

De este modo se obtiene la curva esfuerzo-deformación a partir de la cual se puede calcular el Módulo de Young como la pendiente de la región lineal de la curva (zona elástica) como:

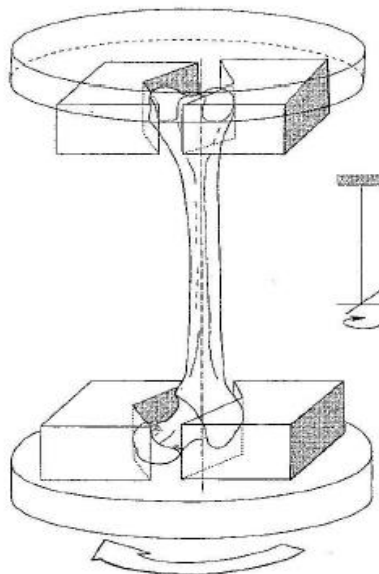
$$E = \frac{\Delta\sigma}{\Delta\epsilon} \quad (31)$$



**Figura 3.13.** Curva tensión-deformación de una muestra de hueso esponjoso de cerdo en ensayo de compresión (Cerrud Sánchez et al. 2005).

### 3.3.3. Ensayo de torsión

Los ensayos de torsión se realizan para determinar las propiedades mecánicas de un objeto cuando se le aplican fuerzas de corte. La respuesta a torsión se determina a través de un único ensayo destructivo. En él se sujetan los extremos distal y proximal de la pieza, y se somete al hueso a una torsión cuyo eje coincide con el eje longitudinal del hueso (Guede et al. 2013).



**Figura 3.14.** Esquema ensayo a torsión.

A partir del momento de fuerza y el ángulo de rotación, cuyos valores se obtienen directamente de la máquina de ensayo a través de un transductor para

el momento de fuerza  $T$ , de un sensor para el ángulo, se calcula el esfuerzo de corte a partir de la expresión:

$$\tau = \frac{T_r}{I_p} \quad (32)$$

Donde:

- $T$  es el momento de fuerza,
- $r$  es el radio de la muestra e
- $I_p$  es el momento de inercia polar de la sección transversal del hueso.

La deformación de corte  $\gamma$  será:

$$\gamma = \frac{\phi r}{L} \quad (33)$$

Donde:

- $\phi$  es el ángulo de rotación,
- $r$  es el radio de la muestra y
- $L$  es la longitud de la muestra.

El módulo elástico de corte  $G$  (*shear modulus*), se obtiene de la pendiente de la región elástica de la curva:

$$G = \frac{\Delta\tau}{\Delta\gamma} \quad (34)$$

## 3.4. Técnicas alternativas a los ensayos clásicos

### 3.4.1. Análisis cuantitativo por ultrasonidos (QUS)

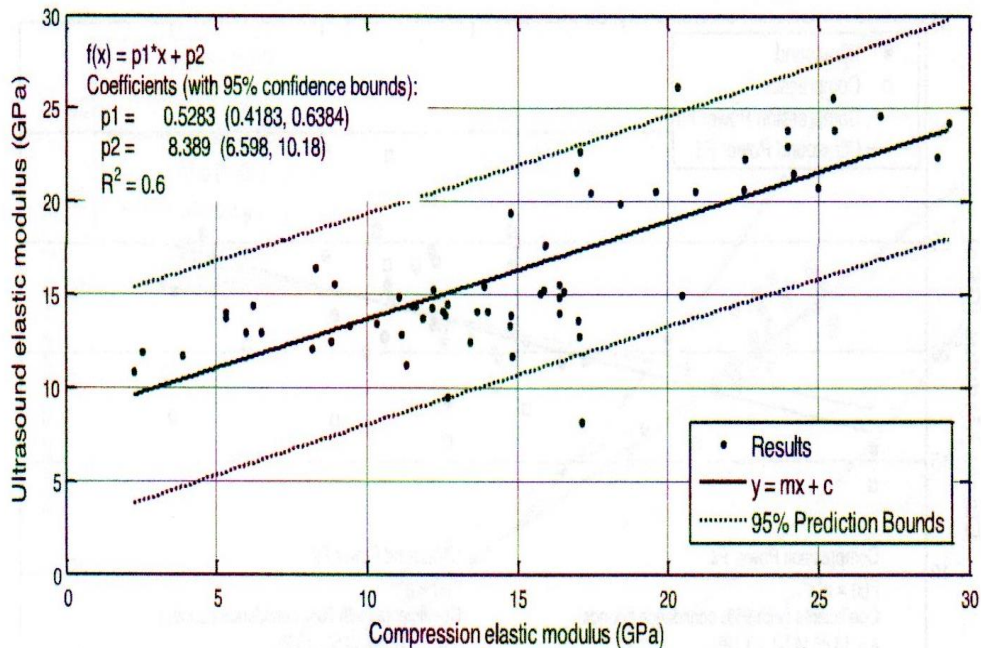
Las técnicas de ultrasonidos para la evaluación de las propiedades mecánicas del hueso son bastante frecuentes y hace ya tiempo que se utilizan.

Estas técnicas presentan ciertas ventajas sobre los ensayos mecánicos clásicos en cuanto a la determinación de las propiedades elásticas óseas, ya que pueden emplear muestras muy pequeñas y de formas muy distintas. Aunque el análisis cuantitativo por ultrasonidos no produce una imagen de la estructura del hueso, las medidas de QUS proporcionan información relacionada con la organización estructural y las características materiales del tejido óseo.

Las ventajas del QUS residen en que no implican exposición a radiación, además de realizarse con sistemas relativamente baratos y portátiles. Por el contrario, su



principal inconveniente es la falta de sensibilidad, por lo que actualmente está relegada a utilizarse como herramienta auxiliar en el diagnóstico de osteoporosis, que se confirma posteriormente mediante densitometría ósea (DXA). Sin embargo, resulta muy útil en labores de investigación (Buroni *et al.* 2004).

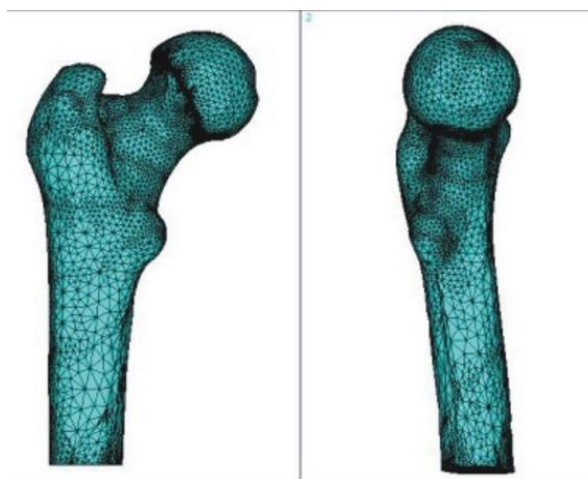


**Figura 3.15.** Resultados de la comparación del módulo elástico por ultrasonidos con el ensayo de compresión (C.A. Grant *et al.*).

### 3.4.2. Análisis mediante elementos finitos (FEA)

El análisis mecánico mediante simulación numérica y, en especial el método de elementos finitos, se ha convertido en una herramienta de gran valor a la hora de estudiar las respuestas biomecánicas del hueso ante diversas condiciones de carga.

El primer paso para llevar a cabo el análisis mediante elementos finitos es la adquisición de las imágenes de la región anatómica o muestra ósea, normalmente mediante técnicas de tomografía computarizada (CT) o de resonancia magnética nuclear (MRI). Los sets de imágenes obtenidos se procesan mediante complejos algoritmos y sofisticadas técnicas informáticas con el fin de obtener una malla o modelo de elementos finitos del volumen de interés seleccionado.



**Figura 3.16.** Modelo de fémur mallado

Sobre estos modelos se puede realizar tanto un análisis morfológico de la estructura como un análisis biomecánico simulado que proporcionará datos de la resistencia y el módulo de Young del objeto analizado. El análisis FEA más común es el lineal estático, que calcula la resistencia mecánica a cargas estáticas, que no varían con el tiempo y, que asume que el material es isotrópico y homogéneo.

Sin embargo, el desarrollo en los últimos años de tecnologías que permiten la adquisición de imágenes de alta resolución del hueso (MicroCT, HR-MRI, etc.), junto con el uso de nuevos algoritmos que representan la estructura ósea con mayor precisión, ha permitido crear modelos con los que calcular cargas en el tejido y sus propiedades elásticas anisotrópicas.

El FEA proporciona cada vez datos más exactos, convirtiéndose en una poderosa herramienta para el conocimiento del comportamiento biomecánico del hueso, y en una de las más utilizadas en los últimos años.

### 3.4.3. *Image-guided failure analysis (IGFA)*

En 1998 se presentó el primer dispositivo para realizar ensayos mecánicos de compresión y tracción en el interior de un equipo de microtomografía computarizada, de forma que el ensayo podía seguirse paso a paso mediante imágenes de alta resolución. El IGFA resulta muy útil en el análisis biomecánico de muestras de hueso trabecular, ya que permite observar la progresión de la fractura monitorizando su inicio y avance, a la vez que determina la influencia de la microarquitectura de la muestra, permitiendo conocer las propiedades microestructurales locales de las regiones fracturadas frente a las que permanecen intactas.

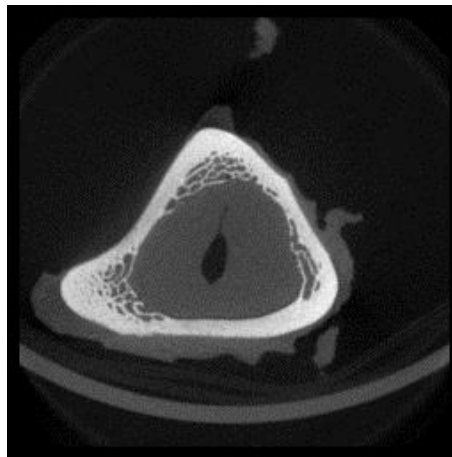
Gracias a esta tecnología se han podido observar los distintos mecanismos de fractura. Por ejemplo, cuando se aplica una fuerza de compresión sobre hueso trabecular, las estructuras en forma de plato fracasan normalmente sometidas a flexión, comenzando en una región del plato ya perforada. En el caso de estructuras en forma de barra, el modo de pandeo es la forma predominante de colapso.

### 3.4.4. Análisis mediante el uso de tomografías computadas

La utilización de tomografías computadas como método de diagnóstico es uno de los métodos más utilizados en nuestros días, ya que permite obtener gran cantidad de información a un costo de tiempo y dinero relativamente bajo.

El tomógrafo está compuesto básicamente por un tubo generador de rayos-X y un detector de radiación que mide la intensidad del haz emitido por el tubo de rayos-X después de atravesar el objeto en estudio. Conocida la intensidad emitida y recibida, es posible calcular la atenuación o energía absorbida, que se relaciona con la densidad del tejido y de esta manera es posible establecer una relación con las propiedades mecánicas del mismo.

La utilidad de este método al aplicarse al estudio de material óseo, se debe a que el tejido óseo posee un coeficiente de atenuación mucho mayor al del resto de los tejidos que lo rodean, como tejidos blandos y piel, lo que permite obtener imágenes altamente contrastadas (Viceconti *et al.*, 2004).



**Figura 3.17.** Imagen de tomografía computada.

El resultado final de la reconstrucción de cada sección es una matriz de números, a cada uno de los cuales es asignado a un elemento de la imagen llamado píxel (*picture element*). La visualización de la imagen se realiza utilizando una escala de grises. Los valores almacenados en esta matriz proporcionales al coeficiente de atenuación del tejido situado espacialmente en la misma posición que el píxel correspondiente. A estos valores se les denomina números TC y son calculados de acuerdo a la expresión siguiente:

$$TC = \frac{[u_{material} \cdot E - u_{agua} \cdot E]}{K} \quad (35)$$

Donde:

- $E$  representa la energía efectiva del haz de rayos X,

- $\mu_{material}$  y  $\mu_{agua}$  son los coeficientes lineales de atenuación del agua y del material en estudio respectivamente y
- $K$  es una constante que depende del diseño del equipo.

Universalmente se ha adoptado la escala Hounsfield, la cual asigna el valor cero (0) al agua y el -1000 al aire. De esta forma, los materiales más densos como el tejido cortical óseo o los metales quedan en un rango que abarca desde cero hasta 1000 ó 3000 unidades Hounsfield (UH), dependiendo de la escala utilizada por el tomógrafo. Las Unidades Hounsfield y la densidad presentan una correspondencia lineal que se conoce como función o curva de calibración. Para calibrar el tomógrafo se utilizan dispositivos de densidad conocida llamados fantasmas. Las propiedades mecánicas del tejido óseo son modeladas en función de la densidad aparente del tejido,  $\rho_{ap}$ , definida como la masa de tejido mineralizado dividido por el volumen total incluyendo el de los poros. Es importante notar que la densidad calculada con el tomógrafo incluye la masa de otros tejidos como médula, grasa y sangre los cuales no tienen la capacidad de soportar carga. Esto implica hacer una corrección de la densidad tomada de las tomografías para obtener la densidad aparente del tejido.

El formato de las imágenes obtenidas, corresponde a lo que se conoce como archivo DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*), que es un estándar utilizado a nivel mundial para el manejo, almacenamiento, impresión y transmisión de imágenes médicas provenientes de diferentes equipos.

Mediante una Tomografía por rayos X, es posible obtener imágenes bidimensionales en escala de grises correspondientes a cortes espaciados del objeto en estudio, que permiten reconstruirlo tridimensionalmente (ver Fig. 3.17.). La elección del espaciamiento entre cortes dependerá de la precisión deseada en la reconstrucción y de las capacidades del equipo.

# **CAPÍTULO 4: ESTUDIO EXPERIMENTAL**

## 4.1. Material y método

El modelo óseo utilizado para estos ensayos fueron muestras óseas de ovejas (*Ovis aries*) de la raza ripollesa, esqueléticamente maduras y con un peso de entre 45 y 55 kg. La eutanasia de los animales se llevó a cabo según el procedimiento establecido a través de una sobredosis de anestésico con tiopental sódico. Las ovejas formaban parte de proyectos experimentales del grupo de investigación en Ingeniería Tisular Muscoesquelética de l'Institut de Recerca Vall d'Hebron (VHIR), los cuales cedieron aquellas piezas óseas no destinadas para sus fines experimentales.

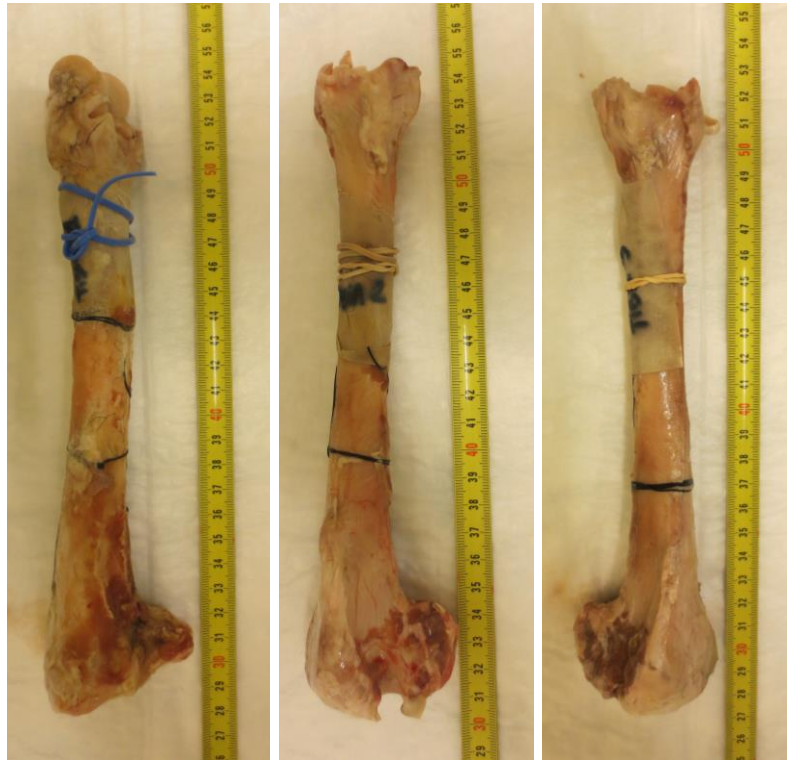
Después de la eutanasia y la disección del animal para la extracción de las muestras por parte del grupo de investigación del VHIR, las piezas destinadas a este proyecto se congelaron a una temperatura aproximada de  $-25^{\circ}\text{C}$  hasta la realización del ensayo. Este proceso de congelación permite mantener invariables las propiedades mecánicas de los huesos (Grasa *et al.* 2008). La descongelación se realizó a temperatura ambiente manteniendo los parámetros de humedad controlados mediante gases empapadas, ya que el Módulo de Young y la resistencia del hueso se ven afectadas con el grado de hidratación (Cerrud Sánchez *et al.* 2005).

Las muestras se limpiaron retirando el tejido blando con ayuda de un bisturí quirúrgico, intentando conseguir la mayor eliminación de músculo y periostio adherido al hueso para su posterior manipulación y ensayo.

Para los diferentes ensayos se utilizaron tres tibias de oveja y dos fémures con las siguientes características (ver Tabla 4.1.).

**Tabla 4.1.** Dimensiones de las muestras óseas para experimentación.

	Longitud total [mm]	Diámetro min. diáfisis [mm]	Peso [g]
Tibia oveja 1	249	17,32	170
Tibia oveja 2	222,5	16,1	142,1
Tibia oveja 3	241	15,9	148,3
Fémur oveja 1	92	26,2	47,01
Fémur oveja 2	142,5	25,9	105,5
Fémur cerdo	54	23,5	46,8



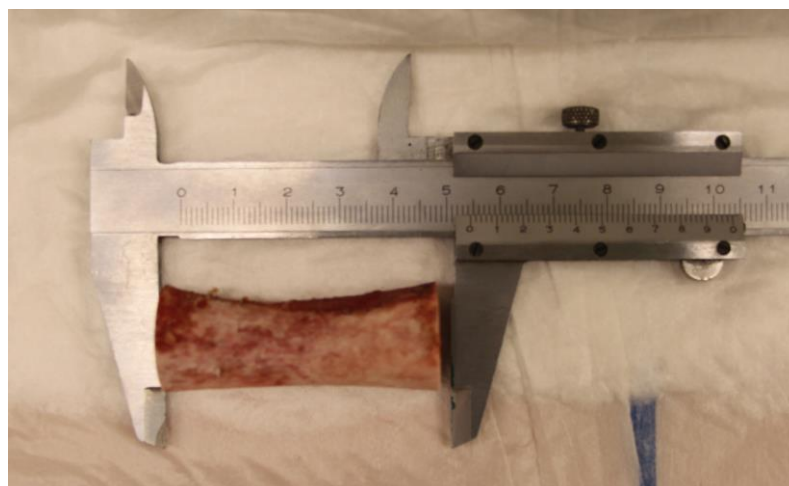
**Figura 4.1.** Muestras de tibia de oveja utilizadas: Tibia 1,2 y 3.



**Figura 4.2.** Muestra de fémur de oveja 1.



**Figura 4.3.** Muestra de fémur de oveja 2.



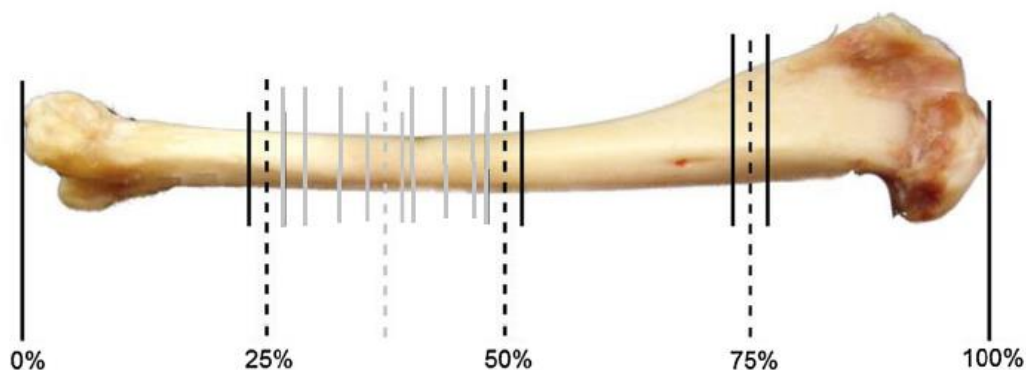
**Figura 4.4.** Muestra de fémur de cerdo.

Para el análisis tomográfico se utilizó el escáner modelo *Pre-clinical in vivo imaging Quantum GX microCT* de l'Institut de Recerca Vall d'Hebron (VHIR).

El procedimiento que se siguió fue el siguiente:

Una vez limpias, las muestras se colocaron en el soporte de muestreo y fueron escaneadas a diferentes tiempos de escaneo: *High resolution*: 4 minutos y *Standard resolution*: 2 min. Las condiciones de funcionamiento del tubo de rayos-X se determinaron a 160  $\mu$ A, 90 kV y 8W (ver Fig. 4.6.).

Se realizaron dos escaneos por barrido de todas las muestras (ver Fig. 4.5.): el primero de toda la diáfisis del hueso, con una resolución Standard y el segundo, de una sección delimitada de 5 cm de la diáfisis correspondiente a la zona más crítica o teórica de ruptura del hueso en el momento de los ensayos experimentales; ésta con la resolución más alta.



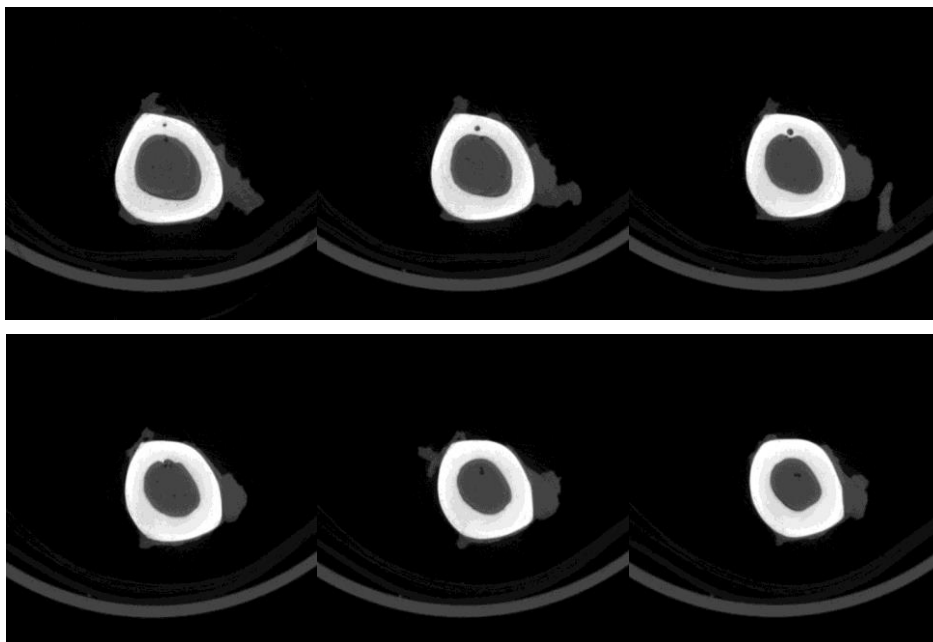
**Figura 4.5.** Representación esquemática de las secciones analizada por barrido.

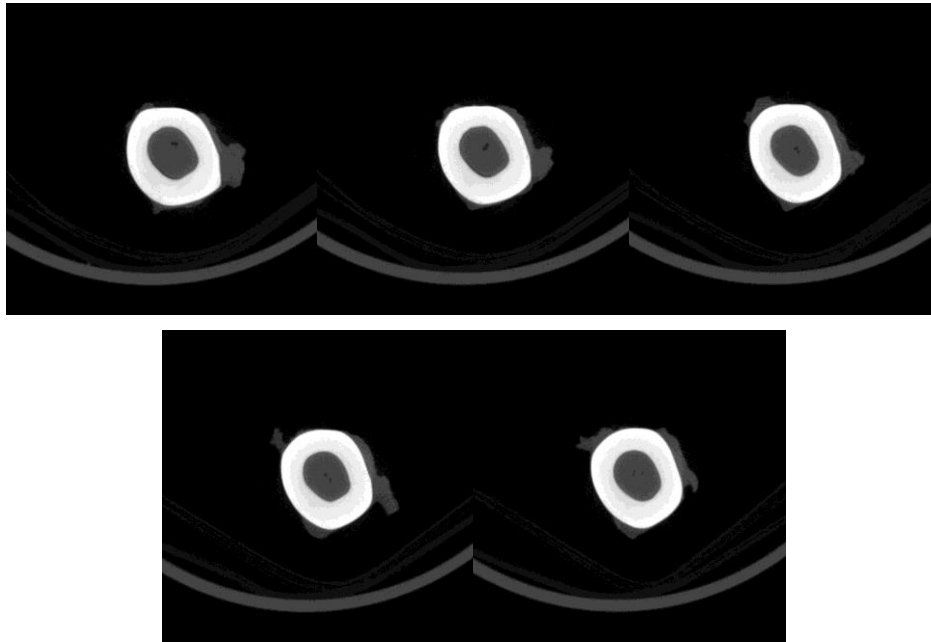




**Figura 4.6.** Muestra de tibia de oveja en soporte de MicroCT.

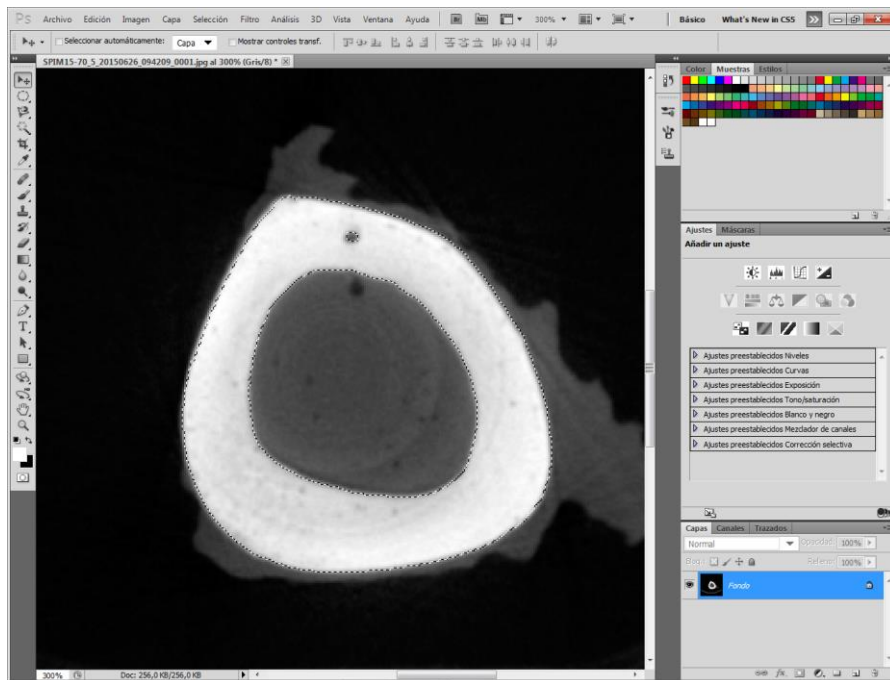
Para cada análisis de barrido se obtuvieron una secuencia de 512 archivos DICOM de 512x512 píxeles. De todos estos archivos, se identificó, para cada muestra, la secuencia de archivos comprendidos en la sección de la diáfisis marcada como zona crítica, de 5 cm de longitud. De esta secuencia de DICOM más delimitada se estimó analizar 11 secciones equidistantes por separado y ver el comportamiento del hueso en ese tramo específico (ver Fig. 4.5. y 4.7.).



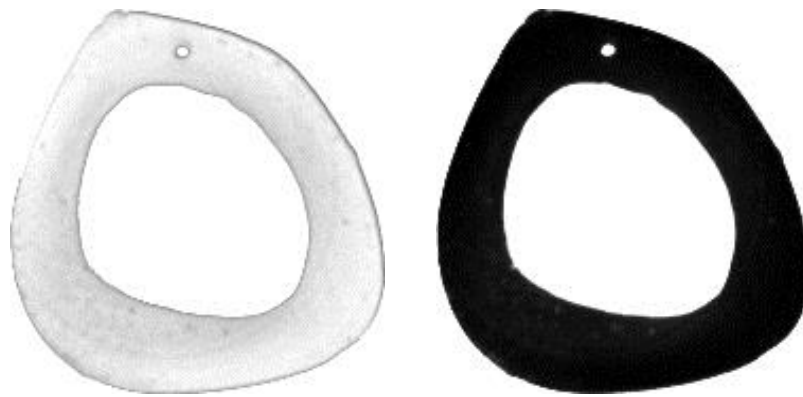


**Figura 4.7.** Ejemplo de secuencia de 11 archivos DICOM dentro de la zona crítica.

Una vez identificadas las secciones, los archivos DICOM correspondientes fueron tratados con Photoshop CS5 Extended<sup>®</sup> para convertirlos en archivos de imagen de extensión *.jpg*. Con este mismo programa se aisló la sección del hueso cortical a analizar del resto del contenido de la imagen mediante el uso de las distintas herramientas del programa (ver Fig. 4.8. y 4.9.).

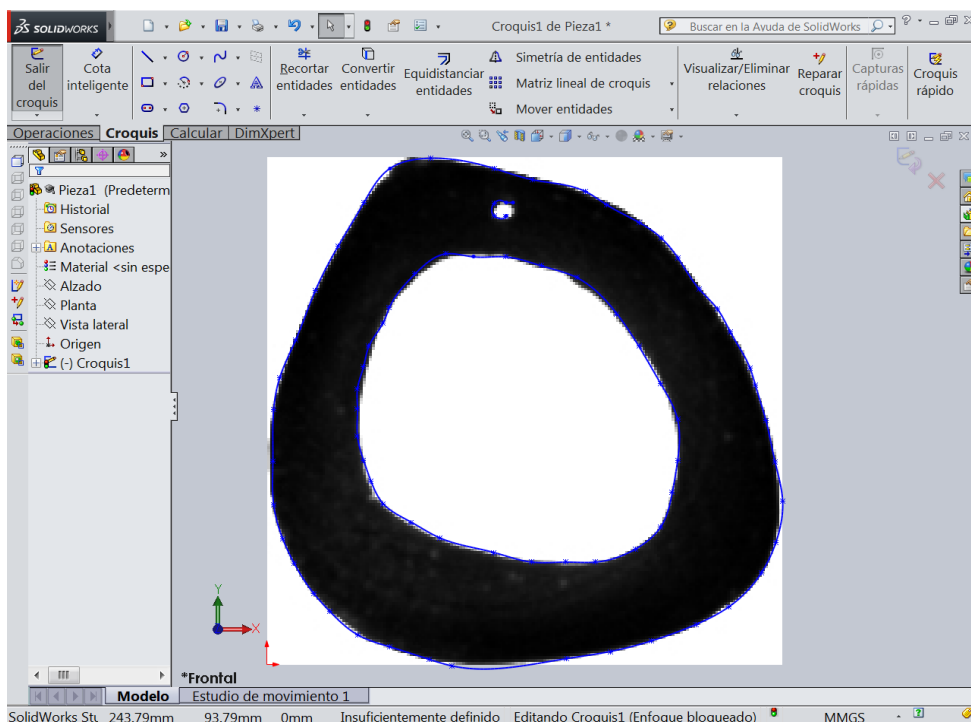


**Figura 4.8.** Captura de pantalla aislando la zona de hueso cortical.

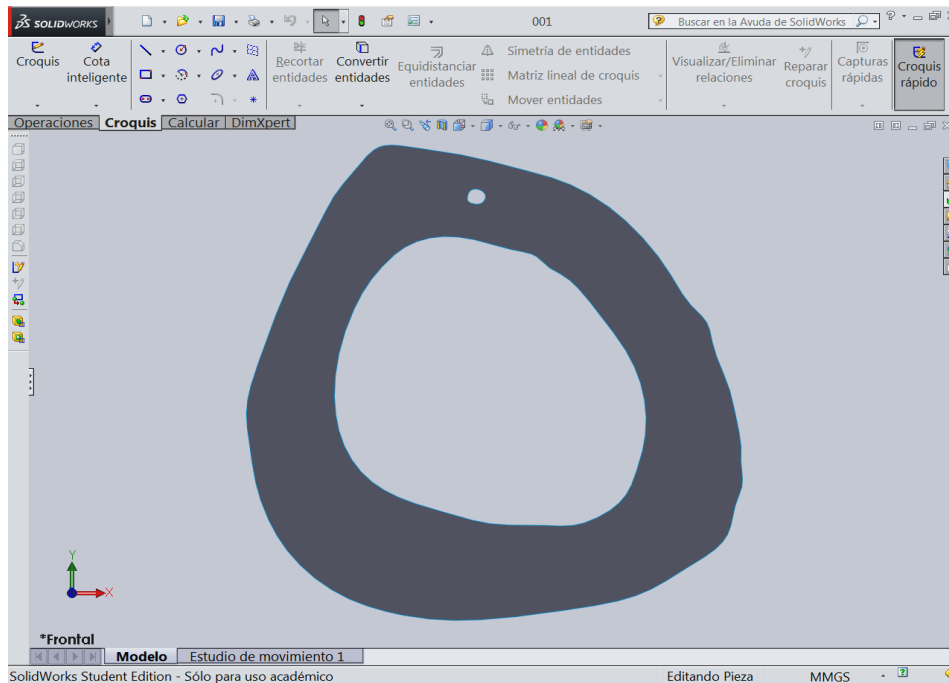


**Figura 4.9.** Secuencia del tratamiento de imagen de cada DICOM.

Una vez se aisló el material óseo de todas las secciones y se guardaron como imágenes independientes, se utilizó el programa Solid Works© para determinar las propiedades de cada sección. Para ello se importó la imagen obtenida de Photoshop© a Solid Works©, se tuvo en cuenta el factor de escala a la hora de importar la imagen y se centró en el eje de coordenadas del mismo programa. Mediante la herramienta *spline* se contorneó toda la superficie de estudio (ver Fig. 4.10.). Posteriormente se convirtió en una superficie plana para poder ser analizada computacionalmente (ver Fig. 4.11.).

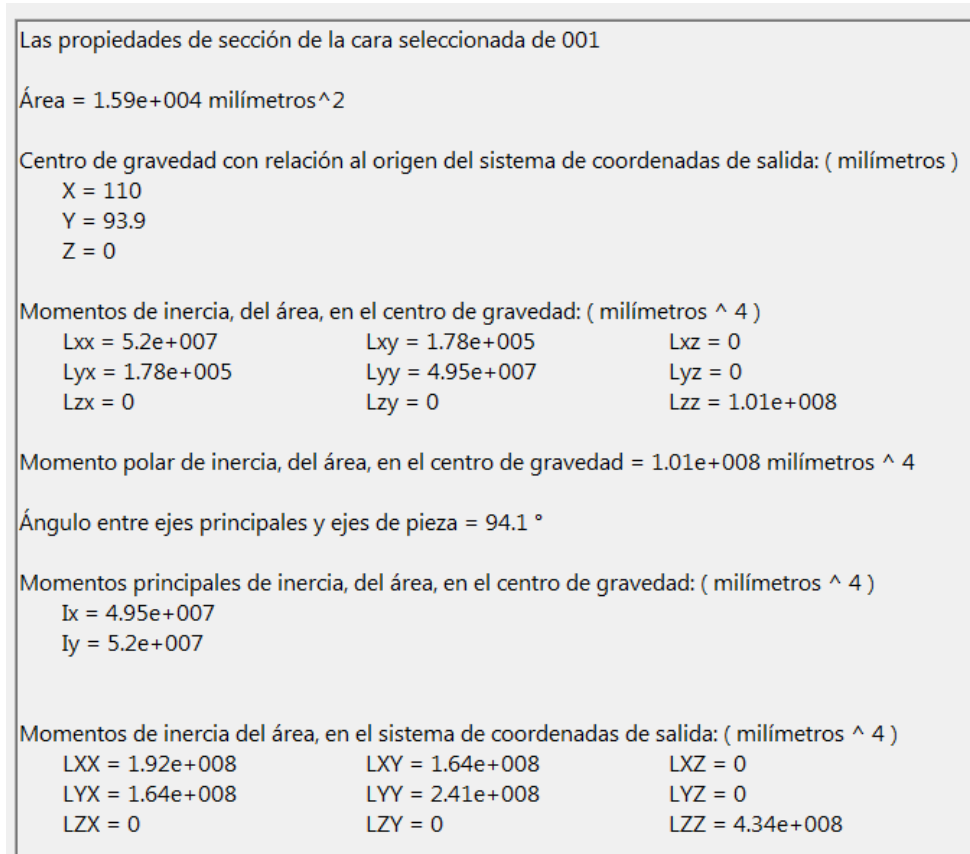


**Figura 4.10.** Selección del contorno de la sección de hueso.



**Figura 4.11.** Creación de una superficie plana a partir de la selección con spline.

Mediante la herramienta de análisis de propiedades de sección del mismo programa, se obtuvo, para todas las muestras, el centro de gravedad de la sección, el segundo momento de inercia y el área correspondiente.



**Figura 4.12.** Propiedades de sección mediante Solid Works<sup>®</sup>.

Para el cálculo de los momentos de inercia, el programa Solid Works® utiliza el Teorema de Steiner o Teorema de los ejes paralelos. Es un teorema usado en la determinación del momento de inercia de un sólido rígido sobre cualquier eje, dado el momento de inercia del objeto sobre el eje paralelo que pasa a través del centro de masa y de la distancia perpendicular ( $r$ ) entre ejes. También puede usarse para calcular el segundo momento de área de una sección respecto a un eje paralelo a otro cuyo momento sea conocido.

Dado un eje que pasa por el centro de masa de un sólido, y dado un segundo eje paralelo al primero, el momento de inercia de ambos ejes está relacionado mediante la expresión:

$$I_{z,P} = I_{z,G} + m \cdot r^2 \quad (36)$$

Donde:

- $I_{z,P}$  es el momento de inercia del cuerpo según el eje que no pasa a través de su centro de masas;
- $I_{z,G}$  es el momento de inercia del cuerpo según un eje que pasa a través de su centro de masas;
- $m$  es la masa del objeto;
- $r$  es la distancia perpendicular entre los dos ejes.

La regla puede ser aplicada con la regla de extensión y el teorema de los ejes perpendiculares para encontrar momentos de inercia de una variedad de formas.

La regla de los ejes paralelos también puede aplicarse al segundo momento de área (o momento de inercia planar) para una región plana D:

$$I_z = I_x + A \cdot r^2 \quad (37)$$

Donde:

- $I_z$  es el momento de inercia planar de D relativo al eje paralelo;
- $I_x$  es el momento de inercia planar de D relativo a su centroide;
- $A$  es el área de una región plana D;
- $r$  es la distancia del nuevo eje z al centroide de la región plana D.

El centroide de D coincide con el centro de gravedad de una lámina fija con la misma forma que tiene densidad uniforme.

## 4.2. Ensayos experimentales

Los ensayos experimentales que se realizaron en el laboratorio de la EUETIB fueron los siguientes:

- Ensayo de flexión en tres puntos para tres muestras de tibia y un fémur.
- Ensayo de flexión en cuatro puntos en una muestra de tibia.

#### *4.2.1. Ensayo de flexión en tres puntos experimental*

Para la realización del ensayo a flexión en tres puntos se utilizó la máquina de ensayo *MicroTest*, modelo TSC-1/20kN del laboratorio de la EUETIB. Para este tipo de ensayo se utilizaron las mordazas superior e inferiores específicas con las siguientes características:

- Diámetro rodillo superior: 25 mm
- Diámetro rodillos de apoyo inferiores: 52 mm
- Distancia entre rodillos inferiores: 150 mm

Las muestras se introdujeron en bolsas de plástico transparente para evitar posibles desplazamientos en horizontal durante el ensayo, debido a la irregularidad de la superficie del hueso y a la humedad del mismo, así como también evitar que tejidos blandos pudieran adherirse a la máquina de ensayos. Para evitar aún más el posible desplazamiento en horizontal, las muestras fueron fijadas con bridas de plástico a la base inferior de la máquina (ver Fig. 4.13.).

Cada una de las muestras se colocó de manera centrada encima de los rodillos inferiores de apoyo de la máquina de ensayo, haciendo coincidir el área de muestreo previsto en el análisis tomográfico con el área de ensayo. Una vez centrada con los puntos de apoyo inferior y el rodillo de aplicación de la carga del soporte superior, se aplicó una precarga a modo de sujeción antes de iniciar el ensayo en sí (ver Fig. 4.14.).

Las condiciones de ensayo que se determinaron fueron de: Precarga de 126 N y velocidad de ensayo 50 mm/min.



**Figura 4.13.** *Colocación y sujeción de la muestra para ensayo a flexión en 3 puntos.*



**Figura 4.14.** *Aplicación de la precarga sobre la muestra antes de iniciar el ensayo.*

El ensayo fue registrado mediante soporte informático para su análisis posterior. Estos datos permitirán dibujar la curva específica tensión-deformación para cada muestra analizada, como se verá en el Capítulo 5: Resultados.

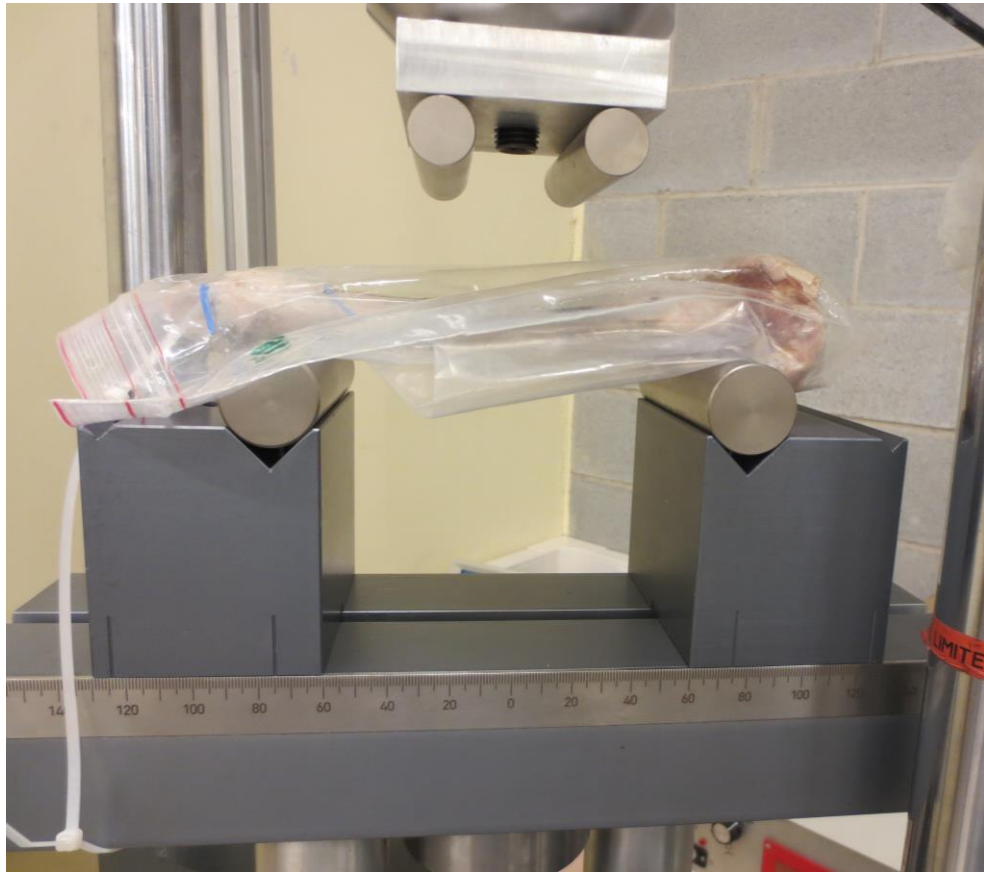
#### *4.2.2. Ensayo de flexión en cuatro puntos experimental*

Para la realización del ensayo a flexión en cuatro puntos se utilizó la máquina de ensayo *MicroTest*, modelo TSC-1/20kN del laboratorio de la EUETIB. Para este tipo de ensayo se utilizaron las mordazas superior e inferiores específicas con las siguientes características:

- Diámetro rodillos superiores: 25 mm
- Diámetro rodillos inferiores: 52 mm
- Distancia entre rodillos superiores: 52 mm
- Distancia entre rodillos inferiores: 150 mm

De igual modo que en el ensayo de flexión en tres puntos, la muestra se introdujo en una bolsa de plástico transparente para evitar posibles desplazamientos en horizontal durante el ensayo, debido a la irregularidad de la superficie del hueso y a la humedad del mismo, así como también evitar que tejidos blandos pudieran adherirse a la máquina de ensayos. Para evitar aún más el posible desplazamiento, se fijó la muestra a la base inferior de la máquina mediante bridas de plástico.

La muestra se colocó centrada en la máquina, haciendo coincidir el área de muestreo previsto en el análisis tomográfico con el área de ensayo (ver Fig. 4.15.). Una vez centrada con los puntos de apoyo y los puntos de aplicación de la carga del soporte superior, se aplicó una precarga a modo de sujeción antes de iniciar el ensayo en sí (ver Fig. 4.16.).



**Figura 4.15.** Colocación y sujeción de la muestra para ensayo a flexión en 4 puntos.



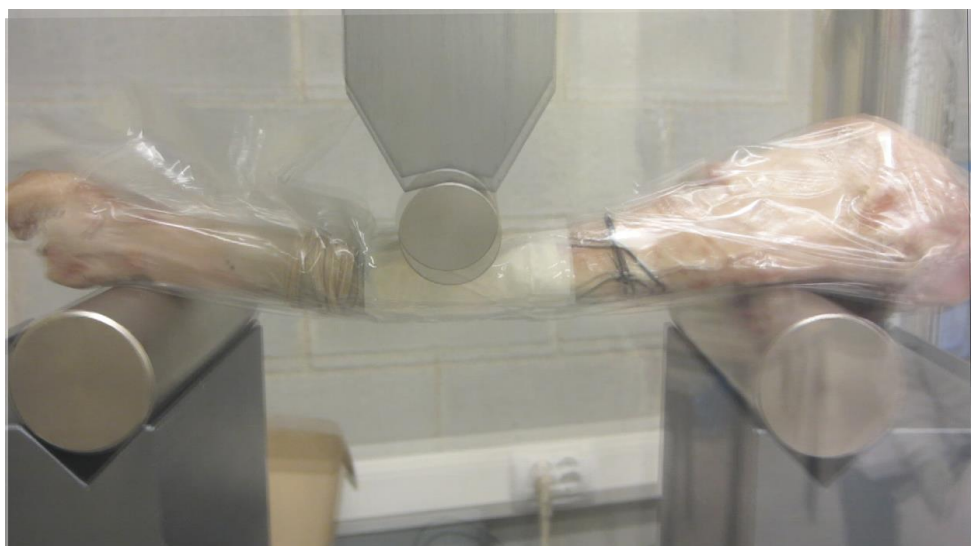
**Figura 4.16.** Aplicación de la precarga sobre la muestra antes de iniciar el ensayo.



Las condiciones de ensayo que se determinaron fueron de: Precarga de 300 N y velocidad de ensayo 100 mm/min. Este fue el primer ensayo de flexión que se realizó y se consideró esta velocidad de ensayo inicial. Una vez realizado se consideró disminuir la velocidad para los ensayos posteriores ya que resultó ser muy elevada.

El ensayo fue registrado mediante soporte informático para su análisis posterior. Estos datos permitirán dibujar la curva específica tensión-deformación para la muestra analizada, como se verá en el Capítulo 5: Resultados.

Para los ensayos en los que no se registró el desplazamiento, como fue este caso, se optó por calcularlo mediante las fotografías tomadas durante el mismo. Para ello se comparó el estado inicial con el instante final de rotura. Se superpusieron ambas instantáneas y se calculó mediante GIMP® el desplazamiento final; del mismo modo que para el cálculo de las dimensiones internas del hueso (ver Fig. 4.17.).



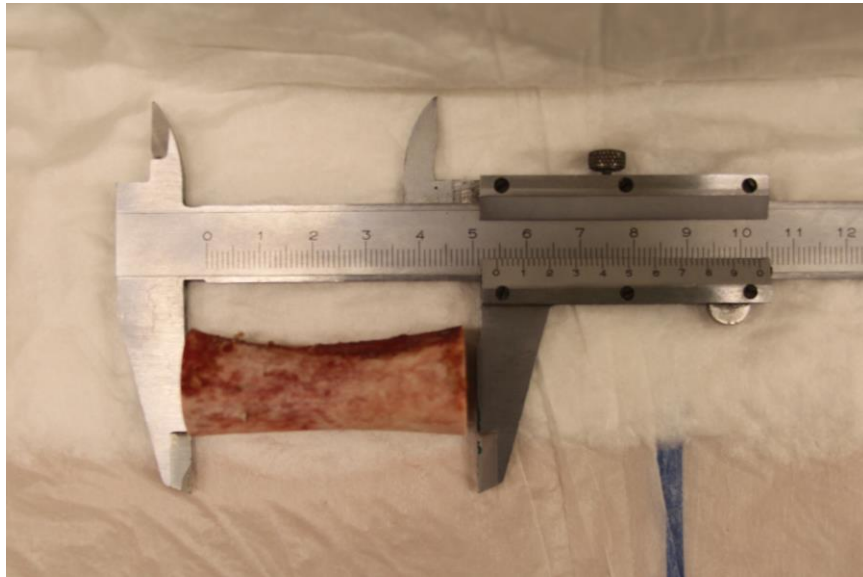
**Figura 4.17.** *Obtención del desplazamiento mediante superposición de instantáneas.*

#### *4.2.3. Ensayo bajo carga cuasi-axial experimental*

Para la realización del ensayo bajo carga cuasi-axial de compresión se utilizó la máquina de ensayo *MicroTest*, modelo TSC-1/20kN del laboratorio de la EUETIB. Para este tipo de ensayo se utilizaron las mordazas superior e inferiores específicas.

Para este ensayo se utilizó una muestra ósea de fémur porcino, ya que fue de los primeros ensayos que se realizaron y no se disponía de material óseo ovino en ese momento; con lo que los resultados obtenidos servirán a modo de comparación para las distintas especies.

Inicialmente la muestra se seccionó mediante una sierra de diamante, separando la diáfisis de las epífisis para su correcta alineación en la máquina de ensayo. Conseguir la perfecta alineación entre el material óseo y la aplicación de la carga es la parte más complicada de este tipo de ensayos. La muestra final que se obtuvo tenía una longitud de 54 mm (ver Fig. 4.18.).



**Figura 4.18.** *Muestra final seccionada de tibia de cerdo para ensayo bajo carga cuasi-axial de compresión.*

La muestra se colocó de la manera más centrada posible en la plataforma inferior y se fue ajustando lentamente a la plataforma superior para evitar una incorrecta sujeción que interfiriera en el ensayo (ver Fig. 4.19.).



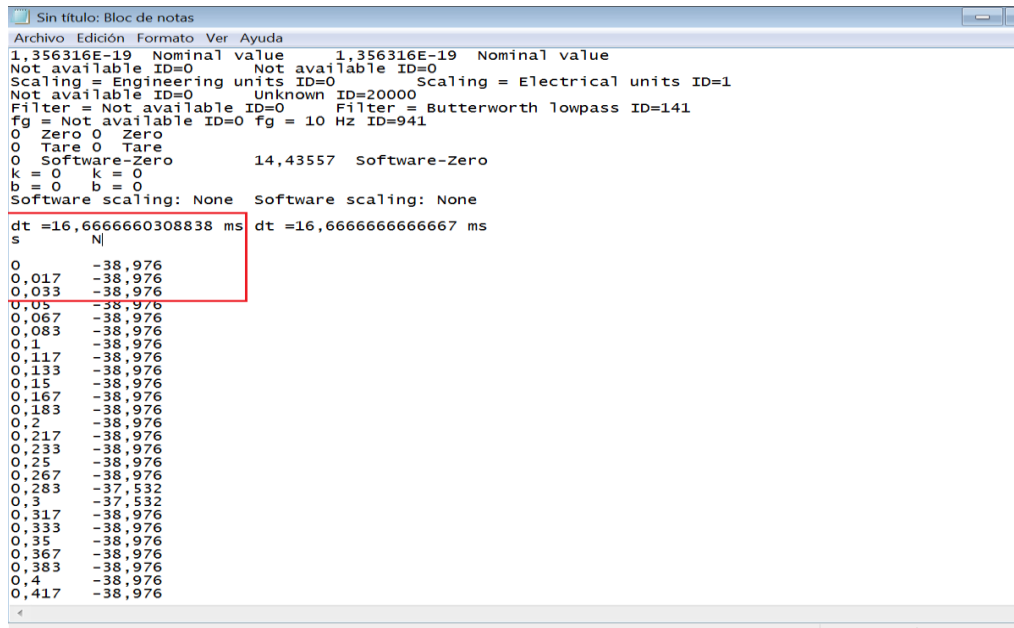
**Figura 4.19.** *Preparación del ensayo de compresión sobre tibia de cerdo.*

Las condiciones de ensayo que se determinaron fueron de: Precarga de 150 N, velocidad de ensayo 10 mm/min.

### 4.3. Procesado de los datos experimentales

A parte de la muestra física final ensayada, se obtuvo para cada uno de los ensayos el archivo correspondiente con toda la información relativa al mismo.

El fichero contiene e identifica: El tiempo de cada toma de medidas (siendo el  $dt=16,6666660308838$  ms) así como la columna de Fuerza (N) aplicada en cada instante de tiempo, que son datos necesarios, junto con la deformación, para generar la curva característica.



```
Sin titulo: Bloc de notas
Archivo Edición Formato Ver Ayuda
1,356316E-19 Nominal value 1,356316E-19 Nominal value
Not available ID=0 Not available ID=0
Scaling = Engineering units ID=0 Scaling = Electrical units ID=1
Not available ID=0 Unknown ID=20000
Filter = Not available ID=0 Filter = Butterworth lowpass ID=141
fg = Not available ID=0 fg = 10 Hz ID=941
0 Zero 0 Zero
0 Tare 0 Tare
0 Software-Zero 14,43557 Software-Zero
k = 0 k = 0
b = 0 b = 0
Software scaling: None Software scaling: None

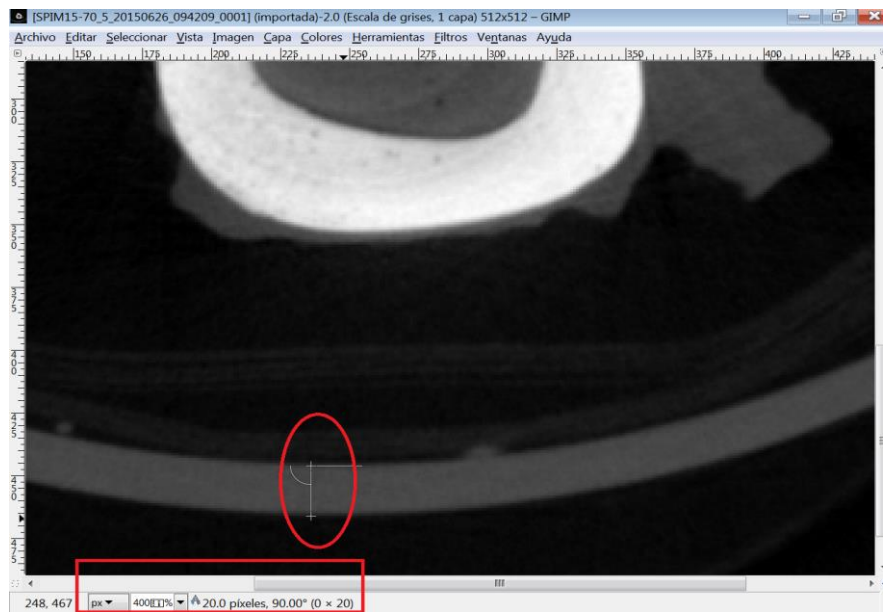
dt =16,6666660308838 ms dt =16,6666666666667 ms
s N
0 -38,976
0,017 -38,976
0,033 -38,976
0,05 -38,976
0,067 -38,976
0,083 -38,976
0,1 -38,976
0,117 -38,976
0,133 -38,976
0,15 -38,976
0,167 -38,976
0,183 -38,976
0,2 -38,976
0,217 -38,976
0,233 -38,976
0,25 -38,976
0,267 -38,976
0,283 -37,532
0,3 -37,532
0,317 -38,976
0,333 -38,976
0,35 -38,976
0,367 -38,976
0,383 -38,976
0,4 -38,976
0,417 -38,976
```

**Figura 4.20.** Fichero exportado del ensayo experimental.

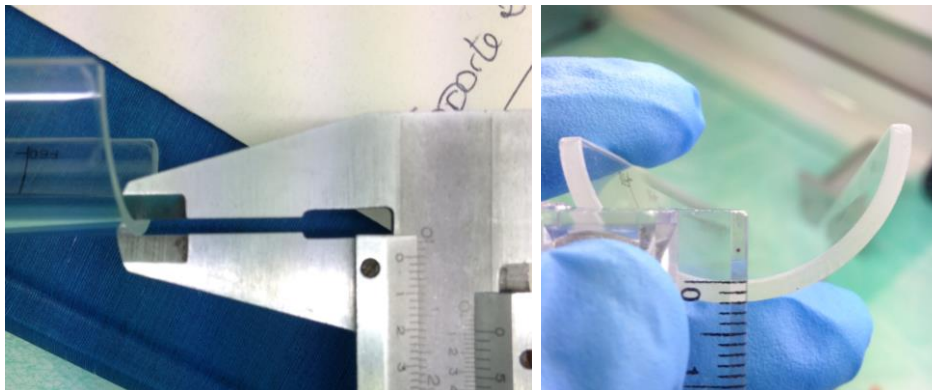
Una vez exportado el archivo y, a partir de los datos obtenidos, se generaron todas las curvas tensión-deformación características de cada ensayo mediante el programa Excel<sup>®</sup>.

## 4.4. Procesado de los datos extraídos de MicroCT

Para obtener las dimensiones internas de cada sección de tibia de oveja (ver Fig. 3.11.) se utilizó el programa GIMP<sup>®</sup>. Para ello se utilizó una escala ficticia, tomando como referencia el grosor del soporte para muestras del escáner MicroCT real y el resultante del escáner tomográfico, que se denominó *unidad de vidrio (uv)*. Para obtener las dimensiones en la escala internacional, se aplicó el coeficiente de escala encontrado: 1 uv:20 píxeles:2mm (ver Fig. 4.21. y 4.22.).

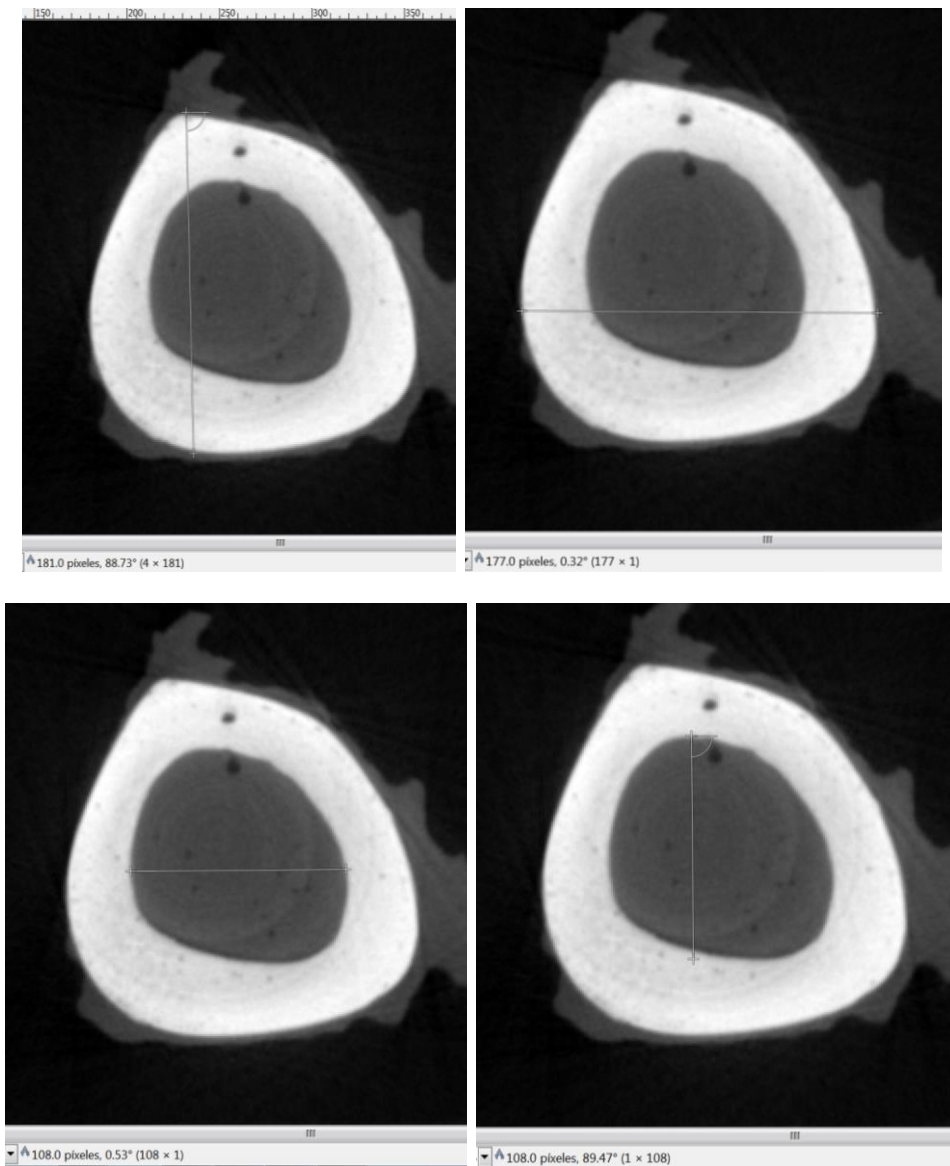


**Figura 4.21.** Obtención del factor de escala 1 uv:20 píxeles.



**Figura 4.22.** Medida real del soporte para muestras del MicroCT.  
Factor de escala 2mm:1u.vidrio.

Para facilitar el posterior cálculo del momento de inercia se tabuló las medidas de cada sección analizada. Se utilizó una tabla de Excel<sup>®</sup> para facilitar el procedimiento (ver Tabla 5.2, 5.3 y 5.4.)



**Figura 4.23.** Toma de medidas de cada sección mediante GIMP<sup>®</sup>

A partir de todos los datos obtenidos, se calculó la tensión de rotura para cada muestra de hueso a partir de las ecuaciones anteriormente descritas

# **CAPÍTULO 5: RESULTADOS**

## 5.1. Dimensiones características

Las dimensiones características de las muestras óseas empleadas en los distintos ensayos son:

**Tabla 5.1.** Dimensiones de las muestras óseas para experimentación.

<b>Muestras</b>	<b>Longitud total</b> [mm]	<b>Diámetro min. diáfisis</b> [mm]	<b>Peso muestra</b> [g]
<b>Tibia oveja 1</b>	249	17,32	170
<b>Tibia oveja 2</b>	222,5	16,1	142,1
<b>Tibia oveja 3</b>	241	15,9	148,3
<b>Fémur oveja 1</b>	92	26,2	47,01
<b>Fémur oveja 2</b>	142,5	25,9	105,5
<b>Fémur cerdo</b>	54	23,5	46,8

Las dimensiones internas de cada sección obtenidas mediante GIMP<sup>®</sup> y el momento de inercia para cada sección calculado mediante la ecuación (11) para las muestras de tibia 1, 2 y 3 se muestran en las tablas siguientes:

**Tabla 5.2.** Dimensiones internas de cada sección de Tibia 1 obtenidos de GIMP<sup>®</sup> y Momento de Inercia.

<b>TIBIA 1</b>	<b>x<sub>1</sub></b> [mm]	<b>x<sub>2</sub></b> [mm]	<b>y<sub>1</sub></b> [mm]	<b>y<sub>2</sub></b> [mm]	<b>I</b> [mm <sup>4</sup> ]
<b>Secciones</b>					
<b>#001</b>	20,271	12,101	17,169	10,032	4435,905
<b>#050</b>	19,858	11,894	16,548	9,722	3880,619
<b>#100</b>	19,754	11,377	16,031	9,205	3559,340
<b>#150</b>	19,341	11,067	15,721	8,791	3319,415
<b>#200</b>	19,237	11,067	15,514	8,688	3169,642
<b>#250</b>	19,237	11,067	15,514	8,377	3206,459
<b>#300</b>	19,341	10,963	15,410	8,377	3157,976
<b>#350</b>	19,341	10,963	15,307	8,274	3100,065
<b>#400</b>	19,134	11,170	15,204	8,481	2966,198
<b>#450</b>	19,134	11,480	15,410	8,481	3093,469
<b>#500</b>	19,237	11,584	14,997	8,481	2838,037

**Tabla 5.3.** Dimensiones internas de cada sección de Tibia 2 obtenidos de GIMP© y Momento de Inercia.

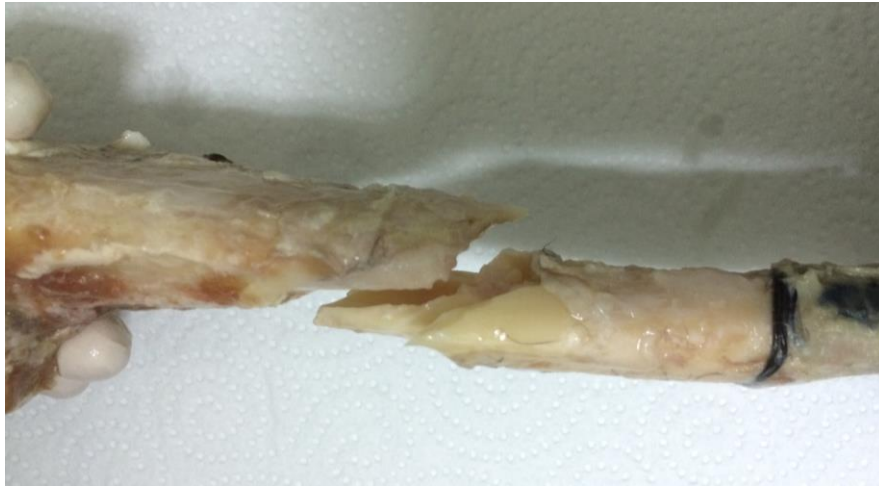
<b>TIBIA 2</b>	<b>x<sub>1</sub></b> [mm]	<b>x<sub>2</sub></b> [mm]	<b>y<sub>1</sub></b> [mm]	<b>y<sub>2</sub></b> [mm]	<b>I</b> [mm <sup>4</sup> ]
<b>Secciones</b>					
<b>#001</b>	18,410	11,170	18,410	10,860	4936,196
<b>#050</b>	17,582	10,446	17,893	10,653	4323,950
<b>#100</b>	16,962	9,722	17,479	9,825	3993,450
<b>#150</b>	17,065	9,412	17,065	9,825	3724,840
<b>#200</b>	16,031	9,101	16,755	9,412	3328,828
<b>#250</b>	15,824	8,688	16,651	8,895	3286,202
<b>#300</b>	15,721	8,377	16,651	8,688	3293,202
<b>#350</b>	15,721	8,274	16,858	8,481	3449,538
<b>#400</b>	15,514	7,964	16,651	8,481	3277,516
<b>#450</b>	15,514	7,860	16,962	8,584	3472,126
<b>#500</b>	14,997	8,067	16,962	8,688	3332,666

**Tabla 5.4.** Dimensiones internas de cada sección de Tibia 3 obtenidos de GIMP© y Momento de Inercia.

<b>TIBIA 3</b>	<b>x<sub>1</sub></b> [mm]	<b>x<sub>2</sub></b> [mm]	<b>y<sub>1</sub></b> [mm]	<b>y<sub>2</sub></b> [mm]	<b>I</b> [mm <sup>4</sup> ]
<b>Secciones</b>					
<b>#001</b>	20,168	13,032	20,168	12,928	6738,882
<b>#050</b>	19,858	12,308	18,927	11,687	5644,524
<b>#100</b>	19,341	11,687	17,893	10,549	4764,688
<b>#150</b>	18,720	11,273	17,272	9,929	4193,184
<b>#200</b>	18,203	10,549	16,755	8,998	3825,502
<b>#250</b>	17,686	10,239	16,341	8,791	3446,813
<b>#300</b>	17,582	9,825	15,617	8,377	3003,861
<b>#350</b>	17,479	9,205	15,307	7,757	2866,261
<b>#400</b>	17,582	9,101	14,893	7,550	2658,826
<b>#450</b>	17,479	8,998	14,583	7,653	2462,839
<b>#500</b>	17,479	8,998	14,376	7,447	2366,835



## 5.2. Resultados del ensayo experimental



**Figura 5.1.** Resultado del ensayo a flexión en cuatro puntos tibia 1.



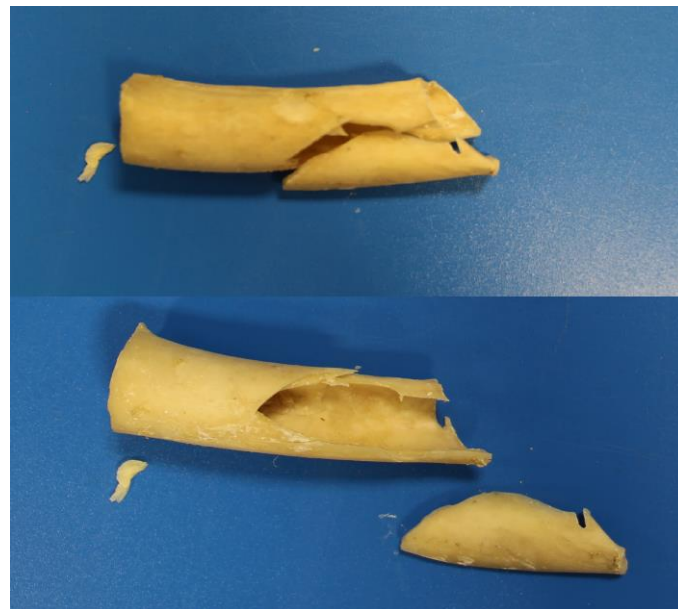
**Figura 5.2.** Resultado del ensayo a flexión en tres puntos para tibia 2



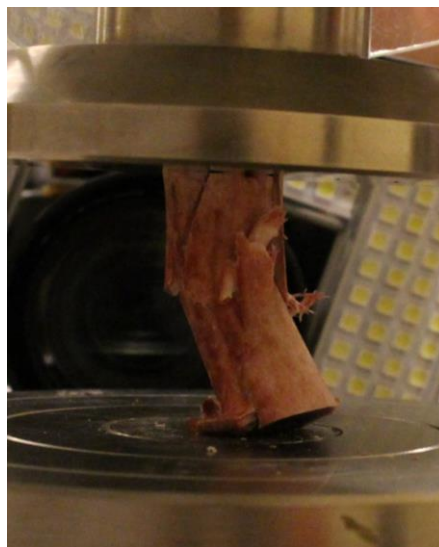
**Figura 5.3.** Resultado del ensayo a flexión en tres puntos para tibia 3



**Figura 5.4.** Resultado ensayo a flexión en tres puntos para fémur 1.

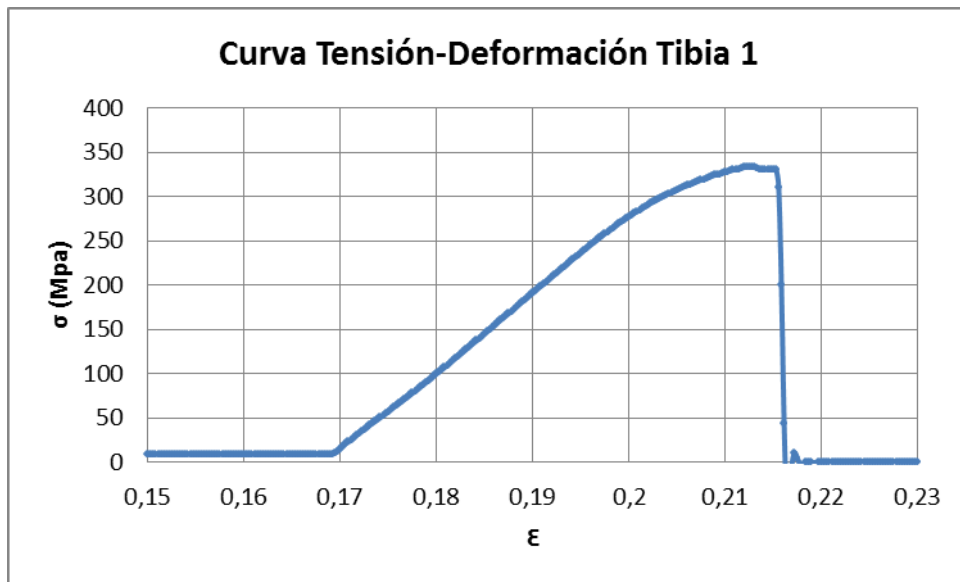


**Figura 5.5.** Resultado ensayo a flexión en tres puntos para fémur 2.



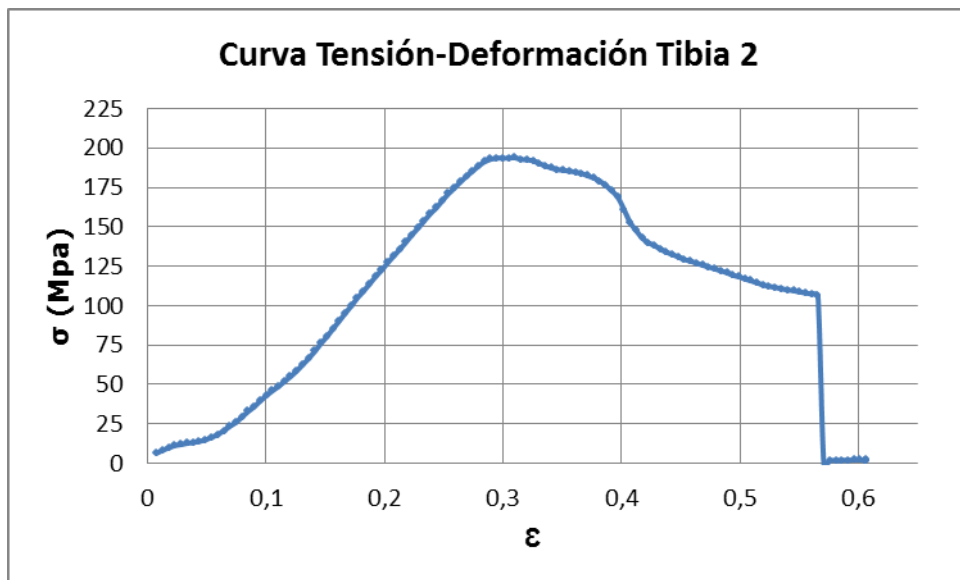
**Figura 5.6.** Resultado del ensayo a compresión para hueso de cerdo.

A partir de los datos obtenidos del ensayo experimental se dibujan las curvas características Tensión-Deformación.



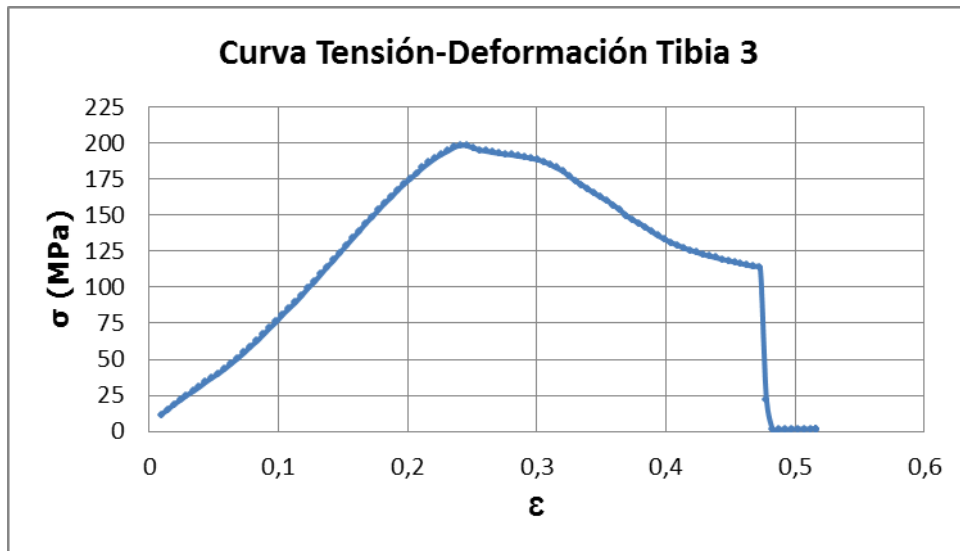
**Figura 5.7.** Curva Tensión-Deformación de Tibia 1.

Siendo el valor máximo de tensión: 333,34 MPa



**Figura 5.8.** Curva Tensión-Deformación de Tibia 2.

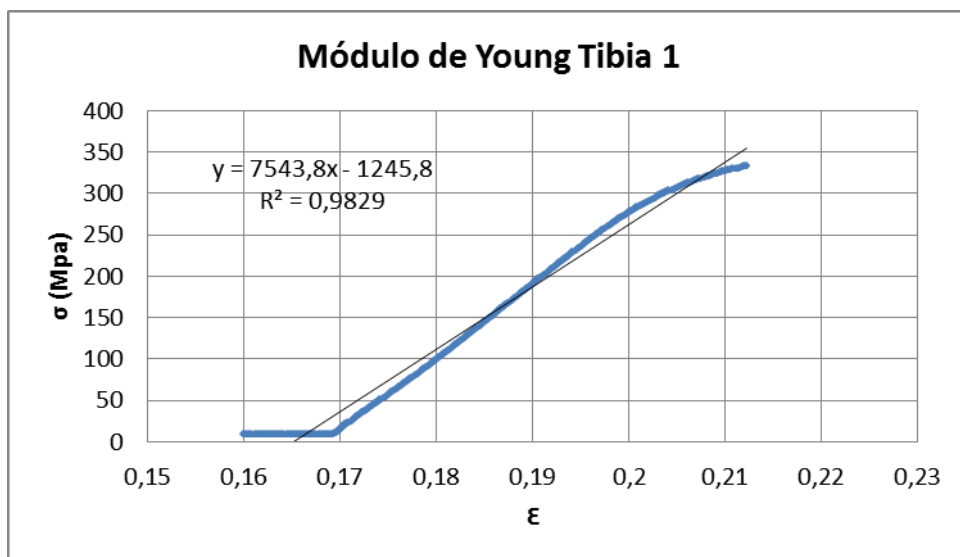
Siendo el valor máximo de tensión: 193,82 MPa



**Figura 5.9.** Curva Tensión-Deformación de Tibia 3.

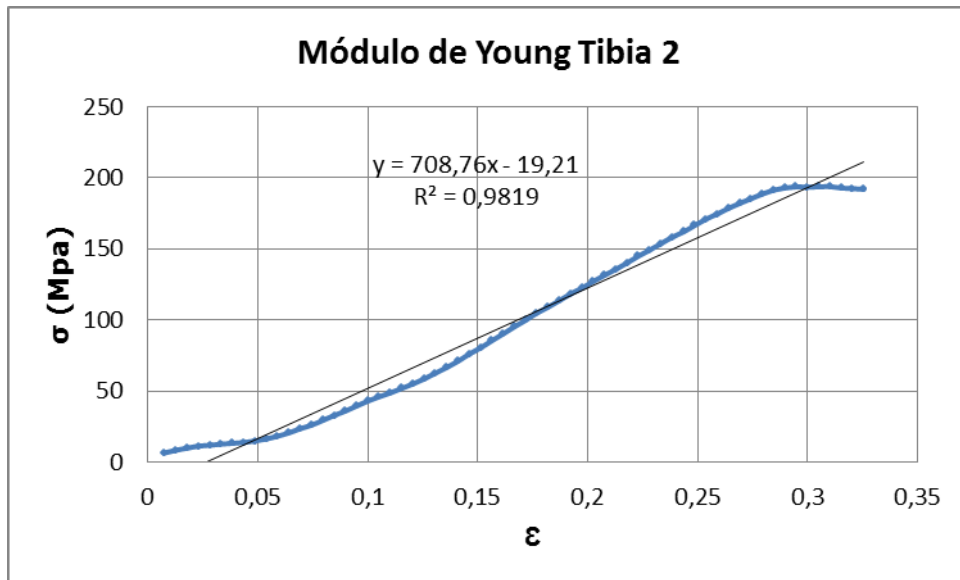
Siendo el valor máximo de tensión: 198,45 MPa

A partir de las curvas Tensión-Deformación se calcula el Módulo de Young a partir de la pendiente de la curva en la zona elástica.



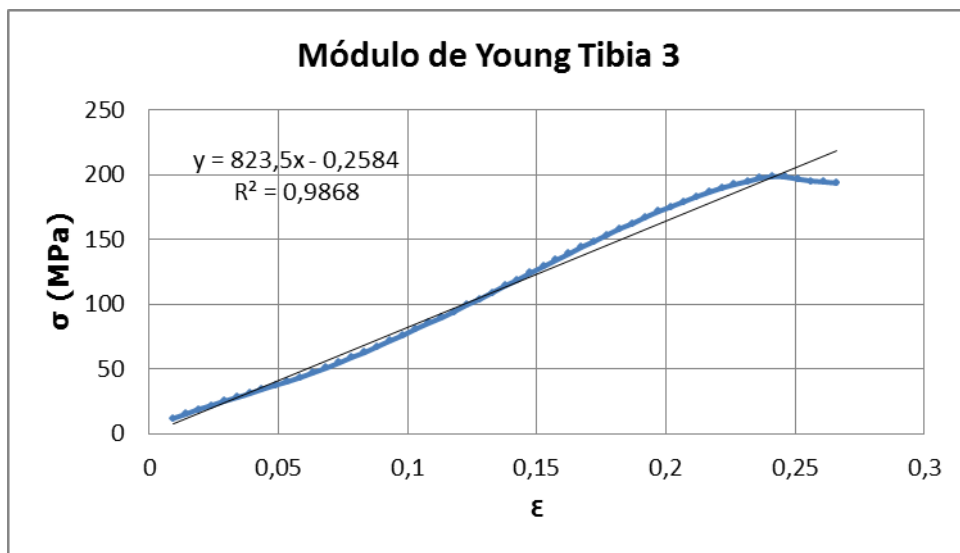
**Figura 5.10.** Módulo de Young de Tibia 1.

De la curva característica se obtiene el valor de  $E = 7543,8$  MPa



**Figura 5.11.** Módulo de Young de Tibia 2.

De la curva característica se obtiene el valor de  $E=708,76$  MPa



**Figura 5.12.** Módulo de Young de Tibia 3.

De la curva característica se obtiene el valor de  $E=823,5$  MPa

Por otro lado, a partir de las ecuaciones (24) y (27), dependiendo del tipo de ensayo, se calculó el valor del Módulo de Young para todas las secciones analizadas, para obtener el valor de  $E$  promedio y su desviación típica.

**Tabla 5.5.** Módulo de Young ( $E$ ) para las diferentes muestras de tibia.

Muestras	Tibia 1	Tibia 2	Tibia 3
	$E$ [MPa]	$E$ [MPa]	$E$ [MPa]
<b>Secciones</b>			
<b>#001</b>	20593,338	14566,250	10773,262
<b>#050</b>	23540,081	16628,748	12861,977
<b>#100</b>	25664,895	18004,953	15237,040
<b>#150</b>	27519,935	19303,346	17313,752
<b>#200</b>	28820,321	21599,756	18977,835
<b>#250</b>	28489,395	21879,933	21062,859
<b>#300</b>	28926,783	21833,421	24168,805
<b>#350</b>	29467,152	20843,913	25329,080
<b>#400</b>	30797,034	21937,919	27305,190
<b>#450</b>	29529,984	20708,310	29478,068
<b>#500</b>	32187,769	21574,879	30673,766
$\bar{E}$	<b>27776,062</b>	<b>19898,312</b>	<b>21198,330</b>
$\sigma$	<b>3339,26</b>	<b>2492,93</b>	<b>6747,37</b>

Siendo  $\bar{E}$  el valor promedio del Módulo de Young y  $\sigma$  la desviación típica.

Donde los valores del Módulo de Young para la muestra de Tibia 2 y 3 se encuentran dentro de los valores esperados según la literatura y, para la muestra de Tibia 1, los valores están por encima.

### 5.3. Resultados del ensayo tomográfico

A partir de los resultados obtenidos del cálculo del momento de inercia para las distintas secciones de tibia y los datos del ensayo a flexión experimental, se calculan los valores de tensión para determinar la tensión de rotura de cada muestra. Para ello se utilizó las ecuaciones (22), (23) y (26), dependiendo del tipo de ensayo a flexión.

## Ensayo de flexión en tres puntos

**Tabla 5.6.** Cálculo de la tensión de rotura para Tibia 2.

<b>TIBIA 2</b>	<b>I</b> [mm <sup>4</sup> ]	<b>P</b> [N]	<b>L</b> [mm]	<b>c</b> [mm]	<b>σ</b> [MPa]
<b>Secciones</b>					
<b>#001</b>	4936,196	2900,106	150	9,205	202,801
<b>#050</b>	4323,950	2900,106	150	8,791	221,111
<b>#100</b>	3993,450	2900,106	150	8,481	230,960
<b>#150</b>	3724,840	2900,106	150	8,533	249,125
<b>#200</b>	3328,828	2900,106	150	8,015	261,868
<b>#250</b>	3286,202	2900,106	150	7,912	261,842
<b>#300</b>	3293,202	2900,106	150	7,860	259,577
<b>#350</b>	3449,538	2900,106	150	7,860	247,813
<b>#400</b>	3277,516	2900,106	150	7,757	257,388
<b>#450</b>	3472,126	2900,106	150	7,757	242,962
<b>#500</b>	3332,666	2900,106	150	7,498	244,691
				<b>σ</b>	<b>243,55</b>
				<b>σ</b>	<b>18,68</b>

Siendo  $\sigma_{\text{promedio}}$  243,55 MPa  $\pm$  18,68. Obteniendo una  $\sigma_{\text{min}}$  de 202,8 MPa y una  $\sigma_{\text{max}}$  de 261,86 MPa. Lo que indica que la rotura se producirá al inicio de la zona estudiada.

**Tabla 5.7.** Cálculo de la tensión de rotura para Tibia 3.

<b>TIBIA 3</b>	<b>I</b> [mm <sup>4</sup> ]	<b>P</b> [N]	<b>L</b> [mm]	<b>c</b> [mm]	<b>σ</b> [MPa]
<b>Secciones</b>					
<b>#001</b>	6738,882	2853,912	150	10,084	160,146
<b>#050</b>	5644,524	2853,912	150	9,929	188,253
<b>#100</b>	4764,688	2853,912	150	9,670	217,208
<b>#150</b>	4193,184	2853,912	150	9,360	238,893
<b>#200</b>	3825,502	2853,912	150	9,101	254,620
<b>#250</b>	3446,813	2853,912	150	8,843	274,566
<b>#300</b>	3003,861	2853,912	150	8,791	313,211
<b>#350</b>	2866,261	2853,912	150	8,739	326,317
<b>#400</b>	2658,826	2853,912	150	8,791	353,857
<b>#450</b>	2462,839	2853,912	150	8,739	379,769
<b>#500</b>	2366,835	2853,912	150	8,739	395,173
				<b>σ</b>	<b>282</b>
				<b>σ</b>	<b>78,08</b>

Siendo  $\sigma_{\text{promedio}}$  282 MPa  $\pm$  78,08

Obteniendo una tensión mínima de rotura de 160,1 MPa y una tensión máxima de 395,17 MPa. Lo que indica que la rotura se producirá al inicio de la zona estudiada.

Ensayo a flexión en cuatro puntos

**Tabla 5.8.** Cálculo de la tensión de rotura para Tibia 1.

<b>TIBIA 1</b>	<b><i>I</i></b> [mm <sup>4</sup> ]	<b><i>P</i></b> [N]	<b><i>L</i></b> [mm]	<b><i>c</i></b> [mm]	<b><math>\sigma</math></b> [MPa]
<b>Secciones</b>					
<b>#001</b>	4435,905	5066,885	150	10,136	434,15
<b>#050</b>	3880,619	5066,885	150	9,929	486,15
<b>#100</b>	3559,340	5066,885	150	9,877	527,27
<b>#150</b>	3319,415	5066,885	150	9,670	553,54
<b>#200</b>	3169,642	5066,885	150	9,619	576,60
<b>#250</b>	3206,459	5066,885	150	9,619	569,98
<b>#300</b>	3157,976	5066,885	150	9,670	581,84
<b>#350</b>	3100,065	5066,885	150	9,670	592,71
<b>#400</b>	2966,198	5066,885	150	9,567	612,83
<b>#450</b>	3093,469	5066,885	150	9,567	587,62
<b>#500</b>	2838,037	5066,885	150	9,619	643,97
				<b><math>\sigma</math></b>	<b>560,60</b>
				<b><math>\sigma</math></b>	<b>59,09</b>

Siendo  $\sigma_{\text{promedio}}$  560,60 MPa  $\pm$  59,09

Obteniendo una tensión mínima de rotura de 434,15 MPa y una tensión máxima de 643,97 MPa.

Siendo P el valor máximo de carga en cada ensayo experimental obtenido directamente de los datos de la máquina.

A partir del análisis de propiedades de Solid Works<sup>®</sup> Se obtiene el segundo Momento de Inercia para todas las secciones.

El segundo momento de inercia, es una propiedad geométrica de la sección transversal de un elemento. Físicamente el segundo momento de inercia está relacionado con las tensiones y deformaciones máximas que aparecen por flexión en un elemento estructural y, por tanto, junto con las propiedades del material determina la resistencia máxima de un elemento estructural bajo flexión.



El segundo momento de inercia debe cumplir que:

$$I = \begin{bmatrix} I_{xx} & I_{xy} \\ I_{yx} & I_{yy} \end{bmatrix}, \quad \det(I) > 0 \quad (38)$$

**Tabla 5.9.** Segundo Momento de Inercia para Tibia 1 obtenidos de Solid Works©

<b>TIBIA 1</b>	<b><math>L_{xx}</math></b> [mm <sup>4</sup> ·10 <sup>7</sup> ]	<b><math>L_{xy}</math></b> [mm <sup>4</sup> ·10 <sup>7</sup> ]	<b><math>L_{yy}</math></b> [mm <sup>4</sup> ·10 <sup>7</sup> ]	<b>det (I)</b> >0
<b>Secciones</b>				
<b>#001</b>	3,81	0,166	4,96	18,87
<b>#050</b>	3,53	0,0957	4,7	16,58
<b>#100</b>	3,32	0,0748	4,59	15,23
<b>#150</b>	3,07	0,0344	4,45	13,66
<b>#200</b>	2,95	0,0164	4,41	13,01
<b>#250</b>	2,87	0,0304	4,43	12,71
<b>#300</b>	2,76	0,0388	4,39	12,11
<b>#350</b>	2,72	0,0372	4,42	12,02
<b>#400</b>	2,67	0,0572	4,32	11,53
<b>#450</b>	2,59	0,0786	4,17	10,79
<b>#500</b>	2,59	0,0974	4,2	10,87

**Tabla 5.10.** Segundo Momento de Inercia para Tibia 2 obtenidos de Solid Works©

<b>TIBIA 2</b>	$L_{xx}$ [mm <sup>4</sup> ·10 <sup>7</sup> ]	$L_{xy}$ [mm <sup>4</sup> ·10 <sup>7</sup> ]	$L_{yy}$ [mm <sup>4</sup> ·10 <sup>7</sup> ]	<b>det (I)</b> >0
<b>Secciones</b>				
<b>#001</b>	4,1	0,24	3,91	15,97
<b>#050</b>	3,82	0,288	3,58	13,59
<b>#100</b>	3,58	0,32	3,27	11,60
<b>#150</b>	3,33	0,341	2,98	9,81
<b>#200</b>	3,08	0,398	2,79	8,43
<b>#250</b>	3,06	0,443	2,74	8,19
<b>#300</b>	2,97	0,428	2,56	7,42
<b>#350</b>	2,95	0,435	2,47	7,10
<b>#400</b>	2,85	0,372	2,36	6,59
<b>#450</b>	2,83	0,314	2,23	6,21
<b>#500</b>	2,86	0,264	2,2	6,22

**Tabla 5.11.** Segundo Momento de Inercia para Tibia 3 obtenidos de Solid Works©

<b>TIBIA 3</b>	$L_{xx}$ [mm <sup>4</sup> ·10 <sup>7</sup> ]	$L_{xy}$ [mm <sup>4</sup> ·10 <sup>7</sup> ]	$L_{yy}$ [mm <sup>4</sup> ·10 <sup>7</sup> ]	<b>det (I)</b> >0
<b>Secciones</b>				
<b>#001</b>	5,2	0,0178	4,95	25,74
<b>#050</b>	4,68	0,0184	4,68	21,90
<b>#100</b>	4,08	0,0487	4,41	17,99
<b>#150</b>	3,72	0,0885	4,2	15,62
<b>#200</b>	3,47	0,105	4,02	13,94
<b>#250</b>	3,12	0,134	3,73	11,62
<b>#300</b>	2,93	0,122	3,57	10,45
<b>#350</b>	2,7	0,125	3,45	9,30
<b>#400</b>	2,56	0,139	3,44	8,79
<b>#450</b>	2,49	0,108	3,43	8,53
<b>#500</b>	2,36	0,0493	3,32	7,83

Gráficas del segundo Momento de inercia para las muestras de tibia de oveja.

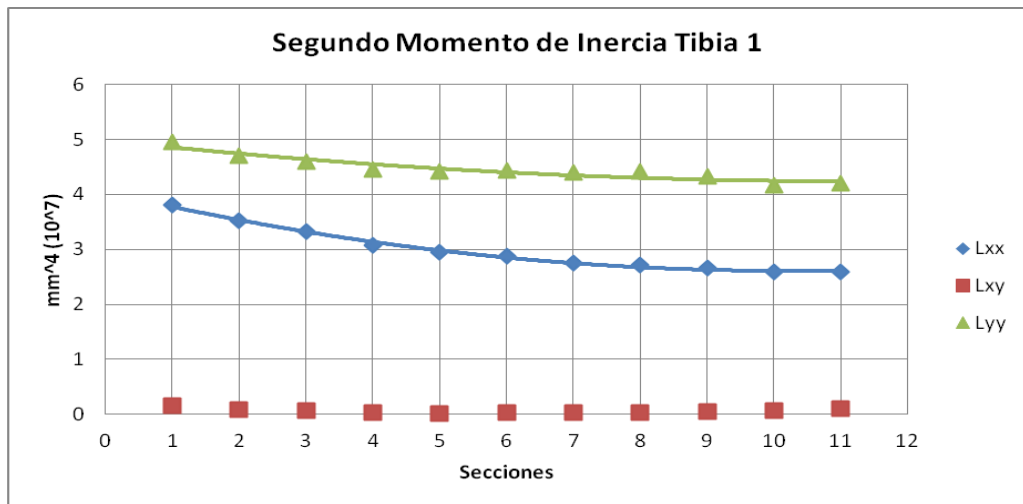


Figura 5.13. Segundo momento de inercia Tibia 1.

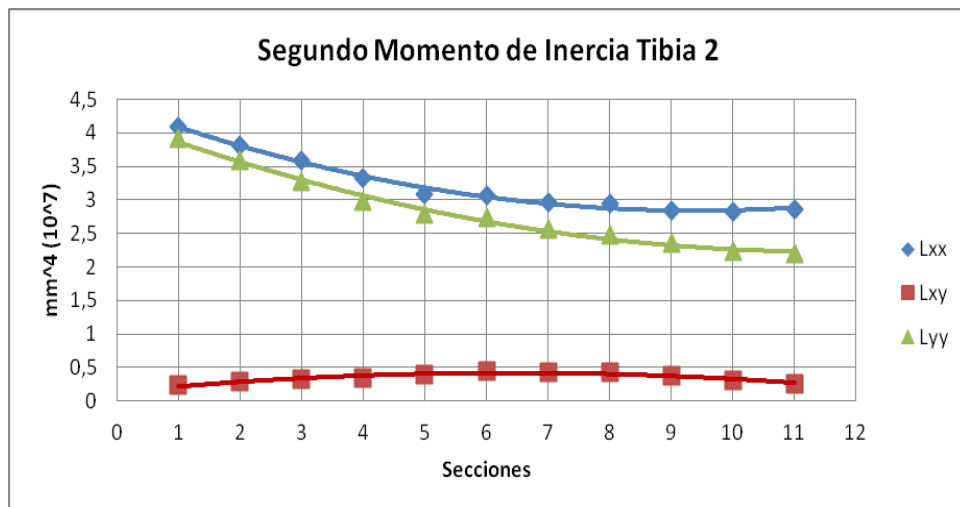


Figura 5.14. Segundo momento de inercia Tibia 2.

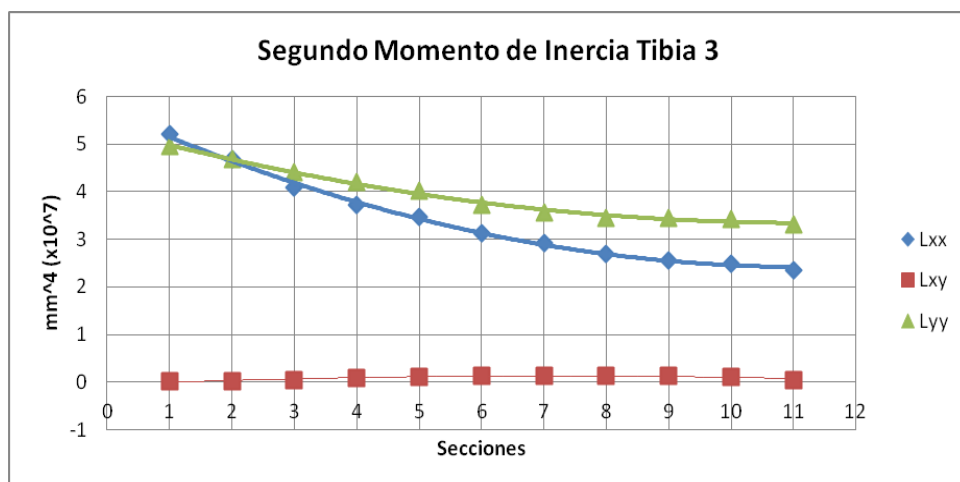
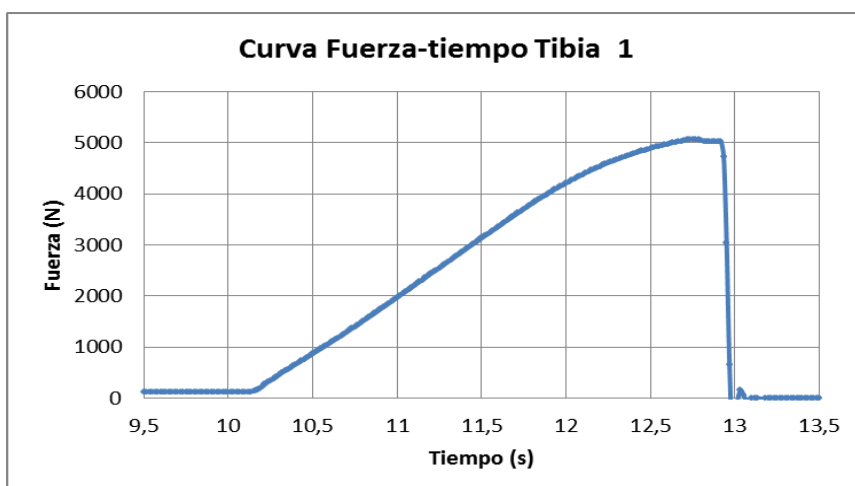
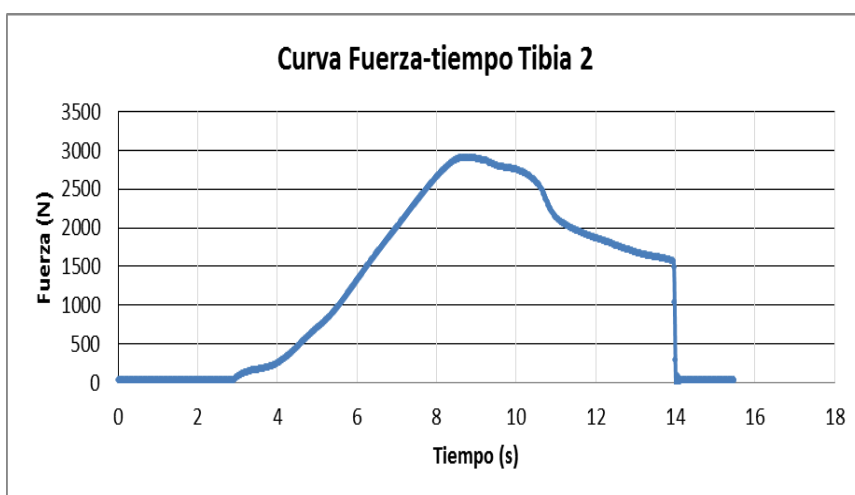


Figura 5.15. Segundo momento de inercia Tibia 3.

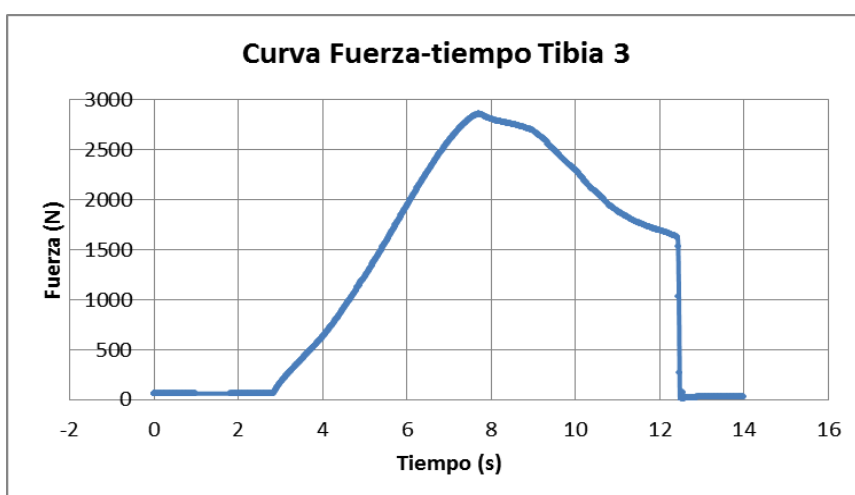
A continuación se muestran las gráficas Fuerza-Tiempo obtenidas del ensayo experimental para cada muestra analizada.



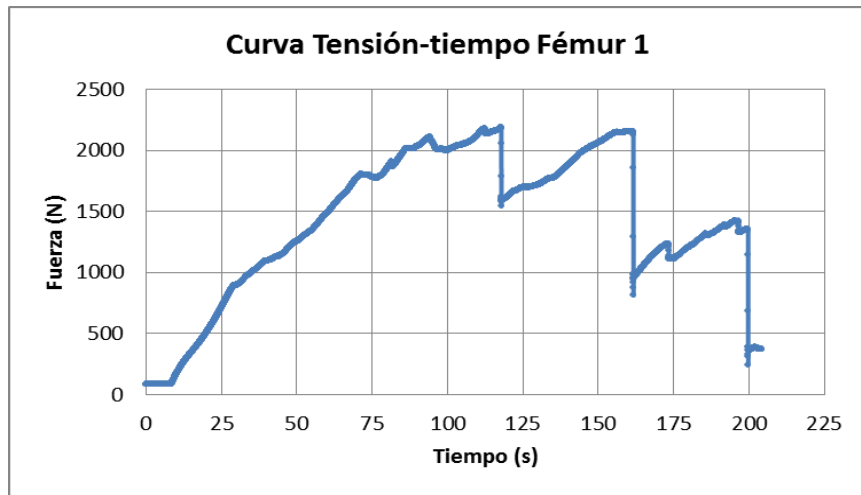
**Figura 5.16.** Curva Fuerza-Tiempo de Tibia 1.



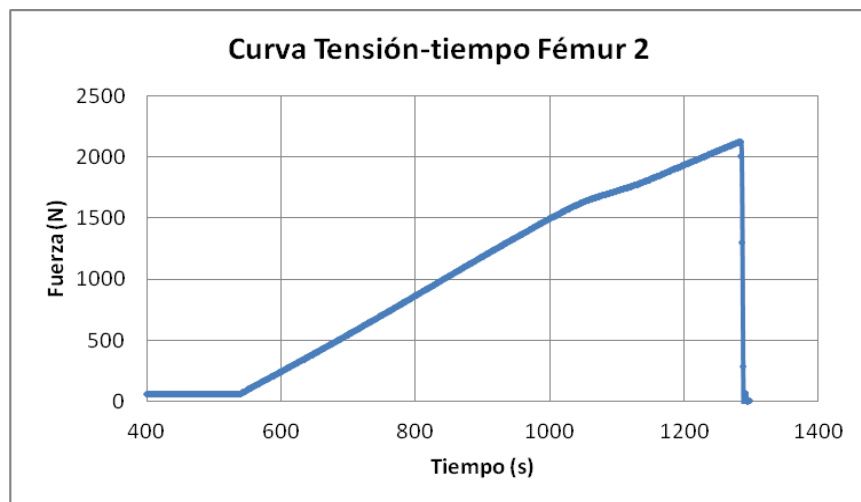
**Figura 5.17.** Curva Fuerza-Tiempo de Tibia 2.



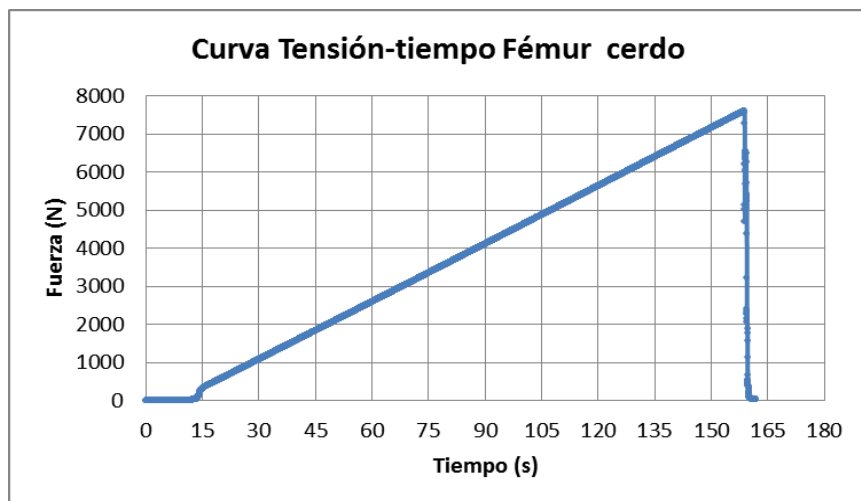
**Figura 5.18.** Curva Fuerza-Tiempo de Tibia 3.



**Figura 5.19.** Curva Fuerza-Tiempo de Fémur 1.



**Figura 5.20.** Curva Fuerza-Tiempo de Fémur 2.



**Figura 5.21.** Curva Fuerza-Tiempo de fémur de cerdo

# **CAPÍTULO 6: LIMITACIONES DEL ESTUDIO**

Durante la realización de este proyecto han ido apareciendo diferentes limitaciones que han hecho que los objetivos iniciales del mismo fueran modificados en función de las dificultades para llevarlos a cabo. A continuación se detallan cada una de ellas.

## 6.1. Limitaciones en las muestras

Si bien el número de muestras de material óseo no ha sido un factor muy determinante a la hora de limitar la realización de este estudio, el hecho de haber dispuesto de un número más elevado de muestras, hubiese permitido realizar más tipos de ensayos experimentales y, obtener así, una mejor comparación de los resultados obtenidos.

A partir de las muestras que se iban adquiriendo, se reestructuró el guion de ensayos a realizar.

## 6.2. Análisis en MicroCT

Como se ha explicado en el apartado 4.1. la realización del escáner en MicroCT de las muestras óseas se realizó por el personal técnico del VHIR. No obstante, el aparato de MicroCT fue adquirido recientemente y aún en una etapa muy inicial de su uso. Se planteó poder realizar un estudio comparativo de caracterización biomecánica a partir del MicroCT pero se desestimó por no tener los datos suficientes. Sin embargo, sí que fue muy útil como complemento para conocer la estructura interna del hueso y hacer mediciones de cada sección seleccionada. La comprensión e interpretación de los datos recibidos por el VHIR y su posterior análisis no fue limitante pero sí que adquirió más dificultad de la prevista. Por ejemplo, para caracterizar las dimensiones de todas las secciones, se buscaron alternativas a la medición directa, creando una unidad ficticia de medida (unidad de vidrio) como se explica en el apartado 4.4.

Por otro lado, la no perfecta alineación de las muestras en el MicroCT provocó que las imágenes tomadas no fueran completamente perpendiculares al eje del hueso, provocando un cierto error en la toma de medidas y en los posteriores cálculos. No todas las muestras fueran escaneadas en la misma posición.

## 6.3. Análisis experimental

De todos los ensayos clásicos experimentales: compresión, flexión y torsión, el que presentaba más limitaciones para poder realizarse era el ensayo de torsión. Si bien es el ensayo mecánico con menos referencias encontradas en la literatura sobre caracterización ósea, la idea de poder desarrollar no solo la metodología sino también un modelo experimental, hacía que este ensayo adquiriera una consideración especial. Se plantearon diferentes ideas de modelo que, por falta de muestras, complejidad y tiempo, no llegó a realizarse. Esto hizo que el estudio de caracterización del proyecto redirigiera gran parte su atención al ensayo de flexión en tres y cuatro puntos.

Durante los ensayos a flexión en tres y cuatro puntos, la no alineación del plano (anterior, posterior o lateral) con la carga aplicada de todas las muestras por

igual y el número de éstas, hizo que los resultados obtenidos no pudieran ser comparables entre ellos debido a la anisotropía del hueso.

A la hora de realizar los cálculos pertinentes con los datos extraídos del ensayo experimental, noté que no todos los ensayos habían sido registrados del mismo modo, teniendo distintas columnas de datos para cada muestra. Al tratarse de ensayos destructivos no había opción de repetir el ensayo, por lo que algunos valores no han podido ser comparados con los datos experimentales.

Por otro lado, el uso de material porcino en el proyecto, sirvió para desarrollar la metodología del ensayo bajo carga cuasi-axial. Durante la realización de este ensayo, tal y como se explica en el apartado 4.2.3., la no perfecta alineación de la muestra con el eje de aplicación de la carga hizo que el resultado se viese afectado, provocando una rotura no del todo deseada.

## 6.4. Procesado de datos

El procesado de datos a partir de las imágenes obtenidas en MicroCT ha podido afectar, en parte, en los resultados obtenidos. El procesado de las imágenes extraídas de los archivos DICOM, la posterior selección mediante Photoshop<sup>®</sup>, la creación de una superficie plana mediante la herramienta *spline* de Solid Works<sup>®</sup> hace que se hayan cometido errores de medidas. No obstante, los valores calculados, por ejemplo, para determinar el Módulo de Young de las diferentes muestras, entra dentro de los valores esperados por la literatura, con lo que el error cometido, puede decirse que ha sido aceptable.



# **CAPÍTULO 7: CONCLUSIONES**

## 7.1. Conclusiones y aplicaciones futuras

El comportamiento mecánico del material óseo puede ser descrito a partir de sus propiedades mecánicas pero, debido a su condición de tejido vivo y su capacidad de alterar sus propiedades, hace que sea muy complicado.

A partir del estudio realizado, se puede ver como las propiedades mecánicas del hueso varían entre ellas, ya sea por edad, sexo, especie y patologías asociadas. Por ello, no se puede asignar un único valor de caracterización para todas las muestras.

Los Módulos de Young calculados de manera analítica entran dentro de los valores previstos en la literatura consultada y, por otro lado, los valores de la tensión de rotura tienen cierta desviación. Al obtener los valores del Módulo de Young de manera gráfica a partir del ensayo experimental, no se corresponden a los valores teóricos obtenidos analíticamente.

Para la realización del estudio de caracterización mediante el uso de tomografías computadas, el aparato de microCT es un instrumento muy útil para obtener una visión muy detallada de la parte interna del hueso y poder así trabajar sobre ellas.

En cuanto a las aplicaciones futuras dentro de la Biomecánica, son numerosos los estudios realizados y que se encuentran en pleno desarrollo. Por ejemplo, por parte del Grupo de Investigación en Ingeniería Tisular Muscoesquelética del VHIR están en plena investigación de los patrones de fractura en el hueso adulto e inmaduro y la regeneración ósea dentro del campo de la ingeniería de tejidos.

Durante la realización del proyecto se ha estado valorando, junto con el Dr. Màrius Aguirre, Coordinador del Grupo de Investigación en Ingeniería Tisular Muscoesquelética del VHIR, la posibilidad futura de trabajar con la EUETIB en la investigación y estudio de los mecanismos de fractura ósea y su predicción y el tipo de tratamiento asociado.

# **CAPÍTULO 8: BIBLIOGRAFÍA**

## 8.1. Referencias bibliográficas

- Almagià Flores, Atilio Aldo, and Pablo Lizana Arce. Principios de Anatomía Humana. Aparato Locomotor. Descripción Ósea Apendicular – Miembro Inferior. Texto Guía del Curso Anatomía Humana I para Kinesiólogos. Pontificia Universidad Católica de Valparaíso. Edición 1r Semestre., 2012.
- Buroni, F C, P E Commisso, A P Cisilino, and M Sammartino. 2004. "Determinación de las constantes elásticas anisótropas del tejido óseo utilizando tomografías computadas. Aplicación a la construcción de modelos de elementos finitos." *Mecánica Computacional* 23:3009-3032.
- Caeiro, J R, P González, and D Guede. 2013. "Biomecánica y hueso (II): Ensayos en los distintos niveles jerárquicos del hueso y técnicas alternativas para la determinación de la resistencia ósea." *Revista de Osteoporosis y Metabolismo Mineral* 5(2):99-108.
- Cerrud Sánchez, S M, M Y Narváz Clemente, V Muñoz González, and R Schouwenaars. 2005. "Modelado del comportamiento mecánico del hueso (análisis de los efectos del grado de hidratación)." *Ingeniería Mecánica Tecnología y Desarrollo* 6(1):223-232.
- Doblaré, M, J M García, and M J Gómez. 2004. "Modelling bone tissue fracture and healing: a review." *Engineering Fracture Mechanics* 71:1809-1840.
- Grant, C A, L J Wilson, C Langton, and D Epari. 2014. "Comparison of mechanical and ultrasound elastic modulus of ovine tibial cortical bone." *Medical Engineering & Physics* 36:869-874.
- Grasa, J, L A González, M J Gómez Benito, J M García-Aznar, J A Bea, P J Laborda, and M Doblaré. 2008. "Caracterización mecánica de las propiedades del tejido óseo cortical." *Anales de Mecánica de la Fractura* 25(1):23-28.
- Guede, D, P González, and J R Caeiro. 2013. "Biomecánica y hueso (I): Conceptos básicos y ensayos mecánicos clásicos." *Revista de Osteoporosis y Metabolismo Mineral* 5(1):43-50.
- Liebschner, M A K. 2004. "Biomechanical consideration of animal models used in tissue engineering of bone." *Biomaterials* 25: 1697-1714.
- Martínez H D, P A Ortiz, and E I Ramirez. 2008. "Comportamiento mecánico del hueso femoral porcino bajo cargas a flexión." *Memorias del 14 Congreso Internacional Anual de la SOMIM, Puebla, México, September 17-19, 2008.*
- Oliva Quecedo, Javier. "Modelos de cálculo para solicitaciones estáticas y dinámicas en huesos. Aplicación a la simulación mediante elementos finitos de impactos en el fémur humano." Trabajo de investigación de final de carrera, Universidad Politécnica de Madrid, 2007.
- Pearce, A I, R G Richards, S Milz, E Schneider, and S G Pearce. 2007. "Animal models for implant biomaterial research in bone: A review." *European Cells & Materials* 13:1-10.
- Sharir, A, M M Barak, and R Shahar. 2008. "Whole bone mechanics and mechanical testing." *The Veterinary Journal*. 177: 8-17.
- Williams, J L, P D Do, J D Eick, and T L Schmidt. 2001. "Tensile proerties of the physis vary with anatomic location, thickness, strain rate and age." *Journal of Orthopaedic Research* 19:1043-1048.
- Rincón Rincón, E, A Ros Felip, R Claramunt Alonso, and F Arranz Merino. 2004. Caracterización mecánica del material óseo. *Revista de Ciencia, Tecnología y Medio Ambiente. Universidad Alfonso X El Sabio. Volumen II.* 1-27.

## 8.2. Bibliografía de consulta

- Amel-Farzad, H, M T Peivandi, and S M R Yusof-Sani. 2007. "In-body corrosion fatigue failure of stainless steel orthopaedic implant with a rare collection of different damage mechanisms." *Engineering Failure Analysis* 14:1205-1217.

- Bayraktar, H H, E F Morgan, G L Niebur, G E Morris, E K Wong, and T M Keaveny. 2004. "Comparison of the elastic and yield properties of human femoral trabecular and cortical bone tissue." *Journal of Biomechanics* 37:27-35.
- Brennan, O, O D Kennedy, T C Lee, S M Rackard, and F J O'Brien. 2009. "Biomechanical properties across trabeculae from the proximal femur of normal and ovariectomised sheep." *Journal of Biomechanics* 42:498-503.
- Cuppone, M, B B Seedhom, E Berry, and A E Ostell. 2004. "The longitudinal Young's Modulus of cortical bone in the midshaft of human femur and its correlation with CT scanning data." *Calcified Tissue International* 74:302-309.
- Du Chesne, Alfred. *Accidental Injury. Biomechanics and Prevention*. 2<sup>nd</sup> edition. New York, Springer, 2002.
- Kemper, A R, C McNally, E A Kennedy, S J Manoogian, A L Rath, T P Ng, J D Stitzel, E P Smith, and S M Duma. 2005. "Material properties of human rib cortical bone from dynamic tension coupon testing." *Stapp Car Crash Journal* 49:199-230.
- Kerrigan, J R, D Sanchez-Molina, J Neggers, C Arregui-Dalmases, J Velazquez-Ameijide, and J R Crandall. 2014. "Indentation response of human patella with elastic modulus correlation to localized fractal dimension and bone mineral density." *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 33:99-108.
- Kieser, D C, S Kanade, N J Waddell, J A Kieser, J C Theis and M V Swain. 2014. "The deer femur – A morphological and biomechanical animal model of the human femur." *Bio-Medical Materials and Engineering* 24:1693-1703.
- Perez Quintana, Luis Ignacio. "Caracterización sujeto-específica de las propiedades mecánicas del material óseo en fémur porcino." Tesis Doctoral, Pontificia Universidad Católica de Chile, 2009.
- Sanchez-Molina, D, J Velazquez-Ameijide, V Quintana, C Arregui-Dalmases, J R Crandall, D Subit, and J R Kerrigan. 2013. "Fractal dimension and mechanical properties of human cortical bone." *Medical Engineering & Physics* 35:576-582.
- Stein, M S, C D L Thomas, S A Feik, J D Wark, and J G Clement. 1998. "Bone size and mechanics at the femoral diaphysis across age and sex." *Journal of Biomechanics* 31:1101-1110.
- Subit, D, E del Pozo de Dios, J Velazquez-Ameijide, C Arregui-Dalmases, and J R Crandall. 2011. "Tensile material properties of human rib cortical bone under quasi-static and dynamic failure loading and influence of the bone microstructure on failure characteristics." *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* arXiv: 1108.0390v1 [physics.bio-ph]
- Wang, X., Nyman, J.S., Dong, X., Leng, H., and Reyes, M. 2010. *Fundamental Biomechanics in Bone Tissue Engineering. Synthesis Lectures on Tissue Engineering #4*. Morgan & Claypool Publishers, 2010.



Escola Universitària d'Enginyeria  
Tècnica Industrial de Barcelona  
Consorci Escola Industrial de Barcelona

UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE CATALUNYA

## Anexos de la memoria

A detailed architectural drawing of a grand, multi-story building facade, likely the main entrance of the UPC. The building features a central arched doorway, numerous windows, and a prominent tower-like structure at the top center.

# CARACTERIZACIÓN BIOMECÁNICA DEL HUESO DE OVEJA

TFG presentado para optar al título de GRADO en  
INGENIERÍA MECÁNICA  
por **David Reig Gallardo**

Barcelona, 11 de Enero de 2016

Director: David Sánchez Molina  
Departamento de RMEE  
Universitat Politècnica de Catalunya (UPC)

# ÍNDICE DE LOS ANEXOS DE LA MEMORIA

Índice de los anexos de la memoria .....	1
<b>Anexo A: Artículos.....</b>	<b>2</b>
<b>Anexo B. Secciones MicroCT .....</b>	<b>31</b>
1.1. Tibia 1 .....	32
1.2. Tibia 2 .....	43
1.3. Tibia 3 .....	54
<b>Anexo C. Quantum GX MicroCT .....</b>	<b>.65</b>

# **ANEXO A: ARTÍCULOS**



Review

# Whole bone mechanics and mechanical testing

Amnon Sharir<sup>a</sup>, Meir Max Barak<sup>b</sup>, Ron Shahar<sup>a,\*</sup>

<sup>a</sup> *Laboratory of Biomechanics, Koret School of Veterinary Medicine, The Hebrew University of Jerusalem, Rehovot 76100, Israel*

<sup>b</sup> *Department of Structural Biology, Weismann Institute of Science, Rehovot 76100, Israel*

Accepted 13 September 2007

## Abstract

The mechanical behaviour of material bone can be completely described by a group of material properties. The mechanical behaviour of the entire bone organ, however, is much more difficult to predict; it is the result both of the properties of the material of which it is made, and of the geometric spatial architecture in which this is arranged.

This review first describes material bone in terms of its complex, graded and hierarchical structure. Basic concepts used in the field of mechanics of materials are defined and explained and then used to describe the mechanical properties of whole bone. Some clinical implications of these properties are provided. Commonly used mechanical testing methods for the study of the mechanical behaviour of whole bone are reviewed and the technical difficulties associated with them are discussed.

© 2007 Elsevier Ltd. All rights reserved.

**Keywords:** Whole bone; Biomechanics; Structure; Graded structure; Bending

## Introduction

Understanding the relationship between the mechanical responses of whole entities, their material properties and their shape, is a challenge. This is greatly enhanced when the material itself is complex, and when the entity it forms has a convoluted shape. This is almost always the case in biology. Despite major technical advances made in recent years in experimental techniques, we are still unable to predict and fully understand the mechanical functions of whole biological entities such as bones.

Various attempts have been made to address these objectives. These have been based mainly on mechanically measuring deformations of whole bones at a few individual locations (Burr et al., 1996; Milgrom et al., 2004), or developing constitutive theoretical models that can predict the behaviour of the whole bone based on the mechanical properties of its individual constituent materials (Silva et al., 2005). However due to limitations inherent in these

methods, both approaches have, for the most part, only been partially successful; single-point strain measurements (the concept of ‘strain’ is defined in detail below) miss local variations that are extremely significant in a complex structure such as whole bone, while the accuracy of numerical models relies on knowledge of the material properties that is not available. Recent advances in optical metrology have opened up new opportunities as they enable the precise and accurate mapping of the manner in which the *entire surface* of a whole bone deforms.

Detailed data describing the displacement maps of the entire surface of bones create the exciting possibility of relating the complex distribution of mechanical properties of loaded bone and its microstructures to deformations and strains. Such studies could improve our understanding of normal physiological processes, such as skeletal aging, as well as disease processes such as osteoporosis. They also provide opportunities for engineers designing bio-inspired materials to study the principles, advantages and characteristics of the behaviour of hierarchical and multifunctional materials (Gao, 2006; Mayer, 2005). In this review we shall describe the material bone, introduce the basic terms used

\* Corresponding author. Tel.: +972 8 9489756; fax: +972 8 9467940.  
E-mail address: [Shahar@agri.huji.ac.il](mailto:Shahar@agri.huji.ac.il) (R. Shahar).

when describing mechanics of bones, and describe the methods commonly used to test the mechanical performance of whole bone.

### The material bone

‘Bone’ is a term used to describe both the organ bone and the material it is made of. The material of all bones has the same constituents. These include mineral, carbonated hydroxyapatite (also known as dahllite), the framework protein type I collagen, many other so-called non-collagenous proteins and water (Delmas et al., 1984).

The material of bones has a hierarchical structure that changes at different length scales (Fig. 1). It is also a graded material, as its composition, structure, and mechanical properties may vary continuously or in discrete steps from one location to another (Suresh, 2001). The combination of these two attributes results in a very complex material type that certainly can not be described in terms of a single value for a particular materials property. The following is a brief description of the different hierarchies of bone (the material), and its graded nature.

#### The hierarchical structure of bone

The various hierarchies of bone span many different length scales. The basic building blocks of the material bone are an organic matrix, most of which is type-I collagen, and a mineral phase (level 1, Fig. 1) (Weiner and Wagner, 1998). At a higher length scale bone is composed of mineralised collagen fibrils 80–100 nm in diameter (level 2, Fig. 1), arranged in a regular, staggered array of collagen molecules (level 3, Fig. 1) (Hodge and Petruska, 1963). The crystals are located within and around these fibrils. They are about 50 nm long, 25 nm wide and 2–3 nm thick (Fratzl et al., 1996; Weiner and Wagner, 1998). At the next hierarchical level, the mineralised fibrils are organised in a variety of patterns, the most common of which is the lamella (level 4, Fig. 1). Each lamella is 2–3  $\mu\text{m}$  thick and is arranged in several discrete layers of parallel fibrils, each layer having a different orientation of fibrils. A similar arrangement can be found in plywood, and is therefore referred to as the *rotated plywood motif* (Weiner et al., 1999).

At the next hierarchical level, lamellae are arranged in one of several possible ways, depending on location and species; in mature equine and canine bone the most common arrangement is concentric layers (called secondary osteons or Haversian systems). These form cylinders 150–250  $\mu\text{m}$  in diameter and contain a central hollow tube  $\sim 80 \mu\text{m}$  in diameter, which contains blood vessels and nerves (level 5, Fig. 1) (Currey, 2002). Other common forms include fibrolamellar bone (also known as plexiform, such as much of bovine bone), and lamellar-zonal bone (as in the long bones of reptiles). At the next level, bone can be mostly solid (cortical) or sponge-like (cancellous) with numerous voids separating thin struts and plates (trabecu-

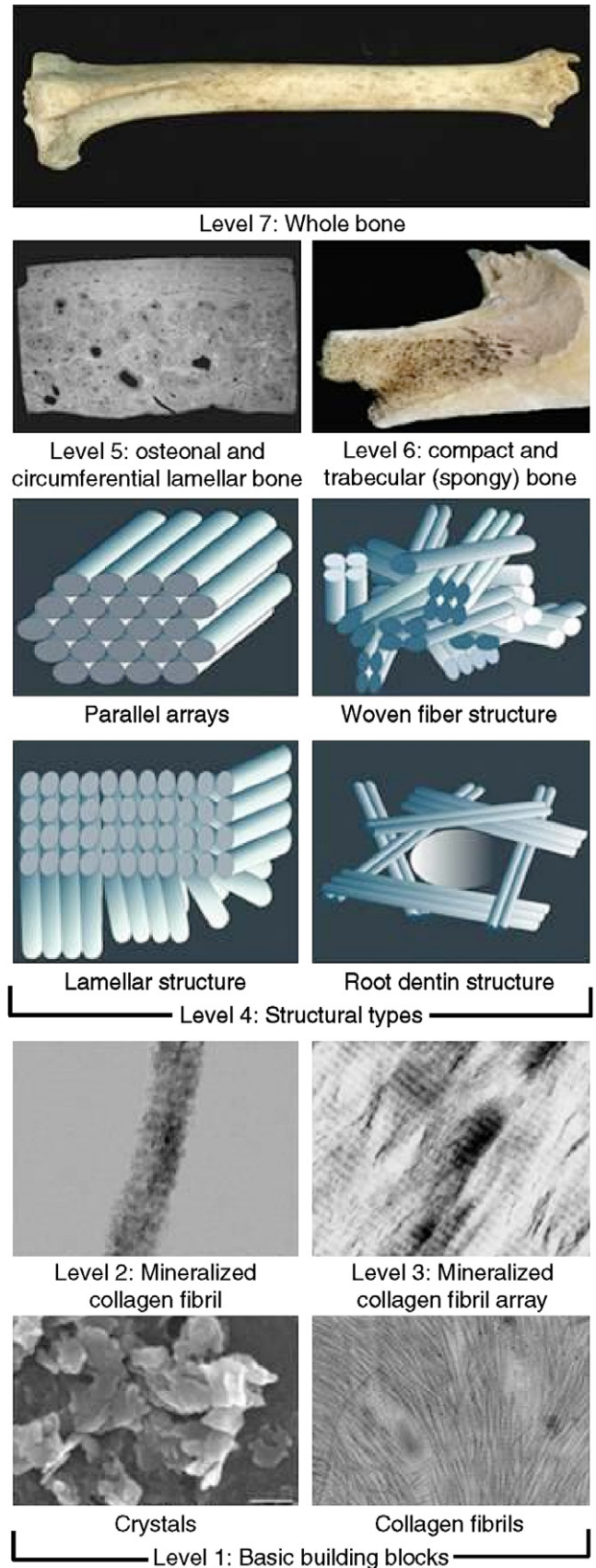


Fig. 1. The hierarchical levels of organisation of bone (provided by Professor Steve Weiner of the Weizmann Institute of Science, Rehovot, Israel).

lae) (level 6, Fig. 1). This entire complex arrangement, with different but characteristic three-dimensional (3D) geometric morphology, ultimately forms the organ bone.

### The graded structure of bone material

The mechanical response of materials with spatial gradients in composition and structure is of considerable interest in diverse disciplines such as tribology, geology, optoelectronics, biomechanics, fracture mechanics and nanotechnology (Suresh, 2001). The damage and failure resistance of surfaces to normal and shear contact or impact can be changed substantially through such gradients. The composition, structure, and mechanical properties of a material may vary either continuously or in discrete steps with depth beneath a free surface. Gradations in microstructure and/or porosity are commonly seen in biological structures such as plant stems and bone, where the strongest elements are located in regions that experience the highest stresses. Learning from nature, materials scientists increasingly aim to engineer graded materials that are more damage-resistant than their conventional homogeneous counterparts (Mayer, 2005). This is particularly important on surfaces or at interfaces between dissimilar materials, for example orthopaedic implants, where contact failure commonly occurs.

Bone is a prime example of a naturally-occurring graded material. The graded structure of bone can be seen at several levels. At the osteonal level, for example, differences in the level of mineralisation occur within osteons, since the inner (younger) lamellae are initially less mineralised than the outer lamellae; at a later time they become more mineralised because they are closer to the blood supply. Furthermore, the outer border of an osteon (so-called cement line) is believed to contain very little collagen (Currey, 2002), however its mineral content is still unclear; while some authors report that it has a higher mineral content than the surrounding bone (Frasca, 1981), others claim it has much lower mineral content (Schaffler et al., 1989). Another example is the so-called interstitial lamellae (remnants of old osteons) which occupy regions between intact osteons, which are more highly mineralised than the osteons. This graded structure critically affects the mechanical behaviour of bone, and in particular crack propagation. As most cracks tend to advance until reaching cement lines, at which point they stop due to this weak interface and travel around the osteon rather than through it (Taylor and Lee, 2003). At another level, the transition between cortical and cancellous bone is also graded, and can be observed grossly in terms of increasing bone porosity from the periosteal to the endosteal surface.

### Basic concepts of mechanics of materials

The mechanical behaviour of a structure is determined by its geometry and the properties of the material (or materials) of which it is made. The material properties are inde-

pendent of the geometry and are inherent to the material itself. The determination of these properties requires definition of the concepts ‘stress’ and ‘strain’. The following is a short, and by no means rigorous or complete, description of these concepts. Further information can be found in texts on the theory of elasticity (such as Fung and Tong, 2001); brief bone-oriented summaries can be found in the excellent texts by Martin et al. (1998), Cowin (2001) and Currey (2002).

### Stress

The intuitive explanation of the concept of stress is load per unit area, as shown in Fig. 2. When more rigorously defined, stress is a much more complex entity. When a three-dimensional body of arbitrary geometry is loaded (see Fig. 3a), one can imagine the body to be divided into numerous infinitely small cubes. Consider now one such cube somewhere within the body (see Fig. 3b). Each face will have a force acting upon it, which can be divided into three Cartesian components: one normal to the face and two parallel to it. The normal stress acting on this particular cube is defined as the normal force divided by the face area (both are infinitely small, but the ratio is finite).

The shear stresses are the ratios of the parallel forces divided by the same face area (see Fig. 3c), thus each face is subjected to three stress components. Each cube has six faces, thus the total number of stress components acting on the entire cube is 18. However, due to equilibrium requirements (opposite faces must have equal and opposite forces) the entire cube stress state can be described by nine components (three orthogonal faces with three components each). Symmetry considerations can be shown to further decrease the different shear components from six to three, so that the number of independent stress components is six (three normal stresses and three shear components). The magnitude of these components depends on the location of the cube. The mathematical entity described by six components is termed a second-degree tensor (scalars like mass and temperature are zero-degree tensors, and a vector like force is a first-degree tensor, described by three components). The units of stress are force over area, and the most common unit is the pascal (Pa) which is equal to 1 newton over 1 m<sup>2</sup> (N/m<sup>2</sup>). One pascal represents a very small amount of stress, and since physiological stresses are usually in the range of thousands of Pa, a commonly used

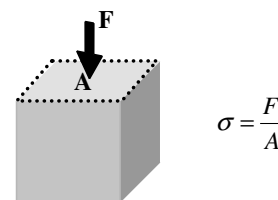


Fig. 2. Intuitive depiction of the concept of stress  $\sigma$ .  $F$  stands for the normal force applied, and  $A$  the cross-sectional area upon which this force acts.

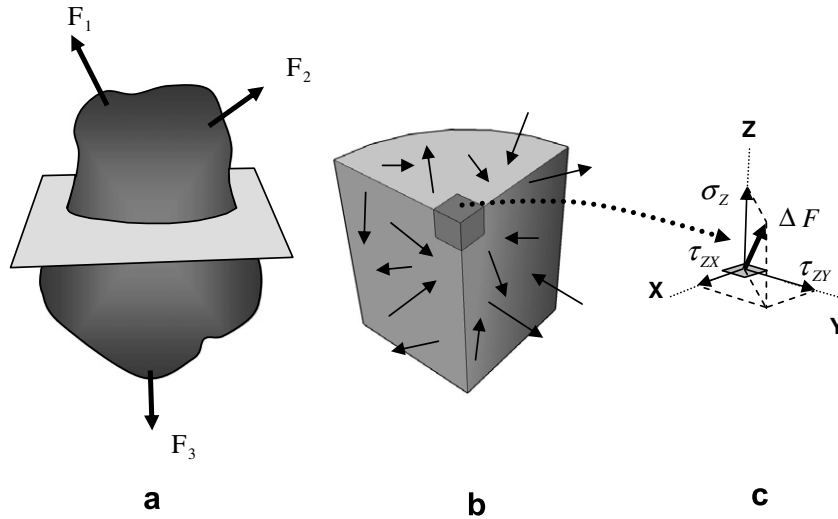


Fig. 3. (a) A body of arbitrary shape loaded by three external forces, in equilibrium. A horizontal plane is shown to cut the body at an arbitrary height. (b) The body is cut at an arbitrary point by *three* orthogonal planes which are identified by the direction normal to them (*x*, *y* and *z*). Internal forces act at each point on the cut surfaces (arrows). (c) The *z*-surface of an infinitesimal cube at the corner of the three planes, on which a force  $\Delta F$  of arbitrary direction and magnitude is acting. This force can be divided into a normal component (creating a normal stress component  $\sigma_z$  at that point) and two in-plane components (creating two shear stress components  $\tau_{zx}$  and  $\tau_{zy}$  at that point).

unit is the megapascal (MPa), which is equal to 1,000,000 Pa.

*Strain*

Strain is another tensorial entity required to describe the mechanical behaviour of materials. Again, in an intuitive sense, strain signifies the fractional change in length of a loaded body. When one considers the same infinitely small cube within a loaded body as above, it can be seen that it may change its three dimensions along the length of each axis (normal strain) or change the angle between its faces (shear strain), as shown in Fig. 4a and Fig. 4b. Similar to stress, it can be shown that there are six independent strain tensor components (three normal strains, and three shear strains).

Strain is a unitless ratio (length over length), but is commonly measured in units of microstrain, so that a strain of 0.01 (1%) would be 10,000 microstrain. One of the most striking findings of bone biology is the fact that in *all* bones

and in *all* animals the level of maximum physiological strain occurring in extreme activity (such as fast galloping) is within relatively narrow bounds, usually ranging between 1500 and 3000 microstrain (Currey, 2002). An exception was noted in fast-galloping race horses, in which compressive strains as high as 7862 microstrain were measured on the third metacarpal bone of a yearling at a treadmill speed of 16.5 m/s (Davies, 2005).

*Stress–strain relationship*

For so-called linearly elastic materials (to which bone belongs) the amount by which a material is deformed (strain) is linearly related to the force causing the deformation (stress). This relationship is called Hooke’s law of elasticity. In its most general form, it states that each of the six stress components  $\sigma_i$  is equal to a linear combination of all six strain components  $\epsilon_i$  through six constants of proportionality  $C_{ij}$ .

$$\begin{aligned}
 \sigma_1 &= C_{11}\epsilon_1 + C_{12}\epsilon_2 + C_{13}\epsilon_3 + C_{14}\epsilon_4 + C_{15}\epsilon_5 + C_{16}\epsilon_6 \\
 \sigma_2 &= C_{21}\epsilon_1 + C_{22}\epsilon_2 + C_{23}\epsilon_3 + C_{24}\epsilon_4 + C_{25}\epsilon_5 + C_{26}\epsilon_6 \\
 \sigma_3 &= C_{31}\epsilon_1 + C_{32}\epsilon_2 + C_{33}\epsilon_3 + C_{34}\epsilon_4 + C_{35}\epsilon_5 + C_{36}\epsilon_6 \\
 \sigma_4 &= C_{41}\epsilon_1 + C_{42}\epsilon_2 + C_{43}\epsilon_3 + C_{44}\epsilon_4 + C_{45}\epsilon_5 + C_{46}\epsilon_6 \\
 \sigma_5 &= C_{51}\epsilon_1 + C_{52}\epsilon_2 + C_{53}\epsilon_3 + C_{54}\epsilon_4 + C_{55}\epsilon_5 + C_{56}\epsilon_6 \\
 \sigma_6 &= C_{61}\epsilon_1 + C_{62}\epsilon_2 + C_{63}\epsilon_3 + C_{64}\epsilon_4 + C_{65}\epsilon_5 + C_{66}\epsilon_6
 \end{aligned}
 \tag{1}$$

Thus, for the most general material there can be  $6 \times 6 = 36$  such independent proportionality constants that describe its mechanical behaviour. Energy considerations further reduce this number to a still-considerable 21 independent elastic constants.

Fortunately, for most materials the number of proportionality constants is much smaller. For example, only

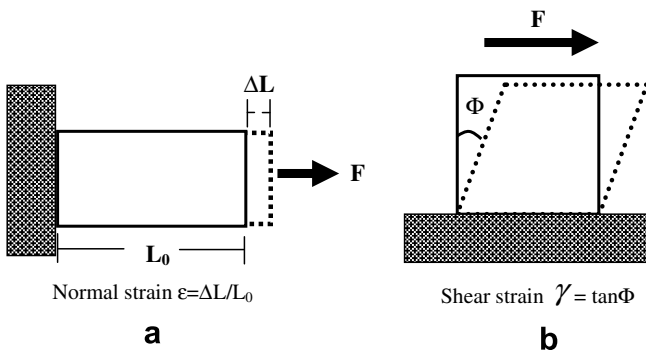


Fig. 4. (a) Normal strain  $\epsilon$  and (b) Shear strain  $\gamma$ .

two constants are required to describe the mechanical behaviour of isotropic materials (materials which do not have preferred orientations, and behave the same in every direction). Cortical osteonal bone, which is considered to be transversely isotropic, has two types of orientations (axial direction parallel to the direction of the osteons and the group of directions orthogonal to the axial direction) and requires five constants to describe its elastic behaviour. In such a material Eq. (1) becomes much simpler, with many of the coefficients  $C_{ij}$  equal to 0.

When a sample of bone is incrementally loaded, its stress–strain curve initially exhibits a linear relationship between the stress and the strain (the elastic region). However at a particular stress (yield stress) further increase in load results in a non-linear deformation response where small additional loads produce a large strain increase as a result of accumulation of damage (microcracks) in the material and resulting decrease in its stiffness (Fig. 5). Bone is said to start to deform ‘plastically’ at that point. Further increase in load will eventually result in breakage of the sample, and the stress at which this happens is named the ultimate stress and represents the strength of the material. It should be noted that the above description refers to testing samples of the material bone, to determine their inherent properties. Whole bone testing (described later) examines the relationship between load and deformation, and is affected both by the material properties, as well as the geometry and architecture of the bone.

*Young’s modulus*

In isotropic materials, Hooke’s law becomes a very simplified version of Eq. (1), where Young’s modulus ( $E$ ) represents the ratio between the stress applied to a sample ( $\sigma$ ) and the strain occurring to the sample as a result ( $\epsilon$ ):

$$\sigma = E\epsilon \tag{2}$$

Young’s modulus can be determined by an experiment where a sample of the material is subjected to a load, and the strain and stress are determined concurrently. Young’s

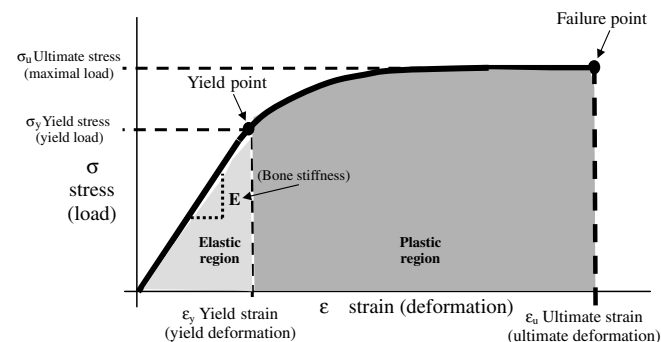


Fig. 5. The stress–strain curve obtained by loading a sample of compact bone in tension.  $E$  is the stiffness of the material (Young’s modulus for isotropic materials). (Entities in parentheses represent results of whole bone experiments, in which the load–deformation relationship is described.)

modulus of the material is the slope of the linear portion of the stress–strain curve (see Fig. 5). Young’s modulus represents the stiffness of the material; the higher its value, the stiffer the material – therefore, more force is needed to produce the same strain when compared to a less stiff material. For transversely isotropic materials this relationship depends on whether the sample is loaded in the axial direction (and the modulus is the axial modulus  $E_A$ ) or the transverse direction (and the modulus is the transverse modulus  $E_T$ ). Most studies found that the axial modulus of cortical bone is between 15,000 and 25,000 MPa, (often denoted as 15–25 gigapascal, GPa), about two times higher than the transverse modulus.

It has also been shown that since cortical bone is visco-elastic to a certain degree, its stiffness is strain-rate dependent; when bone is loaded, as the strain rate increases, its stiffness also increases. This effect has been shown to be relatively small; an increase of the strain rate by a factor of 1000 will increase the Young’s modulus by only 40% (Curry, 1988). Another area of research receiving a lot of attention recently is the so-called field of the fracture mechanics behaviour of bone. This aspect deals with the laws governing the propagation of cracks in bone, however its description is beyond the scope of this review.

*Poisson’s ratio*

When a sample is loaded in compression, it becomes shorter in the load direction, but wider in the orthogonal direction. Similarly, when a sample is loaded in tension, it becomes longer but narrower (see Fig. 6). The negative ratio of the transverse strain component to the longitudinal strain component is called Poisson’s ratio and is denoted by the letter  $\nu$ . In most materials this ratio must be between 0 and 0.5; for bone it is usually between 0.1 and 0.33.

**Mechanics of whole bones**

Study of the mechanical performance of whole bones is clearly of much interest to researchers and clinicians alike.

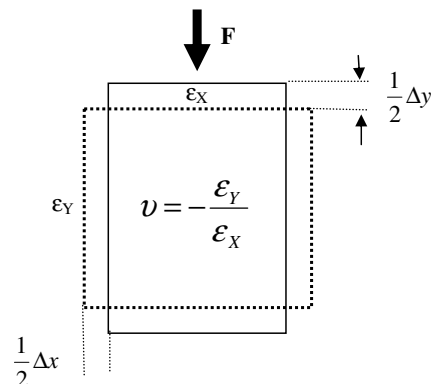


Fig. 6. Poisson’s ratio  $\nu$ : the negative ratio of the horizontal to vertical strain.

However, due to its complexity as described above, this is a most challenging and technically difficult endeavour. The stiffness of a structure (the extent to which it deforms under a particular load) depends on the type of loading, its geometry and on the mechanical properties of the materials of which it is made. This concept will be demonstrated using a structure which bears some resemblance to a long bone, namely a tube. When a tube is loaded in bending, one side undergoes tension while the other is loaded in compression (see Fig. 7). The interface between these two zones is under zero load, and is called the neutral axis. The stress at any point is given by

$$\sigma = \frac{Mc}{I} \tag{3}$$

where  $M$  is the applied bending moment,  $I$  is the cross-sectional moment of inertia and  $c$  is the distance of the chosen point from the neutral axis.  $I$  is a purely geometric entity, which for a tube-like structure depends only on the inner and outer diameters of the cross section of the tube. Substitution of  $\sigma$  from Eq. (3) yields the following relationship:

$$\epsilon = \frac{M \cdot C}{E \cdot I} \tag{4}$$

It is clear from Eq. (4) that the effectiveness of the tube to resist bending is directly related to  $E$  (the material stiffness) and the moment of inertia. Higher values of  $E$  or  $I$  decrease the strain (which is related to the deformation) of the structure. The cross-sectional moment of inertia of a tubular structure is given by

$$I = \frac{\pi}{4} (r_0^4 - r_i^4) \tag{5}$$

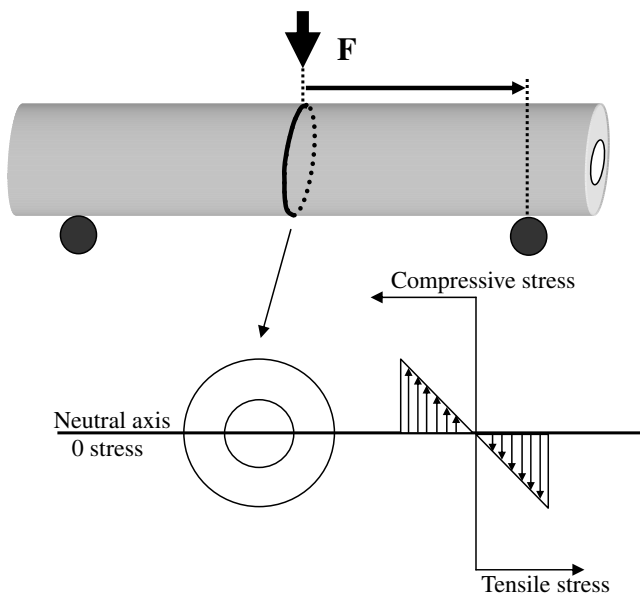


Fig. 7. 3-point bending of a tubular structure. The applied force  $F$  acts at the mid-point between the supports. The bottom half is loaded in tension, and the top half in compression, and the stress is zero at the middle (neutral axis). The horizontal stress increases linearly with the distance from the neutral axis.

where  $r_0$  is the external radius and  $r_i$  is the internal radius. One consequence of Eqs. (4) and (5) is that if a tube undergoes modelling such that its inner radius increases more than the outer radius (as commonly happens during bone growth, resulting in its cortex becoming substantially thinner), the moment of inertia may still increase; therefore the stiffness of the new tube will *increase* despite having a thinner wall (see Fig. 8a).

To illustrate this point, let us assume that the femoral diaphysis of a young dog has a periosteal diameter of 15 mm and an endosteal diameter of 8 mm. Let us assume that as the dog matures the endosteal diameter increases by 38% (from 8 to 11 mm) and the periosteal diameter increases only by 7% (from 15 to 16 mm); this process will cause the thickness of the cortex to *decrease* from 3.5 mm to 2.5 mm. Yet the cross-sectional moment of inertia *increases* by 10%, as does the stiffness of the femoral diaphysis. It should be noted that these equations assume a simple and ideal geometric form, and bones are obviously not perfectly tubular structures. Nevertheless, these analytic expressions allow us to examine the mechanical behaviour of bones in an approximate manner.

*Clinical implications*

The following are two examples of the use of biomechanical principles to explain commonly-encountered clinical scenarios.

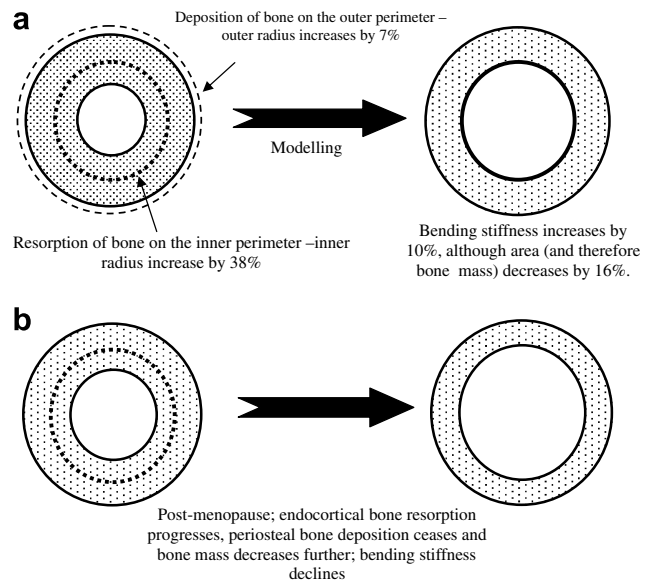


Fig. 8. (a) In young animals, modelling of long bones occurs primarily by resorption of the endosteal surface and bone deposition on the periosteal surface. Although the inner radius increases more than the outer radius (and the cortical thickness decreases) stiffness increases (because the moment of inertia is proportional to the difference of the radii to the 4th power). (b) During the post-menopausal period the rate of bone deposition decreases, and the moment of inertia decreases, and with it the bending stiffness.

### Butterfly fragments

When viewing the radiographs of a fractured bone, the pattern of load it was subjected to can be figured out. This interpretation hinges upon the fact that the mechanical properties of the material bone, in particular its ultimate strength (the maximal load it can carry without breaking), depend on the mode of loading. Bone is stronger in compression compared to tension and weaker in shear (Turner, 2006). For instance, when a long bone is impact-loaded in a direction perpendicular to its long axis it bends, such that the side contacted by the impact is loaded in compression, while the opposite side is loaded in tension.

As a result, failure will begin on the opposite side to the impact (the tensile side) since it will reach its ultimate strength sooner than the side loaded in compression. As the advancing crack will reach the middle of the bone, it will reach compressed tissue, and due to bone's higher resistance to this type of load, it will advance in a path nearer to the bone's longitudinal direction, along the directions of maximal shear stress. In this way it will form a fracture with a so-called 'butterfly' fragment, commonly seen in practice (see Fig. 9).

### Osteoporosis

Osteoporosis is one of the most common syndromes afflicting the aging human population, and in particular

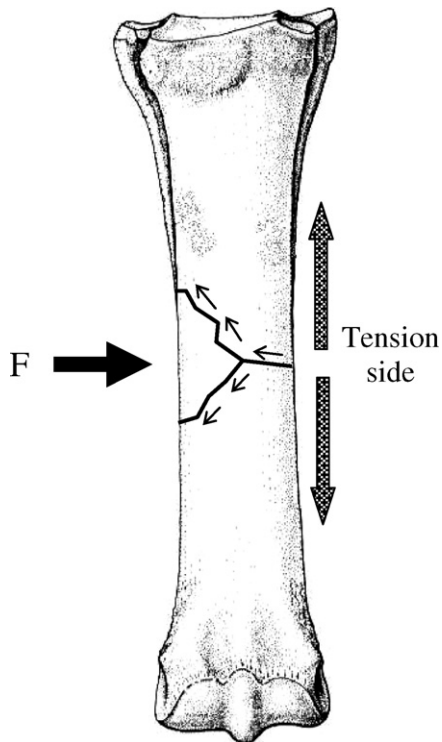


Fig. 9. Lateral impact loading of a long bone causes bending. The fracture starts at the tension side (away from the site of impact) and progresses across the bone up to the middle. When it reaches the compressive side, it 'runs' along the direction of maximal shear (at 45° to the transverse), creating a butterfly fragment.

post-menopausal women. It is defined as a state of increased bone fracture risk, and is commonly linked to decreased estrogen levels. As a result, ovariectomy is one of the most common methods to induce osteoporosis in animal models like mice and rats. The leading hypothesis for the observed increase in bone fragility is a combined effect of deterioration of the material properties (associated for instance with decreasing bone mineral density) and geometric changes. Geometric changes occur for instance when periosteal bone formation decreases while endosteal bone resorption increases or stays the same (Martin and Seeman, 2007). In pre-menopausal women endocortical bone resorption occurs and periosteal bone deposition compensates partly (see Fig. 8a). Therefore, since the moment of inertia is proportional to the 4th power of the distance of the material from the centre, resistance to bending may increase despite cortical thinning (an example was provided above). In the post-menopausal period, endocortical resorption accelerates while periosteal apposition slows down. Thus the cortices thin further and bending stiffness declines (see Fig. 8b).

### Mechanical testing methods

Most investigations of the mechanical performance of whole bones rely on in vivo or in vitro experiments in which bones were tested in compression or by 3- or 4-point bending. Torsional loading and impact loading are also used, though less frequently. Measurements in these experiments consist of single values like load-to-yield and load-to-failure. Strain measurements are made at a very limited number of points (1–20) by placing strain gauges on the surface of bones. Alternatively, theoretical numerical models (mostly finite element models) which are based on numerous simplifying assumptions, particularly as far as material properties are concerned are used, and thus yield rough approximations only. In the last decade or so, the use of optical metrology to measure surface deformation has been reported, and offers several significant advantages. These methods will be described in detail in an upcoming paper. The following is a short description of mechanical testing methods of whole bones.

### Bending

Bending tests are by far the most common methods used to test whole bones. They are used particularly to characterise the mechanical behaviour of bones of small experimental animals such as mice and rats belonging to different strains or treated by various drugs, which may affect the skeleton (Rubin and Lanyon, 1985; Robling et al., 2001; Ammann et al., 2003; Warden et al., 2005; Lane et al., 2006; Judex et al., 2007). Whole-bone bending tests are mostly 3-point or 4-point bending experiments. In 3-point bending the tested bone is positioned onto two supports, and a single-pronged loading device is applied to the opposite surface at a point precisely in the middle between the two supports (see Fig. 10a). In this loading regime

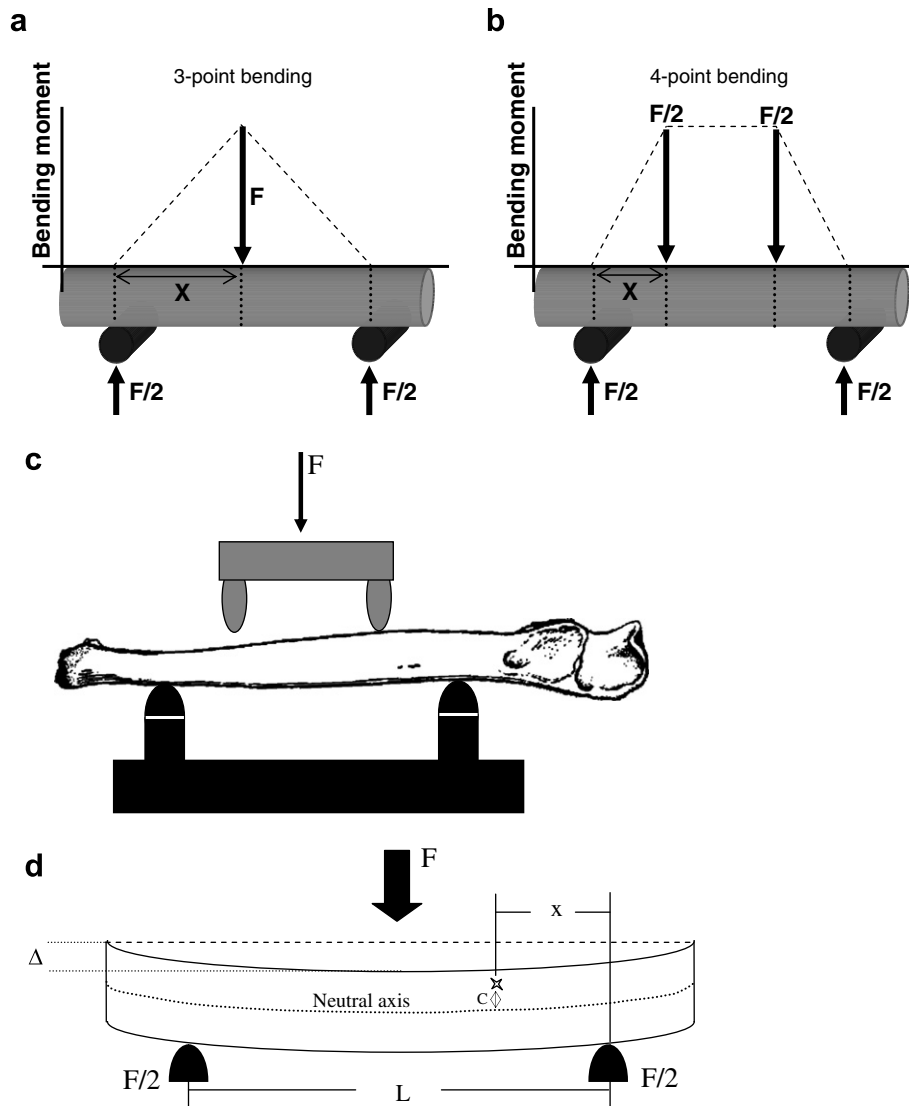


Fig. 10. (a) 3-point bending. The dotted lines depict the magnitude of the bending moment, which increases from 0 at the bottom supports to a maximum value at the mid-point. (b) 4-point bending. The dotted lines depict the magnitude of the bending moment, which is constant within the entire region between the two load-applying prongs. (c) 4-point bending of a whole bone. It can be seen that the 2-pronged loading part will not contact the bone symmetrically due to the uneven contour of the bone. (d) 3-point bending experiment.

maximal load occurs at the point of load application, and the bone will ultimately fracture at this location.

The alternative 4-point bending method is similar except that the load is applied by two loading prongs located equidistance from the mid point (see Fig. 10b). The main advantage of this method lies in the fact that the entire section of bone between these two load-applying prongs is subjected to a uniform moment. In this testing configuration the beam is loaded in pure bending, all strains are in the axial direction, and there is no shear. Nevertheless, bones are mostly tested in 3-point bending, since their irregular surface geometry creates difficulty in having both prongs contact the bone simultaneously (see Fig. 10c). It should be noted that a swivelling upper anvil helps partially overcome this problem.

The experimental procedure involves the measurement of the deflection of the bone at the point of load application and the concurrent measurement of the load, yielding a force–deflection graph. Parameters obtained from this graph include whole-bone stiffness (defined as the slope of the early, linear portion of the load–deflection curve), yield point, maximal load and fracture load (see the parameters specified in parentheses in Fig. 5).

It is also possible to obtain a rough estimate of the Young's modulus of the material from the geometry of the loading device and the measured stiffness of the bone. Such an estimate is based on beam theory and the approximation of the shaft of the tested bone as a uniform hollow tube. The following is a short description of this calculation.



In a 3-point bending setup (see Fig. 10d) the moment at distance  $x$  from one of the supports is equal to:

$$M = \frac{F}{2}(L - x) \quad (6)$$

where  $F$  is the force applied, and  $L$  is the distance between the two bottom supports (see Fig. 10d). At the mid-point between the lower supports  $x$  is equal to  $\frac{L}{2}$ , therefore at that location

$$M = \frac{F \cdot L}{4} \quad (7)$$

Based on beam theory, at the location of load application the strain along the beam  $\epsilon$  can be expressed as

$$\epsilon = \frac{12 \cdot c}{L^2} \cdot \Delta \quad (8)$$

where  $\Delta$  represents the vertical displacement of the bone at the point of load application and  $c$  is the distance from the neutral axis (see Fig. 10d).

Making use of Hooke's law (see Eq. (2)) and the equation describing the bending stress (Eq. (3)) we get:

$$E = \frac{\sigma}{\epsilon} = \frac{F \cdot L^3}{48 \cdot I \Delta} \quad (9)$$

Thus one can determine  $\frac{E}{I}$  from the load–displacement curve determined in the bending experiment, calculate  $I$  and measure  $L$  from the geometry of the bone and testing setup, respectively, and obtain an estimate for  $E$ . It should be noted though that this method of determining materials property is very coarse, and results can be considered as first approximations only. This is due to the fact the calculation ignores the inhomogeneity and anisotropy of the material, and its complex geometric shape (which is different to a circular hollow tube). Nevertheless, this is a commonly used method to estimate the mechanical properties of the material bone within the whole bone.

### Torsion

Torsional testing of whole bone is accomplished by firmly embedding the epiphyseal ends of the tested bone in rectangular or cylindrical blocks of plastic material which are fitted into the grips of the torsion testing machine. Using one of several available testing devices, a torque (twisting moment) is applied to one of these grips while the other is kept firm, and load and angular deformation are recorded. This setup allows the approximate determination of the shear modulus of bone.

### Impact loading

The simulation of trauma-associated loading conditions requires high strain rates and is very important in the prediction of bone behaviour under sudden loads in non-physiological directions (i.e. falling). This fact stimulated the development of a class of impact-type loading devices, such

as pendulum loading, which uses a hammer of precisely known weight which is dropped from a known height (thus its potential energy is known) and hits the sample in impact; such experiments can yield information on the resistance of whole bones to impact loading at various configurations.

### Conclusions

Bone is a composite hierarchical material, therefore investigation of the relationship between the materials properties and the geometry and mechanical behaviour of whole bone is challenging and very complicated. A thorough understanding of this relationship is of importance to clinicians and researchers alike; it helps to understand the normal behaviour of whole bones during physiological loading, identifies areas of peak stresses which are more likely to fracture during intense activity, and allows the prediction of effects of various pathological processes and drug treatments.

Diverse mechanical testing methods (such as bending, torsion and impact loading) have been used to try to describe this relationship, however due to the inherent limitations of these methods, as described in this manuscript, thorough understanding of these relationships has proven elusive, and it is still impossible to predict accurately the mechanical performance of whole bones. In the second part of this manuscript we shall explore novel optical metrology techniques which might help elucidate more precisely and accurately whole-bone response to load.

### References

- Ammann, P., Robin, B., Riszoli, R., 2003. Long-term exposure to strontium ranelate dose-dependently increases intrinsic bone quality. *Journal of Bone and Mineral Research* 18, S276.
- Burr, D.B., Milgrom, C., Fyhrie, D., Forwood, M., Nyska, M., Finestone, A., Hoshaw, S., Saiag, E., Simkin, A., 1996. In vivo measurement of human tibial strains during vigorous activity. *Bone* 18, 405–410.
- Cowin, S.C., 2001. *Bone Mechanics Handbook*. CRC Press, Florida, USA.
- Currey, J.D., 1988. Strain rate and mineral-content in fracture models of bone. *Journal of Orthopaedic Research* 6, 32–38.
- Currey, J.D., 2002. *Bones: Structure and Mechanics*. Princeton University Press, Oxford, UK.
- Davies, H.M.S., 2005. Peak strains in equine locomotion. *Bone* 36, S193–S194.
- Delmas, P.D., Tracy, R.P., Riggs, B.L., Mann, K.G., 1984. Identification of the noncollagenous proteins of bovine bone by two-dimensional gel-electrophoresis. *Calcified Tissue International* 36, 308–316.
- Frasca, P., 1981. Scanning-electron microscopy studies of ground substance in the cement lines, resting lines, hypercalciated rings and reversal lines of human cortical bone. *Acta Anatomica* 109, 115–121.
- Fratzl, P., Schreiber, S., Boyde, A., 1996. Characterisation of bone mineral crystals in horse radius by small-angle X-ray scattering. *Calcified Tissue International* 58, 341–346.
- Fung, Y.C., Tong, P., 2001. *Classical and Computational Solid Mechanics*. World scientific Publishing Co. Pte. Ltd., Singapore.
- Gao, H.J., 2006. Application of fracture mechanics concepts to hierarchical biomechanics of bone and bone-like materials. *International Journal of Fracture* 138, 101–137.
- Hodge, A.J., Petruska, J.A., 1963. Recent studies with the electron microscope on ordered aggregates of the tropocollagen molecule. In:

- Ramachandran (Ed.), *Aspects of Protein Structure*. Academic Press, New York, pp. 289–300.
- Judex, S., Lei, X., Han, D., Rubin, C., 2007. Low-magnitude mechanical signals that stimulate bone formation in the ovariectomised rat are dependent on the applied frequency but not on the strain magnitude. *Journal of Biomechanics* 40, 1333–1339.
- Lane, N.E., Yao, W., Balooch, M., Nalla, R.K., Balooch, G., Habelitz, S., Kinney, J.H., Bonewald, L.F., 2006. Glucocorticoid-treated mice have localised changes in trabecular bone material properties and osteocyte lacunar size that are not observed in placebo-treated or estrogen-deficient mice. *Journal of Bone and Mineral Research* 21, 466–476.
- Martin, T.J., Seeman, E., 2007. New mechanisms and targets in the treatment of bone fragility. *Clinical Science* 112, 77–91.
- Martin, R.B., Burr, D.B., Sharkey, N.A., 1998. *Skeletal Tissue Mechanics*. Springer-Verlag, New York, USA.
- Mayer, G., 2005. Rigid biological systems as models for synthetic composites. *Science* 310, 1144–1147.
- Milgrom, C., Finestone, A., Hamel, A., Mandes, V., Burr, D., Sharkey, N., 2004. A comparison of bone strain measurements at anatomically relevant sites using surface gauges versus strain gauged bone staples. *Journal of Biomechanics* 37, 947–952.
- Robling, A.G., Burr, D.B., Turner, C.H., 2001. Recovery periods restore mechanosensitivity to dynamically loaded bone. *Journal of Experimental Biology* 204, 3389–3399.
- Rubin, C.T., Lanyon, L.E., 1985. Regulation of bone mass by mechanical strain magnitude. *Calcified Tissue International* 37, 411–417.
- Schaffler, M.B., Radin, E.L., Burr, D.B., 1989. Mechanical and morphological effects of strain rate on fatigue of compact-bone. *Bone* 10, 207–214.
- 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. *Anatomical Record Part A – Discoveries in Molecular Cellular and Evolutionary Biology* 283A, 380–390.
- Suresh, S., 2001. Graded materials for resistance to contact deformation and damage. *Science* 292, 2447–2451.
- Taylor, D., Lee, T.C., 2003. Microdamage and mechanical behaviour: predicting failure and remodelling in compact bone. *Journal of Anatomy* 203, 203–211.
- Turner, C.H., 2006. Bone strength: current concepts. *Annals of the New York Academy of Sciences* 1068, 429–446.
- Warden, S.J., Hurst, J.A., Sanders, M.S., Turner, C.H., Burr, D.B., Li, J.L., 2005. Bone adaptation to a mechanical loading program significantly increases skeletal fatigue resistance. *Journal of Bone and Mineral Research* 20, 809–816.
- Weiner, S., Wagner, H.D., 1998. The material bone: structure–mechanical function relations. *Annals Review Mathematical Science* 28, 271–298.
- Weiner, S., Traub, W., Wagner, H.D., 1999. Lamellar bone: structure–function relations. *Journal of Structural Biology* 126, 241–255.

# Biomechanical considerations of animal models used in tissue engineering of bone

Michael A.K. Liebschner\*

*Department of Bioengineering, Rice University, 6100 Main Street, Houston, TX 77005, USA*

Received 16 December 2002; accepted 12 May 2003

## Abstract

Tissue engineering combines the aspects of cell biology, engineering, material science, and surgery to generate new functional tissue, and provides an important approach to the repair of segmental defects and in restoring biomechanical function. The development of tissue-engineering strategies into clinical therapeutic protocols requires extensive, preclinical experimentation in appropriate animal models. The ultimate success of any treatment strategy must be established in these animal models before clinical application. It is clear that the demands of the biological and mechanical environment in the clinical repair of critical size defects with tissue-engineered materials is significantly different from those existing in experimental animals. The major considerations facing any tissue-engineering testing logic include the choice of the defect, the animal, the age of the animal, the anatomic site, the size of the lesion, and most importantly, the micro-mechanical environment. With respect to biomechanical considerations when selecting animals for tissue-engineering of bone, it is evident that no common criteria have been reported. While in smaller animals due to size constraint only structural properties of whole bones can be measured, in larger animals and humans both material properties and structural properties are of interest. Based on reported results, comparison between the tissue-engineered bone across species may be of importance in establishing better model selection criteria. It has already been found that the deformation of long bones is fairly constant across species, and that stress levels during gait are dependent on the weight of the animal and the material properties of the bone tissue. Future research should therefore be geared towards developing better biomechanical testing systems and then finding the right animal model for the existing equipment.

© 2003 Elsevier Ltd. All rights reserved.

*Keywords:* Tissue engineering; Biomechanics; Animal model; Bone hierarchy

## 1. Introduction

Biomedical research using animal models has provided considerable direction to orthopaedic developments, specifically serving as an important means of investigating fracture healing and bone defect repair. Despite these benefits, the use of live animal models has been a controversial issue for over 150 years. Debate over animal models has evoked a wide variety of extreme views. Most parties, however, believe in the principle of humane treatment and agree that consideration of replacing, reducing, and refining the use of animals is desirable. Animal models are simplified representations or replicas of the actual system of interest. They are analogues that possess the same or

similar functions and structures as the system under study. It follows that information derived from such models relates or applies, in relative terms, to the system of interest. Thus, models are useful in biomedical research to the extent that they are good analogues. Biomedical studies using animal models may offer substantial advantages. Models are often simpler to control and manipulate, and ethical concerns may be less troublesome to address.

The relative new field of tissue engineering dealing with bioactive materials, which can only be adequately studied in the living organism, depends on the use of animals as a testing ground for both experimental and clinical hypotheses. The evaluation of tissue-engineered orthopaedic tissue relies on the functional assessment of the generated construct in terms of biological and biomechanical parameters. The purpose of this article is to: (1) review the general differences between bone

\*Tel.: +1-713-348-5797; fax: +1-713-348-5877.

E-mail address: [liebschner@rice.edu](mailto:liebschner@rice.edu) (M.A.K. Liebschner).

phenotypes, (2) evaluate biomechanical properties across species and (3) present guidelines for the selection of the most suitable model. Animal data are only as applicable as the model from which it is derived. Thus, animal models must be carefully chosen using rational guidelines and should overcome the deficiencies and limitations of previous models.

## 2. Skeletal phenotype

Bone is a self-repairing structural material, able to adapt its mass, shape, and properties to changes in mechanical requirements and endures voluntary physical activity for life without breaking [1]. The long bones (e.g., humerus, femur, and tibia) serve as the classical model for the macroscopic structure of bone. A typical long bone consists of a central cylindrical shaft (diaphysis) made out of cortical bone, and two wider and rounded ends, the epiphyses, made out of trabecular bone. Conical regions called the metaphysis connect the diaphysis with each epiphysis. Epiphyseal and metaphyseal bone supports the articular cartilage, which makes the epiphysis and metaphysis wider than the diaphysis [2,3].

Cortical bone is a dense, solid mass with only microscopic channels. Approximately 80% of the skeletal mass in the adult human skeleton is cortical bone, which forms the outer wall of all bones. The remaining 20% of the bone mass is trabecular bone, a lattice of large plates and rods, found in the inner parts of bones [2,3]. However, the distinction between very porous cortical bone and very dense trabecular bone is somewhat arbitrary [4]. The composition of bovine cortical bone has been studied more extensively than that of human cortical bone. However, investigations of the ash content and composition of the organic matrix in human bone suggest that the distribution of constituents is essentially the same as that in bovine bone [5].

The three types of primary bone found in large mammals are the circumferential lamellar bone, woven-fibered bone, and primary osteons. At birth, the cortical bone consists mainly of woven-fibered bone with primary osteons. The girth of mammalian long bones is increased during growth by the deposition of primary bone on the periosteal surface [6]. In postfetal osteogenesis that occurs when fractures heal, or in ectopic ossification of the osteosarcoma, new bone is deposited in woven form. Woven bone, a matrix of interwoven coarse collagen fibers with osteocytes distributed more or less at random, is less organized and shorter-lived than lamellar-bone [2,3,7–9].

The structure of bone varies in different species and also at different stages of their development. In humans, remodeled bone normally consists of circumferential

lamellar bone. In more rapidly growing animals such as dogs and cows, it normally consists of woven-fibered bone (plexiform bone) (see Fig. 1) [6]. In such animals, secondary osteons are also present and increase in number with aging. In the adult human, however, woven-fibered bone is formed only during rapid bone accretion, which accompanies conditions such as fracture callus formation, hyperparathyroidism, and Paget's disease. All normal human cortical bone is lamellar bone. After reaching maturity, aged rodents have Haversian systems, however, with a limited naturally occurring basic multicellular unit-based remodeling. Rats also have mostly fine-fibered lamellar bone, trabecular remodeling, and no intra-cortical remodeling.

Cortical bone composition and structure can vary significantly and influence the tissue mechanical properties. However, it should be noted that *in vivo* parameters such as porosity, mineralization, bone matrix, and microstructure seldom vary independently, and are usually observed to vary simultaneously. Table 1 summarizes the types of cortical bone structures observed in large mammals and lists the microstructural types in the order of their probable structural efficiency *in vivo*. In tissue-engineering bone, the differences in skeletal phenotype between animals and humans do cause variations in tissue growth and should be considered when choosing an appropriate animal model.

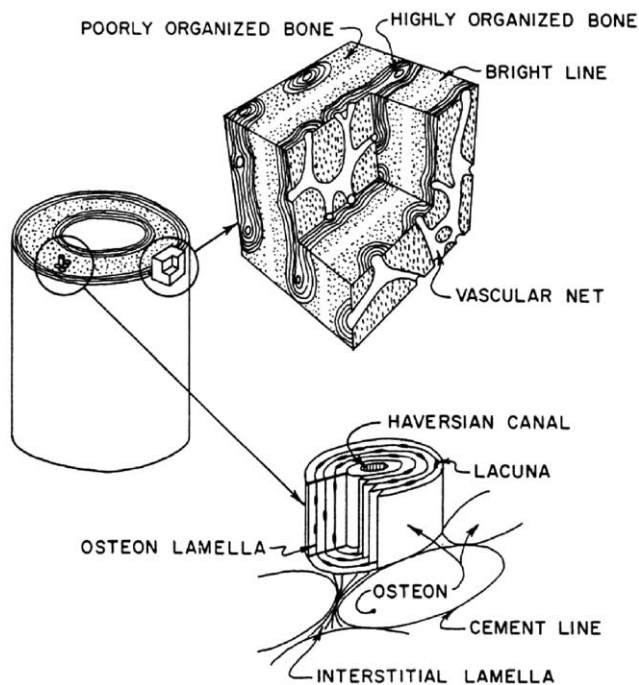


Fig. 1. Typical bone structure in the diaphysis of the femur. Plexiform and Haversian cortical bone types shown [110].

Table 1  
Cortical bone structure and strength [112]

Strength rating	Bone structure	Type	Cement lines	Lamellation
1 (Strongest)	Lamellar	Primary	No	Yes
2	Woven-fibered osteons	Primary	No	No
3	Secondary Haversian	Secondary	Yes	Yes
4 (Weakest)	Woven-fibered	Primary	No	No

Table 2  
Apparent and ash density of trabecular bones

Species	Bone	Apparent density (g/cm <sup>3</sup> )	Ash density (g/cm <sup>3</sup> )	References
Human	Distal femur	0.43 ± 0.15 0.46	0.26 ± 0.08 —	Kuhn et al., 1989 [22] Odgaard et al., 1989
	Vertebral body	0.14 ± 0.06	—	Keaveny et al., 1997 [137]
Cattle	Vertebral body	0.45 ± 0.09	0.19 ± 0.96	Swartz et al., 1991 [144]
Dog	Distal femur	0.44 ± 0.16 0.69–0.98	0.26 ± 0.08 0.40–0.56 <sup>a</sup>	Kuhn et al., 1989 [22] Kang et al., 1998 [146]
	Proximal tibia	0.41–0.83 <sup>a</sup>	0.22–0.44 <sup>a</sup>	Kang et al., 1998 [146]
Goat	Humeral	0.84 ± 0.17	0.43 ± 0.06	Kang et al., 1998 [146]
	Femoral head	0.91 ± 0.04	0.48 ± 0.03	An et al., 1998 [149]
	Distal femur	0.54–0.66 <sup>a</sup>	0.32–0.40 <sup>a</sup>	An et al., 1998 [149]
Sheep	Proximal tibia	0.93–1.1 <sup>a</sup>	0.50–0.56 <sup>a</sup>	An et al., 1998 [149]
	Humeral	0.75 ± 0.03	0.36 ± 0.01	An et al., 1998 [149]
Pig	Vertebral body	0.60 ± 0.16	0.37 ± 0.11	Mitton et al., 1997 [151]
	Vertebral body	—	0.46 ± 0.04	Mosekilde et al., 1987 [153]
	Mean ± SEM	0.62 ± 0.11	0.37 ± 0.10	

<sup>a</sup> Range of average values from different locations.

### 3. Bone apparent density and ash density

The mineral density of cortical bone is the wet weight divided by the specimen volume. Cortical bone has an average density of approximately 1.9 g/cm<sup>3</sup> [10,11]. The common ways to measure the volume of a cortical bone specimen include the use of a gravity bottle based on Archimedes' principle, and directly measuring the dimensions of the specimen. The latter requires that the specimen have a regular shape, such as cylindrical. The apparent density of trabecular bone ranges from 0.14 to 1.10 g/cm<sup>3</sup> (average: 0.62 ± 0.11 g/cm<sup>3</sup>). The mineral density of trabecular bone is measured using the weight of bone material (only trabeculae) divided by the volume of only trabeculae. The density is a little lower than that of cortical bone, being 1.6–1.9 g/cm<sup>3</sup> [10]. Selected data of ash densities of human and animal trabecular bones are listed in Table 2, ranging from 0.19 to 0.56 g/cm<sup>3</sup> with an average of 0.37 ± 0.10 g/cm<sup>3</sup>, which is about 60% of the value of apparent density. Interestingly enough, the apparent density as well as the ash density vary significantly between anatomic sites; however, they are very much constant across species.

### 4. Hierarchical approach to exploring bone mechanical properties

Bone tissue is part of a biological structure and its mechanical properties can only be fully appreciated if one understands how the structure functions as a whole. The “functional behavior” of bone is one of the most practical aspects that the investigator must consider prior to testing. When investigating the mechanical properties of bone, it is first necessary to determine what structural level of the levels of organization should be investigated (see Fig. 1). Starting at the highest level of organization, forces acting on the whole body can be considered. At lower levels, macro-mechanical specimens machined from whole-bone, micro-mechanical test specimens, or single bone cells can be investigated [12–18]. To some extent, the specific interests of the investigator may determine the level of organization to be studied. Some investigators may require examination of the bone structure at several levels of organization.

Aging and disease processes produce significant changes in the composition, geometry, and architecture of bone, each of which is associated with alterations in the mechanical properties of bone and consequently the

response of bone to loading. If the goal is to study the fracture risk of ‘old’ bones compared with ‘young’ bones, one could begin by testing the whole bone. Subsequently, one may find that the load required to break old bones is less than that required to fracture young bones, but at this stage of the investigation intrinsic differences in the geometry, material quality, and/or structural organization of the young vs. old bone tissue is unknown. Quantification of geometry (histomorphometry) such as cortex thickness and cortical area are easily performed on the bone specimens at this point, and subsequent statistical analyses may reveal a significant correlation, for example, between bone cortex thickness and age. Whole-bone structural properties, however, are dependent upon both geometric and material properties. Thus, consideration of geometry alone may not account for all observed differences in the whole bone or structural strength of the bone samples. Additional tests on machined bone samples may become necessary to determine how aging and changing composition influence the bone mechanical properties. Tests conducted on machined bone specimens reveal bone material properties (at least at the macro-structural level). On the other hand, if the objective of the study is to determine how bone tissue histology influences bone mechanical behavior, one could begin by preparing machined specimens from whole bones, and then quantify how the material properties of the specimens change with histology. At this point, one may find a clear relationship between bone material properties and histology, but it may be difficult to predict how bone material comprised of different histological types behaves as a composite. An investigator studying the bone must therefore consider the possibility that the answer to a specific research question might be found only by investigating the properties of bone at several organization levels.

From a mechanical perspective, the most striking feature of bone is the hierarchical organization of its architecture. Bone structural heterogeneity varies precisely with the scale of magnification employed in its study. Based on the theory of continuous materials, bone hierarchy can be arranged into (1) a whole-bone level; (2) an architectural level, referring to large volumes of cortical or trabecular bone tissue; (3) a tissue level, largely containing single trabeculae, single osteons, and cortical microbeams; (4) a lamellar level; and (5) an ultrastructural level containing isolated molecular and mineral components of the bone. The hierarchical structure of bone must be considered whenever one decides to evaluate the bone mechanically. The different hierarchical, structural elements contribute distinct characteristics to mechanical properties measured at the more global level. These relationships must be considered when an investigation employs bone mechanical testing.

#### 4.1. Whole-bone level

Mechanical testing at the whole-bone level measures properties of the entire bone as a structure, which incorporates the properties of the materials that compose the whole bone, as well as its internal and external geometry. At this hierarchical level, most specimens include both cortical and trabecular bone, and therefore contain multiple architecture. The mechanical behavior of whole-bone specimens most closely approximates the behavior of these structures *in vivo*. In testing whole-bone specimens, it is assumed that the various architectural features are insignificant as individual entities. Due to the complex geometric and material characteristics of whole bones, however, it is not reasonable to calculate directly material-level parameters such as the modulus, strength, or stresses in the bone matrix. On the other hand, adaptations to disorders at the cellular or extracellular matrix level may best be evaluated by whole-bone tests. This rationale is based on the possibility that the objective function of the adaptation is to restore whole-bone functional properties.

#### 4.2. Architectural level

The architectural level of bone hierarchy represents specimens dominated by a single type of internal architecture (i.e., trabecular, Haversian/interstitial, circumferential, etc.). In this case, the mechanical properties of a test specimen depend on the arrangement of the dominant type of architecture, as well as the properties of the bone material. Mechanical testing of trabecular bone specimens on the architectural level is commonly performed using cubes or cylinders of an appropriate size (generally 6–8 mm diameter) to be considered a continuum [19]. The primary advantage of testing bone specimens at the architectural level, as compared with the whole-bone level, is the capability of isolating effective properties of a single type of architecture. Mechanical characterization of these specimens allows one to estimate the contribution of each architectural type to whole-bone behavior, and a description of how this relationship may be altered due to aging and disease [20–22]. At the architectural level of bone hierarchy, many fundamental questions regarding variations in the mechanical behavior of trabecular bone due to age, disease, gender, and anatomic locations have been addressed. For example, in combining study results from Goldstein et al. [20], Ciarelli et al. [21] and Kuhn et al. [22] of the mechanical properties of human and canine trabecular bone, the results indicated that canine bone displays a lower modulus but higher ultimate strains when compared to human bone, and defines limitations in using canine bone to model the mechanical behavior of human tissue. Unfortunately, these

studies cannot address the contributions of bone tissue properties to mechanical integrity at either this level or the whole-bone level.

#### 4.3. Tissue level

The tissue level describes the properties of bone matrix independent of cortical and trabecular architecture. Tissue-level specimens always include lacunae, and may also include lamellae, cement lines, or Haversian canals, depending on how the specimen is selected [23–26]. Creating equivalent descriptions of cortical and trabecular tissue-level specimens is difficult, although analogous definitions can be formulated. The geometry of trabecular bone places a practical upper limit on the size of specimens, which should not be larger than a single trabecular strut [27]. Once the specimen becomes any larger, its structural organization plays a role, and isolating tissue-level properties becomes mathematically complex. In cortical bone, a specimen at the tissue level generally incorporates several portions of interstitial regions or osteons, or maybe a single osteon [27,28]. Several significant results were found for a wide range of research questions. Kuhn et al. [22] and Choi and Goldstein [29] found that cortical tissue had a higher modulus than trabecular tissue in humans and than trabecular tissue, and found that the trabecular tissue had a lower fatigue strength [29]. Choi et al. [30] found a correlation between modulus and specimen size.

#### 4.4. Lamellar level

The lamellar level of bone resolves mechanical properties independent of osteocyte lacunae and all micro-structural features of remodeling except the lamellae themselves. The upper limit of this scale is defined by the maximum tissue interval that does not incorporate one of the aforementioned structural discontinuities. The lower threshold depends on the scale of bone mineral crystal aggregates, collagen fibrils, and canaliculi. The strength of lamellar-level measured mechanical properties is their independence from the contributions of the bone micro-structure. Importantly, lamellar-level studies have direct implications for cell behavior, because the mechanical properties are evaluated in the neighborhood of the cell. These extracellular matrix properties can be used for predictive models of tissue behavior in adaptation and remodeling. Nano-indentation has been used to test the hypotheses of bone structure function at the lamellar level [31,32]. Elastic modulus and hardness did not correlate with age or gender. If lamellar post-yield, fracture, and fatigue properties are also found to be independent of age and gender, these data would suggest that age- and gender-related fragility increases involve the regulation of tissue mass and organization and not the inherent properties

of the extracellular matrix [33]. As bone is characterized at increasing microscopic levels, one may also explore whether there are components of the extracellular matrix that define a cellular mechanical environment which predisposes the bone cell to specific remodeling behaviors.

#### 4.5. Ultrastructural level

Ultrastructural level describes the molecular network of proteins, glycoproteins, and minerals. It is important to emphasize that the extracellular matrix is no longer characterized as continuous, but rather as a diverse group of mechanical elements interacting with each other and the surface of the cell. At this level, it is appropriate to test the mechanical properties of matrix constituents like collagen fibrils and bone mineral spheroids. The upper threshold of the ultrastructural level is practically limited by the scales of mineral aggregates, molecules, and macromolecules like a type I collagen fibril. The scale at which these macromolecules and mineral clusters fail to behave as continuous elements defines the lower limit. Bone ultrastructural components are subcellular in scale and provide the final interface between the external mechanical environment and the cell [34,35]. Characteristics of more global levels are derived from the molecular properties intrinsic to this scale. However, the ultrastructural level concerns the mechanical characteristics of molecules, which are by definition chemical characteristics. Therefore, the hypotheses generated at this scale must describe molecular mechanical behavior as a function of fundamental chemical phenomena. Hydration, salt binding, homophilic association, and covalent modification are just some of the interactions that will influence molecular mechanics.

### 5. Classical biomechanical tests of bone

The mechanical properties of tissue-engineered constructs are of critical importance because these constructs act as load-bearing tissue or have a structural role in the fracture-healing process. Furthermore, since these properties change with biodegradation, it is important to quantify the rates at which they alter in vivo. Mechanical testing of orthopaedic tissue has been directed at determining the mechanical properties at the whole-bone, architectural, and bone-tissue level under different loading conditions. In general, determination of mechanical properties of bone is done by the same methods used to study similar properties in engineering materials and composites. These methods are based on the fundamental principles of mechanics. There are three classical biomechanical tests commonly used for assessing the biomechanical properties of bone:

tension, compression, and torsion. Bending or flexion tests, which combine compression and tension, are also routinely used.

Bone, like other biological structures, has a certain grain (preferred direction) associated with the structure. Consequently, the mechanical behavior of this tissue is dependent upon the direction of the applied load. Human osteonal bone is an example of a transversely isotropic material because it has the same elastic modulus in all transverse directions, but has a higher elastic modulus in the longitudinal direction [21,36–40].

Complete characterization of the mechanical properties of anisotropic material properties requires mechanical testing to be performed in several different orientations. For example, to determine the nine independent elastic coefficients of an orthotropic material, the following mechanical tests are required [37,41,42]:

1. tensile or compressive tests in each of three mutually perpendicular material directions;
2. three lateral deflection tests to obtain Poisson's ratios;
3. three torsion tests to obtain shear moduli.

In the case of cortical bone, the mutually perpendicular axes of material symmetry are generally one axis oriented parallel to the long axis of the bone, another oriented radially outward from the center, and the third oriented in a circumferential direction. In order to assure that specimens are cut in the proper orientation, the axes of material symmetry must be determined prior to testing, and are typically defined based upon histology.

Performing tensile, compressive, or torsion tests on whole-bone specimen has the added difficulty of attaching the specimen to the testing machine. Whole-bone mechanical test specimens do not have a nice prismatic or symmetrical shape like the machined specimens used for the standardized tensile, compression, and shear tests discussed in the previous section. Thus, special fixtures and casting procedures are required [43,44]. The cast should be symmetrically to allow easy attachment to the testing apparatus. Bone cement (polymethylmethacrylate) or epoxy resin is generally preferred as the casting material.

With the aforementioned classical biomechanical tests, the specimen is mechanically loaded in one axis while measuring the forces and axial deformation. Those experiments suffer from a number of limitations, mainly that only a limited number of elastic constants can be determined due to the destructive nature. Since trabecular bone displays anisotropic and viscoelastic properties, the reproducibility of single mechanical test at a given orientation of the bone specimen and strain rate is not very good [45]. It is generally assumed that trabecular bone from the femur and cortical bone from

the tibia have at least three planes of orthogonal symmetry, and vertebral trabecular bone and femoral cortical bone are transversely isotropic. A validation for this assumption, however, is not possible from the results of experimental methods, since these can provide at best nine elastic constants rather than all 21 elastic constants that are required [46,47]. As a complement approach to mechanical testing, micro-finite element analyses ( $\mu$ FEA) have been developed to calculate the elastic constants of bone specimens directly from computer models representing the exact trabecular micro-architecture. The finite element models are generated from high-resolution images of subsequential cross-sectional images of a region of interest of the bone specimen. These images are digitized and stacked in order to rebuild the original structure of the specimen as a 3D voxel model. The images are taken with micro-computed tomography ( $\mu$ CT) systems, which have increased the practical aspects and availability of this technology with an image resolution of 50  $\mu$ m or better for specimens of approximately 8 cm in size. Utilizing the  $\mu$ FEA technique in combination with experimental methods also allows to bridge several hierarchical levels of bone tissue. In testing specimens on the architectural or whole-bone level, information of the tissue level properties can be obtained, since the 3D detailed reconstruction of the bone specimen represents an exact geometric replica of the tested specimen [48–52]. This combinatory approach of experiments and computer modeling has tremendous potential in studying the quality of tissue-engineered trabecular bone.

## 6. Biomechanical properties of bone tissue

Like any other organ system, functional assessment of its components is essential in developing guidelines for evaluating the clinical outcome or for addressing hypotheses concerning the success of treatments. It is well established that biomechanical testing is essential for characterizing the effect of different treatment modalities or bioactive agents on the healing process in bone. Histological evaluation alone may not be adequate to capture the state of functional capability or structural integrity of bone. Unfortunately, based on the literature review regarding biomechanical properties of bone, it is fair to say that tests of quality of bone repair may not be well developed. The majority of biomechanical tests used to evaluate tissue-engineered constructs excised from *in vivo* animal models are based on structural and not material characterizations. Whole bones are most frequently used to assess mechanical properties of the callus or healing bone. Due to specimen shape irregularities, whole bone testing has its limitations in generating useful information on the biomechanical behavior of the tissue and its intrinsic



material properties. Furthermore, large variations in data can be expected because of the significant differences in shape and material quality among test specimens.

Nevertheless, four primary motives for mechanical testing of bone have been formulated. First, structure–function studies may detail the specific structural characteristics of bone to resolve the functional consequences of their variation. The second reason is to determine the etiology and pathogenesis of disease to guide clinical therapy and prevention. Typically, the functional consequences (i.e. bone fragility) are clearer than the mechanism that compromises mechanical integrity. The first and second motives are really complementary approaches on two different structural levels to investigating bone biomechanical properties. One recognizes a functional deficit and searches for the responsible characteristics. The other approach details variations in bone mechanical properties to understand their functional implications. A third objective is to evaluate bone response functionally to reconstruction procedures. This objective adds more complexity in that the normal bone has undergone failure through osteotomy or overload and subsequent treatment effects are observed. Last, mechanical tests provide input for the computational models of bone mechanics, adaptation, and repair. These categories are not mutually exclusive or exhaustive, but provide a framework for the overwhelming diversity of investigations that rely on bone mechanical measurements.

One needs to keep in mind that the organization of the composite of bone varies from animal to animal and is strongly influenced by aging, activity, and disease (see Fig. 2). Unlike engineering composite materials, however, bone has a fibrous structural component (collagen) as its matrix and exhibits a composite behavior microscopically as well as macroscopically. The main constituents of bone are mineral (hydroxyapatite,  $\approx 2/3$  dry weight,  $\approx 1/2$  volume), collagen ( $\approx 1/3$  dry weight,  $\approx 1/2$  volume), and water. Tables 3 and 4 provide values of tensile, compressive, and torsional properties of normal cortical and trabecular bone, as reported in the literature. It is quite obvious from the tabulated values that material properties of trabecular bone from small rodents are not quantified due to the small size of the specimens; nevertheless, rodents are by far the most commonly used animals in tissue engineering of bone (see Section 9).

## 7. Results of in vivo strain measurements

Quantifying the mechanical input to the bone is an important step in understanding the form and function of the skeleton. Forces applied to bone at the organ level must be translated to the cellular level, which in some

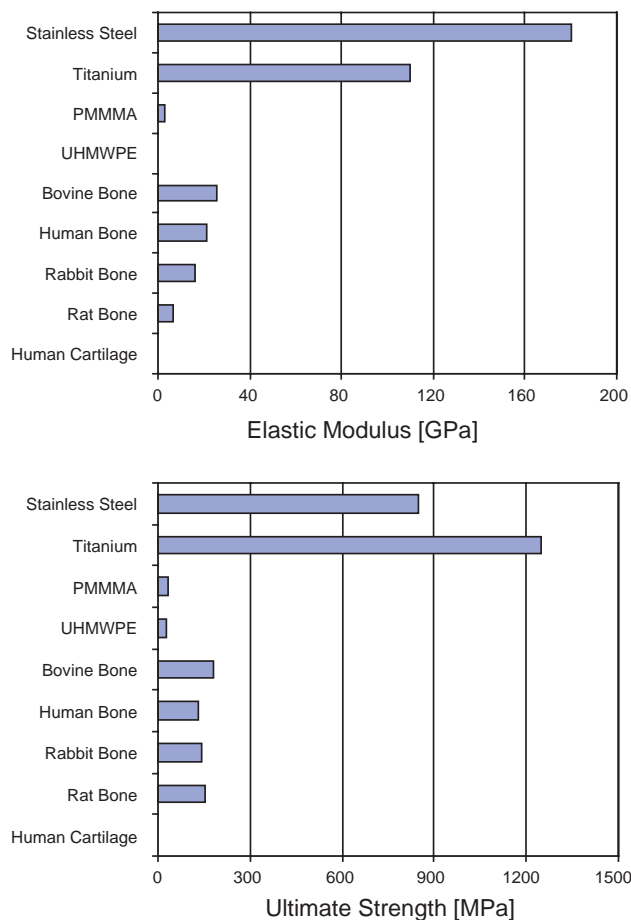


Fig. 2. Comparison of elastic modulus and ultimate strength of common tissues (cartilage and cortical bone) and biomaterials.

way play a role in the maintenance and adaptation of bone tissue. Determining the deformations that a bone normally experiences should help elucidate this mechano-transduction mechanism in bone. In addition, knowledge of the micro-mechanical environment can add in our effort to optimize tissue-engineering constructs for load-bearing applications. Information of in vivo bone strains for various animal models has been obtained with the use of strain gauges, a device that measures deformations of the material to which it is attached. Early studies of animal gait using strain gauges attached to the tibia of sheep indicated that the strain traces were reproducible and many similarities existed in the patterns between sheep (see Fig. 3), but they also showed differences in the style of gait between animals [53,54].

In a comparison study between human and animals, Lanyon et al. [55] showed that the strains and strain rates in a human were similar to those in animals. The largest strains were recorded when a human subject was running, producing a principal tensile strain of  $850\mu\epsilon$  along the axis of the tibia, along with a maximum strain rate of  $13,000\mu\epsilon/s$ . The largest strains during walking

Table 3

Mechanical properties of cortical bone tissue—Young's modulus ( $E$ ), strength ( $S$ ), ultimate strain ( $\epsilon_f$ ), and mineral content (mineral weight/wet bone weight) of various bones

Species	Bone	Test	Mineral content	$E$ (GPa)	Strength (MPa)	$\epsilon_f$	References	
Human	Femur	Tension	0.496	16.7	166	0.029	Currey, 1998 [113]	
	Femur	Tension		11.4–19.7	107–140		Reilly, 1974 [42]	
	Femur	Tension		3.9–11.9	90.6–116		Ascenzi, 1968 [114]	
	Tibia	Tension		18.9–29.2	145–170		Burstein, 1976 [115]	
	Tibia	Tension		19.7±2.4	162±15		Vincetelli, 1985 [116]	
	Femur	Compression		14.7–19.7	167–215		Reilly, 1974 [42]	
	Femur	Compression		4.9–9.5	90–167		Ascenzi, 1968 [114]	
	Tibia	Compression		24.5–34.3	183–213		Burstein, 1976 [115]	
	Femur	Torsion		54±0.6	3.2		Yamada, 1970 [117]	
	Femur	Torsion		65–71	3.1–3.7		Reilly, 1974 [42]	
	Femur	Torsion		5.0±0.2	7.41±3.2		Jepsen, 1997 [25]	
	Tibia	Torsion		66–71			Cezayirlioglu, 1985 [118]	
	Femur	Bending		9.82–15.7	103–238		Keller, 1990 [119]	
	Tibia	Bending		6.75±1.00	150–180		Choi, 1990 [29]	
Bovine	Femur	Tension	0.562	24.1–27.6	133	0.004	McElhaney, 1964 [120]	
	Femur	Tension		21.9–31.4	240–295		Reilly, 1974 [42]	
	Femur	Tension		26.1	148		Currey, 1998 [113]	
	Femur	Tension		24.5±5.1	172±22		Burstein, 1972 [121]	
	Femur	Tension		5.4–16.9	112–120		Ascenzi, 1967 [122]	
	Tibia	Tension			217±27		Cezayirlioglu, 1985 [118]	
	Tibia	Tension		21.9–31.4	240–295		Reilly, 1974 [42]	
	Tibia	Tension		0.499	19.7		146	Currey, 1998 [113]
	Tibia	Tension		23.8±2.21			Simkin, 1973 [123]	
	Femur	Compression		20.5	92		McElhaney, 1964 [120]	
	Femur	Compression		23.1–30.4	129–182		Reilly, 1974 [42]	
	Tibia	Compression		21.6±5.3	152±17		Reilly, 1974 [42]	
	Tibia	Compression		28.2±6.4	188±9		Burstein, 1975 [124]	
	Tibia	Compression		7.10±1.05			Simkin, 1973 [123]	
Cattle	Femur	Torsion	0.541		62–67	0.008	Reilly, 1975 [36]	
	Femur	Torsion			76±6		Cezayirlioglu, 1985 [118]	
Horse	Femur	Tension	0.541	19.4±0.7	228±5	0.008	Currey, 1998 [113]	
	Tibia	Bending		21.0±1.9	230±18		Martin, 1993 [125]	
Horse	Femur	Bending	0.541	17.1–19.9	204–247	0.008	Schryver, 1978 [126]	
	Femur	Tension		21.2±1.9	152		Currey, 1998 [113]	
Sheep	Radius	Bending	0.541	16.2–20.2	217–249	0.008	Schryver, 1978 [126]	
	Metatarsus	Tension, Bending		18.96±2.2			Currey, 1988 [127]	
Donkey	Radius	Tension, Bending	0.541	17.6±2.0		Currey, 1988 [127]		
Rabbit	Humerus	Bending	0.541	13.6±0.7	165±5	0.008	An, 1996 [128]	
	Femur	Bending		13.6±0.4	137±6		An, 1996 [128]	
	Femur	Bending		10.7±2.5	88±20		Ayers, 1996 [129]	
	Tibia	Bending		21.3±0.7	195±6		An, 1996 [128]	
	Tibia	Bending		23.3±7.0	192±47		Ayers, 1996 [129]	
	Humerus	Bending		13.3±0.6	167±5		An, 1996 [128]	
Rat	Femur	Bending	0.541	6.9±0.3	180±6	0.008	Jorgensen, 1991 [130]	
	Femur	Bending		8.0±0.4	134±4		Barengolts, 1993 [131]	
	Femur	Bending		4.9±4	153±45		Ejersted, 1993 [132]	
Mouse	Femur	Bending	0.541	8.8–11.4	104–173	0.008	Simske, 1992 [133]	
	Femur	Bending		5.3±1.8	40±13		Ayers, 1996 [129]	
	Femur	Bending, anterior		11.4±3.1	197±36		Jepsen, 1997 [25]	
	Femur	Bending, posterior		7.9±3.1	187±36		Jepsen, 1997 [25]	
	Tibia	Bending		8.9±0.2	78±12		Ayers, 1996 [129]	

occurred just before toe-off during the gait cycle, producing a compressive principal strain of  $-400\mu\epsilon$  at  $37^\circ$  to the tibia's long axis and a maximum strain rate of  $-4000\mu\epsilon/s$  [55].

In a more recent study, Burr et al. [56] reported human tibial peak principal compressive strains to

$-1200\mu\epsilon$  and peak principal tensile strains to  $740\mu\epsilon$  (during uphill zigzag running). The largest strains measured were shear strains that reached nearly  $2000\mu\epsilon$ , also during the extreme exertion of uphill zigzag running. Compressive strain rates ranged from  $-7000$  to  $-34,000\mu\epsilon/s$  and tensile strain rates ranged

Table 4

Mechanical properties of trabecular bone tissue—mineral content (mineral weight/wet bone weight), apparent density, Young's modulus ( $E$ ), and strength ( $S$ ) of various bones

Species	Anatomic sites	Mineral content	Apparent density	$E$ (MPa)	Strength (MPa)	Reference	
Human	Femoral head			900±710	9.3±4.5	Martens, 1983 [134]	
	Proximal femur			616±707	6.6±6.3	Martens, 1983 [134]	
	Femur		0.50±0.16	389±270	7.36±4.00	Rohlmann, 1980 [135]	
	Distal femur	0.26±0.08	0.43±0.15	298±224	5.6±3.8	Kuhn, 1989 [22]	
	Distal femur		0.24±0.09	50–500	1.5–45	Carter, 1977 [136]	
	Proximal tibia		0.29±0.10	445±257	5.3±2.9	Linde, 1989 [45]	
	Vertebral body		0.14±0.06	165±110		Keaveny, 1997 [137]	
	Vertebral body		0.17±0.04	291±113	2.23±0.95	Kopperdahl, 1998 [138]	
	Vertebral body		0.24±0.07	67±44	2.45±1.52	Mosekilde, 1986 [139]	
	Vertebral body	0.091±0.035	0.15±0.056	0.05–462	0.001–2.87	Keller, 1994 [140]	
Monkey	Femoral head			372±54	23.1±5.4	Kasra, 1994 [141]	
Cattle	Distal femur			117±61	8.5±4.2	Poumarat, 1993 [142]	
	Proximal tibia		0.41±0.16	648±430		Rho, 1997 [143]	
	Proximal Humerus		0.71±0.22	1570±628		Keaveny, 1997 [137]	
Dog	Vertebral body	0.19±0.06	0.45±0.09	173±97	7.1±3.0	Swartz, 1991 [144]	
	Femoral head			435	12±5.8	Vahey, 1987 [145]	
	Distal femur		0.26±0.08	0.44±0.16	209±140	7.1±4.6	Kuhn, 1989 [22]
			0.40–0.56	0.69–0.98	210–394	13–28	Kang, 1998 [146]
	Proximal tibia	0.22–0.44	0.41–0.83	106–426	2–24	Kang, 1998 [146]	
	Humeral head			350±171	18±6	Kang, 1998 [146]	
	Distal humerus			1490±300	13±3	Kaneps, 1997 [147]	
Goat	Vertebral body	0.43±0.06	0.84±0.17	530±40	10.1±2.6	Acito, 1994 [148]	
	Femoral head	0.48±0.03	0.91±0.04	502±268	19.2±6.9	An, 1998 [149]	
	Distal femur	0.32–0.40	0.54–0.66	399–429	14.1–23.5	An, 1998 [149]	
	Proximal tibia	0.50–0.56	0.93–1.1	532–566	24.7–26.1	An, 1998 [149]	
	Humeral head	0.36±0.01	0.75±0.03	247±20	10.0±1.0	An, 1998 [149]	
Sheep	Femoral neck			2.0±0.2	3.2±0.3	Geusens, 1996 [150]	
	Vertebral body	0.37±0.11	0.60±0.16	1510±784	22.3±7.1	Mitton, 1997 [151]	
Pig	Femur			5900±4300		Ko, 1995 [152]	
	Vertebral body	0.46±0.04		1080±470	27.5±3.4	Mosekilde, 1987 [153]	

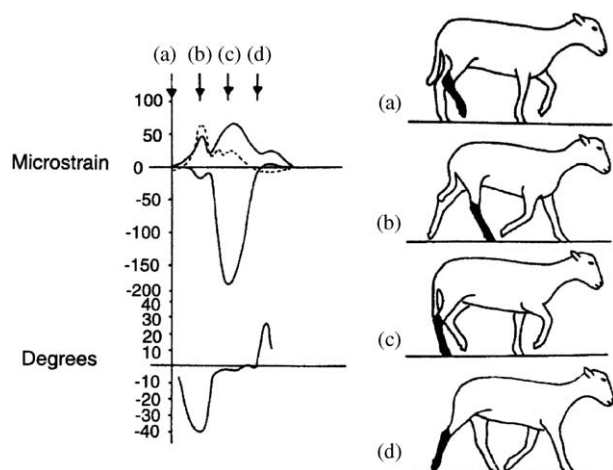


Fig. 3. Strain recordings from a triple rosette gauge attached to the sheep calcaneus, showing the principal strains and maximum shear strain (dotted line), as well as the angle between the principle compressive strain and the axis of gauge 1. Measurements were recorded during walking (Adapted from [111]).

from 7000 to 20,000  $\mu\epsilon/s$  for different activities [56], similar to rates measured in other animals (Table 5).

Peak strain magnitudes observed during measurements as a function of running speed and gait of the radius and tibia of dogs and horses were dependent on the type of gait used, while the maximum strain rate increased linearly as the locomotory speed increased [57]. In all bones instrumented, the caudal midshaft showed a large principal compressive strain aligned with the long axis of the bone. In comparison, on the cranial surface, the tensile principle strain was large in magnitude. The compressive strain on the caudal surface was larger than the tensile strain on the cranial surface, indicating axial compression with superimposed craniocaudal bending. The peak strains measured during fast running were approximately  $-2000\mu\epsilon$  in the dog and goat tibia,  $-2400\mu\epsilon$  in the dog radius,  $3200\mu\epsilon$  in the horse tibia, and  $-2900\mu\epsilon$  in the horse radius. While strain gauge readings only provide an indication of the deformation of an object, strain gauge measurements can be used to calculate bone stress using the bone tissue material properties. Because bone is anisotropic, the principal stress directions may not be the same as the principal strain directions.

Table 5  
Results from in vivo strain gauge experiments

Species	Bone	Aspect	Activity	Principal or maximum strain ( $\mu\epsilon$ )	Maximum strain rate ( $\mu\epsilon/s$ )	Reference
Human	Tibia	Anteromedial	Walking	850 T	13,000	Lanyon et al., 1975 [55]
			Running	400 C	–4000	
	Tibia	Medial	Walking	540 C, 440 T, 870 S	–7200; 11,000	Burr et al., 1996 [56]
Sheep	Femur	Lateral	Running	1150 C, 710 T, 1870 S	–30,000; 15,700	Aamodt et al., 1997 [154]
			Two-legged stance	400 T, 115 C		
	One-legged stance	1340 T, 250 C				
	Stair climbing	1230 T, 570 C				
Tibia	Craniomedial	Walking	260 C		Lanyon and Smith, 1970 [53]	
Tibia	Cranial	Trotting	310 C		Lanyon and Bourn, 1979 [155]	
		Walking (1 m/s)	710 T, 450 C	17,800		
Horse (ponies)	Calcaneus	Caudal	Walking (1 m/s)	380 T, 670 C	–16,200	Lanyon, 1973 [111]
			Slow walk	80 T, 170 C	2700	
			Medium walk	100 T, 210 C	3600	
	Radius	Cranial	Fast walk	100 T, 220 C	4300	Lanyon and Bourn, 1979 [155]
			Trot	160 T, 220 C	5100	
			Walking (1 m/s)	810 T, 360 C	14,700	
Femur	Caudal	Walking (1 m/s)	480 T, 1320 C	17,900	Lanyon and Baggott, 1976 [156]	
		Walking (1 m/s)	930 T	6700		
		Walking (1 m/s)	1250 C	–10,000		
Tibia	Cranial	Walking (1 m/s)	700, 180 T		Lanyon et al., 1982 [158]	
		Walking (1 m/s)	300 C, 190 T			
		Slow walk	940 C			
Dog	Tibia	Caudal	Fast walk	1350 C		Rubin and Lanyon, 1982 [57]
			Trot	2480 C		
			Gallop	3130 C		
	Femur	Medial, Lateral	Standing	300 C, 480 T		Turner et al., 1975 [159]
			Walking	950 C, 820 T		
			Trotting	1600 C, 1500 T		
Radius	Caudal	Slow walk	700 C	4500	Rubin and Lanyon, 1982 [57]	
		Fast walk	1060 C	7700		
		Fast trot	2010 C	29,600		
Goat	Femur	Medial, Lateral	Gallop	2020 C	64,100	Manley et al., 1982 [160]
			Walking	460 C, 240 T		
			Walking	310 C, 150 T		
Macaque	Radius	Caudal	Fast walk	1500 C		Szivek et al., 1992 [161]
			Fast trot	2380 C		
			Fast canter	2250 C		
Tibia	Caudal	Slow walk	820 C		Rubin and Lanyon, 1982 [57]	
		Fast walk	830 C			
		Fast trot	1750 C			
Ulna	Medial	Max gallop	1850 C		Biewener and Taylor, 1986 [162]	
		Slow walk	730 C			
		Fast walk	850 C			
Mandible	Posterior	Fast trot	1800 C		Biewener and Taylor, 1986 [162]	
		Max gallop	1970 C			
		Walking	870 C, 450 T			
Mandible	Corpus	Walking	750 C, 360 C		Demes et al., 1998 [163]	
		Walking	430 C, 400 T			
		Mastication	470 T, 500 C	6700		
					Hylander et al., 1979 [164]	

Table 4 (continued)

Species	Bone	Aspect	Activity	Principal or maximum strain ( $\mu\epsilon$ )	Maximum strain rate ( $\mu\epsilon/s$ )	Reference
Gibbon	Ulna	Ventral	Brachiation	1420 T		Swartz et al., 1989 [165]
		Dorsal	Brachiation	1270 T		
	Radius	Ventral	Brachiation	1640 C		Swartz et al., 1989 [165]
		Dorsal	Brachiation	750 T		
Rabbit	Mandible	Lateral	Biting	90 T, 60 C		Weijjs and de Jongh, 1977 [166]
Rat	Femur	Anterior-lateral	Chewing	320 C, 280 T	20,000	Keller and Spengler, 1989 [167]
			Exercise wheel	380 C, 230 T (immature)		
	Femur	Anterior-lateral	Exercise wheel	410 C, 250 T (mature) 260 C, 120 T transverse	20,000	Keller and Spengler, 1989 [167]
	Ulna	Medial	Running	420 shear 1200 C	23,000 to –100,000	Mosley et al., 1997 [168]
			Height Dropping	2500 C		
Pig	Ulna	Craniomedial	Walking	800 C		Goodship et al., 1979 [169]
Turkey	Ulna	Midshaft	Wing flapping	3300 C	56,000	Lanyon and Rubin, 1984 [170]
Chicken	Tibia	Midshaft	Normal activity	1500 C, 1000 T	35,000	Fritton et al., 2000 [171]
	Tibiotarsus	Caudal	Sedentary	290 C	–2200	Biewener and Bertram, 1994 [172]
		Cranial	Sedentary	150 T	1700	

C—compressive strain; T—tensile strain.

It can be concluded from the results listed in Table 5 that bone strains and strain rates are fairly similar across species, despite variations in animal size and bone function. As previously observed by Rubin and Lanyon [57], peak functional strains are similar for a range of animals, generally falling between  $-2000$  and  $-3200 \mu\epsilon$  for the most vigorous activities. Strain rates generally fall under  $100,000 \mu\epsilon/s$ . At the extreme, the largest magnitude strains were found in the horse, with a maximum of almost  $-5000 \mu\epsilon$  found in the galloping thoroughbred [58]. Most animals, of course, cannot reach the speed of a galloping horse and for the most part their activities comprise far less strenuous activities. In humans, who arguably can be very inactive while maintaining normal bone, even the most vigorous exercise produced strains less than  $2000 \mu\epsilon$ . With these data in mind, it seems possible that the key to determining bone mass and morphology may not be the peak strains generated during vigorous activities, but instead that the persistent hail of low-magnitude, higher frequency strains may play a role in determining bone architecture.

Interestingly enough, biomechanical testing of human and bovine trabecular bone at the architectural level found that yield strain is independent of bone density and dependent on elastic modulus. In a study by Keaveny et al. [59], and a second study by Turner [60], no significant relationship between yield strain and modulus for any principle loading direction was found. By contrast, yield strain did depend on anatomic site

and was anisotropic. It was concluded that failure parameters based on strains may provide more powerful and general comparisons of the failure properties for trabecular bone than measures based on stress.

## 8. Selecting an appropriate animal model

The animal model chosen determines, to a large extent, the specific biomechanical tests that can be performed. Any of the aforementioned tests can be performed for bones from larger animals, but the best choice is more restrictive for smaller animals. With rats, for instances, tests are usually limited to bending or torsion of long bones and compression of vertebral bodies. It is difficult, but not impossible, to accurately measure the mechanical properties of trabecular bone in rodents. Trabecular bone cores can be prepared from rat vertebral bodies for the purpose of compression testing, but more commonly compression tests of intact vertebral bodies are conducted since core preparation can be exceedingly difficult. When testing intact structures, such as an entire vertebral body, the contributions of both the vertebral shell and the trabecular core will have a significant influence on the mechanical testing result. Another important consideration is the type of bone being studied. Many larger species (e.g. sheep and cows) have predominantly plexiform cortical bone, which differs mechanically from osteonal bone, especially in

Table 6  
Animal selection factors for biomechanical studies

Normal activity level of animal
Bone tissue micro-architecture
Fusion observation intervals
Thoroughbred or mongrels
Study focus on material or structural properties
Mechanical testing equipment
Specimen size, whole bones or cut specimens
Type of biomechanical experiment

fatigue [61]. Canine trabecular bone also differs appreciably from human bone [22].

Despite the optimal planning, experimental design, equipment and selecting an inappropriate animal model will lead to useless, irrelevant, or, more seriously, misleading information. However, determining the appropriateness of an animal model can be the most difficult and time-consuming aspect of the study design (Table 6). The first requirement of any model used to study the bone-healing process should be that it is able to replicate the clinical surgical technique in the animal chosen. The second basic model requirement should be the ability to replicate an outcome similar to that seen in humans, i.e. in that has a similar nonunion rate [62]. Many animal models have a high inclination to heal, even without providing a graft [63]. Therefore, a valid model must not fuse from the surgical exposure alone (i.e., no graft material).

The objective of the healing process using tissue-engineered bone also must be carefully considered, in particular, if the focus of the study is mechanical or biologic. If biomechanics is of interest, the larger, more expensive animals may be more suitable because they more closely approximate the size and bony anatomy of the human. Although larger animals provide advantages for studies that involve biomechanics, they offer little advantage for investigating biological questions. Smaller, skeletally mature animals may be more useful in studying biologic questions, and by virtue of their decreased cost and faster healing time will provide a larger data pool from which to base results.

Despite the large amount of knowledge gathered from previous animal studies on the biologic manipulation of bone healing, there exists a large void in our basic understanding of this multifactorial process. With continuing investigation into bone-healing biology, this void will be filled. Because the tissue and mechanical environment is different from bone defects at different anatomic sites, we cannot assume that the biology is the same.

## 9. Existing animal models

Several animal models have been established to study variables that affect bone healing and have employed

dog (mongrel, beagle, foxhound, terrier, and bulldog), rabbit, guinea pig, and rat. These models were used to study growth factors, bone graft substitutes, and macroscopic/microscopic changes after treatment.

A large number of studies using animal models have been devoted to investigate the use of growth factors, such as demineralized bone matrix or bone morphogenetic proteins. Most experiments have compared bone quality and characteristics using these materials with the results obtained using autograft bone or bone marrow cells in the same model. Demineralized bone matrix (DBM) is a form of allograft is prepared by decalcifying cortical bone. Since the initial studies performed by Urist and colleagues in the mid-1960s [64,65], the osteoinductive capacity of DBM has been well established [66,67]. For example, to evaluate the ability of DBM to achieve or enhance spinal fusion, many studies have used a rabbit posterior fusion model [68–72]. Most studies have shown that DBM combined with bone marrow cells, which are osteogenic themselves [73], is a more successful inducer of spinal fusion than either DBM or marrow cells alone, but was not as good as autograft bone with or without marrow cells [68–71].

The dog model has been, by far, the most commonly used animal model for studying the spinal fusion process. The primary drawback of these dog models is that solid fusion occurs in almost all animals, unlike the clinical situations in humans. Nonunions are rare in dogs, except at the more mobile lumbosacral junctions [74,75]. Recently, Callewart et al. [63] evaluated the dog spinal fusion method to determine the rate of fusion after decortication with autogenous bone grafting versus decortication alone. At 6 months postoperatively, 100% of the decorticated facets with iliac graft and 75% of the facet sites with decortication alone were determined to be fused by manual testing. The authors concluded that the dog spine readily fuses, even after decortication alone. Several models have used mongrel dogs as the experimental animal, which, because of differences in weights, sizes, and characteristics, can lead to significant inter-animal variations. Results with mongrels are less “pure” and preclude the use of historical cohort data from species-specific studies for comparison [74,76–79].

The rabbit is one of the smaller animals that has long bone and lumbar spinal anatomy comparable to humans and enough iliac crest bone to provide autogenous graft for treatment [70,80]. Fusions in smaller animals, such as the rat, have been limited to just a few anatomical sites [81]. The use of skeletally immature animals is a limitation of several previous models because these animals are likely to heal more easily, rapidly, and consistently [69,71,72].

In contrast, using animals of different size, Aspenberg et al. [82] found that DBM reproducibly induces

extraskeletal bone formation in rodents, but its effects in dogs and primates are negative or uncertain. In previous studies on the squirrel monkey, DBM did not induce bone, although the same implants were effective in nude rats. In that study, the DBM was augmented with recombinant human bone morphogenetic protein-2 (BMP-2). Bone was formed in 10 of 12 monkeys, as verified by histology and calcium content. However, in four monkeys, the induced bone mass appeared smaller than the original implant. DBM controls induced microscopic amounts of bone in two out of 10 monkeys. In the nude rats, all DBM controls and augmented implants induced bone. It was concluded that the difficulties in achieving bone induction in higher animals may be overcome, at least partially, by using a higher concentration of the inductive protein than is present in DBM. No biomechanical testing was performed.

In 1982, Takagi and Urist [83] showed that extracted bovine BMP could be used to heal large femoral diaphyseal defects in rats. The authors used an omega pin to distract the two ends of the femur to block the migration of osteoinductive and osteoconductive elements within the marrow. Although a variety of graft materials were evaluated, including variable doses of BMP without a carrier, only the defects treated with BMP and autologous marrow healed 100% of the time. In an earlier study, Yasko et al. [84] found that rhBMP2 combined with bone marrow in a rat segmental femoral defect model produced union at a rate of 100%, three times superior to the rates achieved with autogenous cancellous graft. Similar bone-defect studies have been conducted in rabbit tibia [80,85–88], and ulna [89–91], sheep femur [92,93] and spine [94–99], canine spine and mandible [100], primate ulna [101] and mandible [102]. However, none of these animals perfectly mimic human pathophysiology because of obvious differences in reproductive physiology, hormone profiles and biomechanical bone characteristics.

The most commonly used lab animal model is the rat. Rats are inexpensive, easy to house, and do not carry the societal concerns of other, larger models. Their shorter life span also facilitates studies on the effects of aging on bone and tissue-engineered constructs. Because rodents have been used so extensively in research of all types, much is known about bone turnover and the effect of diet on this process. There are, however, disadvantages in the use of rats and mice. Although aged rodents have Haversian systems and ovariectomy results in a significant bone loss in modeling osteoporosis, they have a limited naturally occurrence of basic multicellular unit-based remodeling. Another limitation is the absence of impaired osteoblast function during the late stages of estrogen deficiency. Longer-term studies, which require several biopsies, or large blood samples, are also impossible in such a small animal.

## 10. Considerations for the experimental design

An important aspect of the experimental design is the method of evaluating the treatment process. Although there is some relevance to the volume and pattern of the fusion mass, as exhibited by radiographs, histology, and gross observation, the critical issue remains whether a solid fusion has been achieved. This can be ascertained only by manual manipulation of the fusion mass or mechanical testing. In less than 15% of all reported studies, i.e. on spinal fusion using animal models, biomechanical testing was performed [103]. This is evident across the board, the majority of studies using tissue-engineered material for orthopaedic applications in animal models do not measure biomechanical properties of the construct after specimen excision [78,82,104–108].

The hierarchical structure of bone must be considered whenever one decides to evaluate bone mechanically. The different hierarchical, structural elements contribute distinct characteristics to mechanical properties measured at the more global level. These relationships must be considered when an investigation employs bone mechanical testing. It is also critical to use skeletally mature animals if a healing process is being studied and to determine the fusion rate with autograft (controls) and with just the surgical exposure alone.

Larger experimental animal models are significantly more costly, more difficult to work with, and do not simulate the graft-healing microenvironment of humans any better than some of the smaller animals (see previous section). Although larger animals offer advantage for experiments that study internal fixation devices and biomechanics, they offer no significant advantages for studies that seek to answer biologic questions [109]. In fact, the larger number of data points obtained using a small animal model may be more useful than the smaller number of points from a larger animal model.

## 11. Conclusion

Because of the wide variety of bone shapes and sizes, and the fact that there are no established standards for bone biomechanical testing, there are a large number of variables to consider when establishing mechanical testing procedures. Unfortunately, there are no well-established “industry standards” for biomechanical testing of bone. Consequently, a lot of published biomechanical test data are inaccurate because of poor testing techniques or inattention to confounding variables. Experimental design should follow valid scientific principles and replicate the specific clinical situation being modeled. Ideally, only one intervention should be studied in each animal and only one bone treated with the same technique on each side. For any valid treatment study, concurrent controls should be established,

optimal study lengths and observation intervals must be carefully determined, and evaluation or assessment techniques must be validated.

If the focus of a study is the biomechanical evaluation of a treatment, the larger, more expensive animals may be more suitable because they more closely approximate the size and bony anatomy of the human body. These larger animals provide advantages mostly when questions regarding biomechanics are of concern; however, they offer little advantage for answering biologic questions. The smaller, skeletally mature animals are more useful for studying biologic questions because of their decreased cost, faster healing time, and ability to accumulate a larger data pool.

With respect to biomechanical considerations when selecting animals for tissue engineering of bone, it is evident that no common criteria have been reported. While in smaller animals due to size constraint only structural properties of whole bones can be measured, in larger animals and humans both, structural properties and material properties of the engineered tissue are of interest. Material properties are obtained through the preparation of symmetric specimens allowing for normalization of the specimen properties with respect to their size. In obtaining material properties, the specimen size and geometry is neglected and structural properties (force and displacement) are expressed per unit size as material properties (stress and strain). The author is not aware of any study comparing structural and material properties across different species for various anatomical regions. Based on reported results, comparison between the tissue-engineered bone across species may be of importance in establishing better model selection criteria. It has already been found that the deformation of long bones is fairly constant across species, and that the stress level is dependent on the weight of the animal and the material properties of the bone tissue. Future research should therefore be geared towards developing better biomechanical testing systems and then finding the right animal model for the existing equipment.

## References

- [1] Bronner F, Worrell RV (eds.), *Orthopaedics, principles of basic and clinical science*. Boca Raton, FL; 1999, CRC.
- [2] Frost HM. *Introduction to a new skeletal physiology*, vol. I and II. 1995, Pueblo: Pajaro Group.
- [3] Jee WSS. Structure and function of bone tissue. In: Bronner F, Worrell RV, editors. *Orthopaedics, principles of basic and clinical science*, Boca Raton, FL: CRS Press; 1999. [Chapter 1].
- [4] Martin RB. The effects of geometric feedback in the development of osteoporosis. *J Biomech* 1972;5(5):447–55.
- [5] Rogers HJ, Weidmann SM, Parkinson A. Studies on the skeletal tissues—II. The collagen content of bones from rabbits, oxen, and humans. *Biochem J* 1952;50:537.
- [6] Smith JW. Collagen fiber patterns in mammalian bone. *J Anat* 1960;94:329.
- [7] Parfitt AM. The physiologic and clinical significance of bone histomorphometric data. In: Recker RR, editor. *Bone histomorphometry: techniques and interpretation*. Boca Raton, FL: CRC Press; 1983. p. 143–223.
- [8] Eriksen EF, Axelrod DW, Melsen F. *Bone histomorphometry*. New York: Raven Press; 1994.
- [9] Martin RB, Burr DB. *Structure, function, and adaptation of compact bone*, 1st ed. New York: Raven Press; 1989.
- [10] Ashman RB. Experimental techniques. In: Cowin SC, editor. *Bone mechanics*. U.S.A.: CRC Press; 1989. p. 75–95.
- [11] Spatz HC, O'Leary EJ, Vincent JF. Young's moduli and shear moduli in cortical bone. *Proc R Soc Lond B Biol Sci* 1996;263(1368):287–94.
- [12] Bartley Jr MH, et al. The relationship of bone strength and bone quantity in health, disease, and aging. *J Gerontol* 1966;21(4):517–21.
- [13] Banse X, et al. Comparative left-right mechanical testing of cancellous bone from normal femoral heads. *J Biomech* 1996;29(10):1247–53.
- [14] Evans FG, Band S. Differences and relationships between the physical properties and the relationships between the physical properties and the microscopic structure of human femoral, tibial, and fibular cortical bone. *Am J Anat* 1967;120:79.
- [15] Gibson LJ. The mechanical behavior of cancellous bone. *J Biomech* 1985;18(5):317–28.
- [16] Goldstein SA. The mechanical properties of trabecular bone: dependence on anatomic location and function. *J Biomech* 1987;20(11/12):1055–61.
- [17] Martin RB, Atkinson PJ. Age and sex-related changes in the structure and strength of the human femoral shaft. *J Biomech* 1977;10(4):223–31.
- [18] Welch DO. The composite structure of bone and its response to mechanical stress. *Recent Adv Eng Sci* 1970;5:245.
- [19] Harrigan TP, et al. Limitations of the continuum assumption in cancellous bone. *J Biomech* 1988;21(4):269–75.
- [20] Goldstein SA, et al. The mechanical properties of human tibial trabecular bone as a function of metaphyseal location. *J Biomech* 1983;16(12):965–9.
- [21] Ciarelli MJ, et al. Evaluation of orthogonal mechanical properties and density of human trabecular bone from the major metaphyseal regions with materials testing and computed tomography. *J Orthop Res* 1991;9(5):674–82.
- [22] Kuhn JL, et al. The limitations of canine trabecular bone as a model for human: a biomechanical study. *J Biomech* 1989;22(2):95–107.
- [23] Wong M, et al. Aggrecan core protein is expressed in membranous bone of the chick embryo. Molecular and biomechanical studies of normal and nanomelia embryos. *J Biol Chem* 1992;267(8):5592–8.
- [24] Tseng KF, et al. Local expression of human growth hormone in bone results in impaired mechanical integrity in the skeletal tissue of transgenic mice. *J Orthop Res* 1996;14(4):598–604.
- [25] Jepsen KJ, et al. Type I collagen mutation alters the strength and fatigue behavior of Mov13 cortical tissue. *J Biomech* 1997;30(11–12):1141–7.
- [26] Tseng KF, Goldstein SA. Systemic over-secretion of growth hormone in transgenic mice results in a specific pattern of skeletal modeling and adaptation. *J Bone Miner Res* 1998;13(4):706–15.
- [27] Townsend PR, Rose RM, Radin EL. Buckling studies of single human trabeculae. *J Biomech* 1975;8(3–4):199–201.
- [28] Rho JY, Ashman RB, Turner CH. Young's modulus of trabecular and cortical bone material: ultrasonic and micro-tensile measurements. *J Biomech* 1993;26:111–9.



- [29] Choi K, Goldstein SA. A comparison of the fatigue behavior of human trabecular and cortical bone tissue. *J Biomech* 1992;25(12):1371–81.
- [30] Choi K, et al. The elastic moduli of human subchondral, trabecular, and cortical bone tissue and the size-dependency of cortical bone modulus. *J Biomech* 1990;23(11):1103–13.
- [31] Zysset PK, et al. Mechanical properties of human trabecular bone lamellae quantified by nanoindentation. *Technol Health Care* 1998;6(5–6):429–32.
- [32] Lips P. Epidemiology and predictors of fractures associated with osteoporosis. *Am J Med* 1997;103(2A):3S–8S; discussion 8S–11S.
- [33] Hoffer CE, Moore KE, Kozloff KM. Femoral neck bone lamellae elastic properties are independent of age and gender. *Trans Orthop Res Soc*, 1999.
- [34] Oxlund H, et al. Reduced concentrations of collagen cross-links are associated with reduced strength of bone. *Bone* 1995;17(4 Suppl):365S–71S.
- [35] Ascenzi A, Benvenuti A, Bonucci E. The tensile properties of single osteonic lamellae: technical problems and preliminary results. *J Biomech* 1982;15(1):29–37.
- [36] Reilly DT, Burstein AH. The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. *J Biomech* 1975;8:393–405.
- [37] Fondrk M, et al. Some viscoplastic characteristics of bovine and human cortical bone. *J Biomech* 1988;21(8):623–30.
- [38] Rice JC, Cowin SC, Bowman JA. On the dependence of the elasticity and strength of cancellous bone on apparent density. *J Biomech* 1988;21(2):155–68.
- [39] Rohl L, et al. Tensile and compressive properties of cancellous bone. *J Biomech* 1991;24(12):1143–9.
- [40] Stone JL, Beaupre GS, Hayes WC. Multiaxial strength characteristics of trabecular bone. *J Biomech* 1983;16(9):743–52.
- [41] Ashman RB, Rho JY. Elastic modulus of trabecular bone material. *J Biomech* 1988;21(3):177–81.
- [42] Reilly DT, Burstein AH, Frankel VH. The elastic modulus for bone. *J Biomech* 1974;7:271–5.
- [43] McBroom RJ, et al. Prediction of vertebral body compressive fracture using quantitative computed tomography. *J Bone Jt Surg* 1985;67-A(8):1206–14.
- [44] Keller TS, Liebschner MAK. Tensile and compression testing of bone. In: An YH, Draughn RA, editors. *Mechanical testing of bone and the bone-implant interface*. Boca Rotan, FL: CRC Press; 2000.
- [45] Linde F, Hvid I, Pongsoipetch B. Energy absorptive properties of human trabecular bone specimens during axial compression. *J Orthop Res* 1989;7(3):432–9.
- [46] Ashman RB, Rho JY, Turner CH. Anatomical variation of orthotropic elastic moduli of the proximal human tibia. *J Biomech* 1989;22(8–9):895–900.
- [47] Turner CH, et al. The fabric dependence of the orthotropic elastic constants of cancellous bone. *J Biomech* 1990;23:549.
- [48] Hou FJ, et al. Human vertebral body apparent and hard tissue stiffness. *J Biomech* 1998;31(11):1009–15.
- [49] Van Rietbergen B, et al. A new method to determine trabecular bone elastic properties and loading using micromechanical finite element models. *J Biomech* 1995;28(1):69–81.
- [50] Van Rietbergen B, et al. Relationships between bone morphology and bone elastic properties can be accurately quantified using high-resolution computer reconstructions. *J Orthop Res* 1998;16(1):23–8.
- [51] Ladd AJ, et al. Finite-element modeling of trabecular bone: comparison with mechanical testing and determination of tissue modulus. *J Orthop Res* 1998;16(5):622–8.
- [52] Niebur GL, et al. High-resolution finite element models with tissue strength asymmetry accurately predict failure of trabecular bone. *J Biomech* 2000;33:1575–83.
- [53] Lanyon LE, Smith RN. Bone strain in the tibia during normal quadrupedal locomotion. *Acta Orthop Scand* 1970;41(3):238–48.
- [54] Cochran GV. Implantation of strain gages on bone in vivo. *J Biomech* 1972;5(1):119–23.
- [55] Lanyon LE, et al. Bone deformation recorded in vivo from strain gauges attached to the human tibial shaft. *Acta Orthop Scand* 1975;46(2):256–68.
- [56] Burr DB, et al. In vivo measurement of human tibial strains during vigorous activity. *Bone* 1996;18(5):405–10.
- [57] Rubin CT, Lanyon LE. Limb mechanics as a function of speed and gait: a study of functional strains in the radius and tibia of horse and dog. *J Exp Biol* 1982;101:187–211.
- [58] Nunamaker DM, Butterweck DM, Provost MT. Fatigue fractures in thoroughbred racehorses: relationships with age, peak bone strain, and training. *J Orthop Res* 1990;8(4):604–11.
- [59] Keaveny TM, et al. Differences between the tensile and compressive strengths of bovine tibial trabecular bone depend on modulus. *J Biomech* 1994;27:1137–46.
- [60] Turner CH. Yield behavior of bovine cancellous bone. *J Biomech Eng* 1989;111(3):256–60.
- [61] Carter DR, Hayes WC. Bone compressive strength: the influence of density and strain rate. *Science* 1976;194(4270):1174–6.
- [62] Hunziker EB. Articular cartilage repair: are the intrinsic biological constraints undermining this process insuperable? *Osteoarthritis Cartilage* 1999;7(1):15–28.
- [63] Callewart CC, Kanim LEA, Dawson EG. Evaluation of the canine spinal fusion method. In: *North American Spine Society Annual Meeting*, San Diego, CA, October 1993.
- [64] Urist MR. Bone: formation by autoinduction. *Science* 1965;150(698):893–9.
- [65] Urist MR, et al. The bone induction principle. *Clin Orthop* 1967;53:243–83.
- [66] Oikarinen J, Korhonen LK. The bone inductive capacity of various bone transplanting materials used for treatment of experimental bone defects. *Clin Orthop* 1979;May(140):208–15.
- [67] Passuti N, et al. Macroporous calcium phosphate ceramic performance in human spine fusion. *Clin Orthop* 1989;November(248):169–76.
- [68] Lindholm TS, Nilsson OS, Lindholm TC. Extraskelatal and intraskelatal new bone formation induced by demineralized bone matrix combined with bone marrow cells. *Clin Orthop* 1982;November–December(171):251–55.
- [69] Lindholm TS, Ragni P, Lindholm TC. Response of bone marrow stroma cells to demineralized cortical bone matrix in experimental spinal fusion in rabbits. *Clin Orthop* 1988;May(230):296–302.
- [70] Oikarinen J. Experimental spinal fusion with decalcified bone matrix and deep-frozen allogeneic bone in rabbits. *Clin Orthop* 1982;January–February(162):210–8.
- [71] Ragni P, Lindholm TS, Lindholm TC. Vertebral fusion dynamics in the thoracic and lumbar spine induced by allogeneic demineralized bone matrix combined with autogenous bone marrow. An experimental study in rabbits. *Ital J Orthop Traumatol* 1987;13(2):241–51.
- [72] Ragni PC, Lindholm TS. Bone formation and static changes in the thoracic spine at uni- or bilateral experimental spondylosis with demineralized bone matrix (DBM). *Ital J Orthop Traumatol* 1989;15(2):237–52.
- [73] Burwell RG. The function of bone marrow in the incorporation of a bone graft. *Clin Orthop* 1985;November(200):125–41.
- [74] Hurley LA, et al. The role of soft tissues in osteogenesis: an experimental study of canine spine fusions. *J Bone J Surg [Am]* 1959;41:1243–54.
- [75] Muschler GF, et al. Evaluation of bone-grafting materials in a new canine segmental spinal fusion model. *J Orthop Res* 1993;11(4):514–24.

- [76] Albee FH. An experimental study of bone growth and the spinal bone transplant. *JAMA* 1913;60:1044–9.
- [77] Frenkel SR, et al. Demineralized bone matrix. Enhancement of spinal fusion. *Spine* 1993;18(12):1634–9.
- [78] Lovell TP, et al. Augmentation of spinal fusion with bone morphogenetic protein in dogs. *Clin Orthop* 1989;June(243):266–74.
- [79] Tsuang YH, et al. Experimental allograft in spinal fusion in dogs. *Taiwan Yi Xue Hui Za Zhi* 1989;88(10):989–94.
- [80] Rauch F, et al. Temporal and spatial expression of bone morphogenetic protein-2, -4, and -7 during distraction osteogenesis in rabbits. *Bone* 2000;27(3):453–9.
- [81] Guizzardi S, et al. Implants of heterologous demineralized bone matrix for induction of posterior spinal fusion in rats. *Spine* 1992;17(6):701–7.
- [82] Aspenberg P, Wang E, Thorngren KG. Bone morphogenetic protein induces bone in the squirrel monkey, but bone matrix does not. *Acta Orthop Scand* 1992;63(6):619–22.
- [83] Takagi K, Urist MR. The role of bone marrow in bone morphogenetic protein-induced repair of femoral massive diaphyseal defects. *Clin Orthop* 1982;(171): 224–31.
- [84] Yasko AW, et al. The healing of segmental bone defects, induced by recombinant human bone morphogenetic protein (rhBMP-2). A radiographic, histological, and biomechanical study in rats. *Jt Bone Jt Surg Am* 1992;74(5):659–70.
- [85] Kotani S, et al. Enhancement of bone bonding to bioactive ceramics by demineralized bone powder. *Clin Orthop* 1992; May(278):226–34.
- [86] Oberg S, Rosenquist JB. Bone healing after implantation of hydroxyapatite granules and blocks (Interpore 200) combined with autolyzed antigen-extracted allogeneic bone and fibrin glue. Experimental studies on adult rabbits. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1994;23(2):110–4.
- [87] Li G, et al. Expression of BMP-4 mRNA during distraction osteogenesis in rabbits. *Acta Orthop Scand* 1998;69(4):420–5.
- [88] da Costa Filho LC, Taga R, Taga EM. Rabbit bone marrow response to bovine osteoinductive proteins and anorganic bovine bone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16(6):799–808.
- [89] Teixeira JO, Urist MR. Bone morphogenetic protein induced repair of compartmentalized segmental diaphyseal defects. *Arch Orthop Trauma Surg* 1998;117(1–2):27–34.
- [90] Nishimura T, Simmons DJ, Mainous EG. The origin of bone formed by heterotopic periosteal autografts. *J Oral Maxillofac Surg* 1997;55(11):1265–8.
- [91] Bostrom M, et al. Use of bone morphogenetic protein-2 in the rabbit ulnar nonunion model. *Clin Orthop* 1996;(327):272–82.
- [92] Jelic M, et al. Regeneration of articular cartilage chondral defects by osteogenic protein-1 (bone morphogenetic protein-7) in sheep. *Growth Factors* 2001;19(2):101–13.
- [93] Gao TJ, et al. Enhanced healing of segmental tibial defects in sheep by a composite bone substitute composed of tricalcium phosphate cylinder, bone morphogenetic protein, and type IV collagen. *J Biomed Mater Res* 1996;32(4):505–12.
- [94] Toth JM, et al. Evaluation of 70/30 poly (L-lactide-co-D, L-lactide) for use as a resorbable interbody fusion cage. *J Neurosurg* 2002;97(4 Suppl):423–32.
- [95] Kandziora F, et al. Bone morphogenetic protein-2 application by a poly(D,L-lactide)-coated interbody cage: in vivo results of a new carrier for growth factors. *J Neurosurg* 2002;97(1 Suppl):40–8.
- [96] Sandhu HS, et al. Histologic evaluation of the efficacy of rhBMP-2 compared with autograft bone in sheep spinal anterior interbody fusion. *Spine* 2002;27(6):567–75.
- [97] Paar O, et al. [Value of human recombinant osteogenic proteins as bone replacement materials in lumbar spondylolysis. Results of an animal experiment study]. *Unfallchirurg* 2001; 104(8):700–9.
- [98] Magin MN, Delling G. Improved lumbar vertebral interbody fusion using rhOP-1: a comparison of autogenous bone graft, bovine hydroxylapatite (Bio-Oss), and BMP-7 (rhOP-1) in sheep. *Spine* 2001;26(5):469–78.
- [99] Cunningham BW, et al. Osteogenic protein versus autologous interbody arthrodesis in the sheep thoracic spine. A comparative endoscopic study using the Bagby and Kuslich interbody fusion device. *Spine* 1999;24(6):509–18.
- [100] Toriumi DM, et al. Mandibular reconstruction with a recombinant bone-inducing factor. Functional, histologic, and biomechanical evaluation. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg* 1991;117(10):1101–12.
- [101] Cook SD, et al. Healing course of primate ulna segmental defects treated with osteogenic protein-1. *J Invest Surg* 2002;15(2):69–79.
- [102] Boyne PJ. Application of bone morphogenetic proteins in the treatment of clinical oral and maxillofacial osseous defects. *J Bone J Surg Am* 2001;83-A(Suppl 1(Part 2)):S146–50.
- [103] Schimandle JH, Boden SD. Spine update. The use of animal models to study spinal fusion. *Spine* 1994;19(17):1998–2006.
- [104] Gao J, et al. Repair of osteochondral defect with tissue-engineered two-phase composite material of injectable calcium phosphate and hyaluronan sponge. *Tissue Eng* 2002;8(5):827–37.
- [105] Evans CH, Robbins PD. Genetically augmented tissue engineering of the musculoskeletal system. *Clin Orthop* 1999;(367 Suppl):S410–8.
- [106] Kang R, et al. The Marshall R. Urist Young Investigator Award. Orthopaedic applications of gene therapy. From concept to clinic. *Clin Orthop* 2000;(375): 324–37.
- [107] Sandhu HS, et al. Experimental spinal fusion with recombinant human bone morphogenetic protein-2 without decortication of osseous elements. *Spine* 1997;22(11):1171–80.
- [108] Sandhu HS, et al. Evaluation of rhBMP-2 with an OPLA carrier in a canine posterolateral (transverse process) spinal fusion model. *Spine* 1995;20(24):2669–82.
- [109] Schimandle JH, Boden SD. Spine update. Animal use in spinal research. *Spine* 1994;19(21):2474–7.
- [110] Cowin SC, Van Buskirk WC, Ashman RB. *Handbook of Engineering Skalak, RACS, editor. McGraw-Hill: New York; 1987.*
- [111] Lanyon LE. Analysis of surface bone strain in the calcaneus of sheep during normal locomotion. Strain analysis of the calcaneus. *J Biomech* 1973;6(1):41–9.
- [112] Carter DR, Spengler DM. Mechanical properties and composition of cortical bone. *Clin Orthop* 1978;135(135):192–217.
- [113] Currey JD. Mechanical properties of vertebrate hard tissues. *Proc Inst Mech Eng [H]* 1998;212(6):399–411.
- [114] Ascenzi A, Bonucci E. The compressive properties of single osteons as a problem of molecular biology. *Calcif Tissue Res* 1968; (Suppl: 44-44a).
- [115] Burstein AH, Reilly DT, Martens M. Aging of bone tissue: mechanical properties. *J Bone Jt Surg Am* 1976;58(1):82–6.
- [116] Vincentelli R, Grigorov M. The effect of Haversian remodeling on the tensile properties of human cortical bone. *J Biomech* 1985;18(3):201–7.
- [117] Yamada H. *Strength of biological materials. Baltimore, MD: Williams & Wilkins. 1970.*
- [118] Cezayirlioglu H, et al. Anisotropic yield behavior of bone under combined axial force and torque. *J Biomech* 1985;18(1):61–9.
- [119] Keller TS, Mao Z, Spengler DM. Young's modulus, bending strength, and tissue physical properties of human compact bone [see comments]. *J Orthop Res* 1990;8(4):592–603.
- [120] McElhaney JH, et al. Effect of embalming on the mechanical properties of beef bone. *J Appl Physiol* 1964;19:1234.

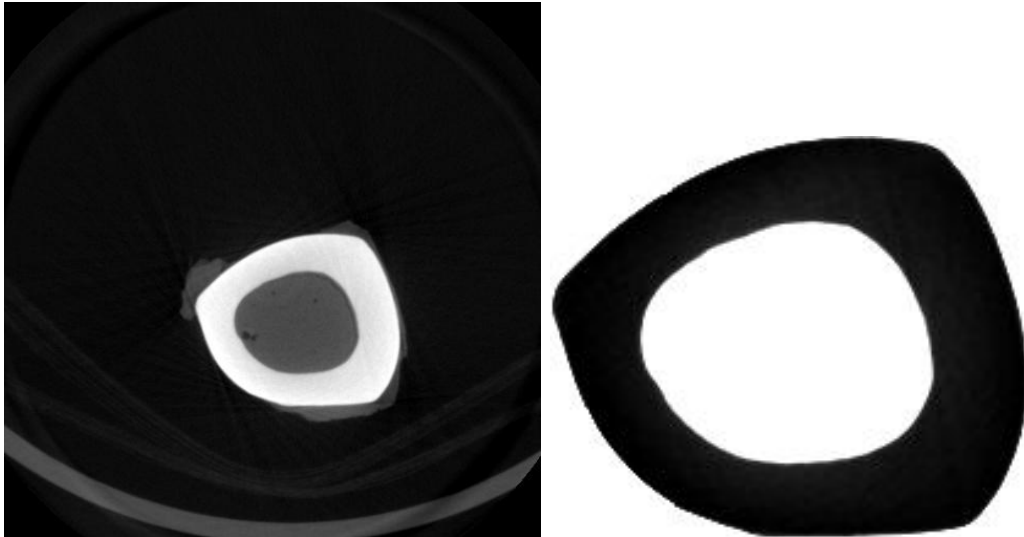
- [121] Burstein AH, et al. The ultimate properties of bone tissue: the effects of yielding. *J Biomech* 1972;5(1):35–44.
- [122] Ascenzi A, Bonucci E. The tensile properties of single osteons. *Anat Rec* 1967;158(4):375–86.
- [123] Simkin A, Robin G. The mechanical testing of bone in bending. *J Biomech* 1973;6(1):31–9.
- [124] Burstein AH, et al. Contribution of collagen and mineral to the elastic-plastic properties of bone. *J Bone Jt Surg Am* 1975;57(7):956–61.
- [125] Martin RB, Boardman DL. The effects of collagen fiber orientation, porosity, density, and mineralization on bovine cortical bone bending properties. *J Biomech* 1993;26(9):1047–54.
- [126] Schryver HF. Bending properties of cortical bone of the horse. *Am J Vet Res* 1978;39(1):25–8.
- [127] Currey JD. The effect of porosity and mineral content on the Young's modulus of elasticity of compact bone. *J Biomech* 1988;21(2):131–9.
- [128] An YH, Kang Q, Friedman RJ. Mechanical symmetry of rabbit bones studied by bending and indentation testing. *Am J Vet Res* 1996;57(12):1786–9.
- [129] Ayers RA, et al. Correlation of flexural structural properties with bone physical properties: a four species survey. *Biomed Sci Instrum* 1996;32:251–60.
- [130] Jorgensen PH, Bak B, Andreassen TT. Mechanical properties and biochemical composition of rat cortical femur and tibia after long-term treatment with biosynthetic human growth hormone. *Bone* 1991;12(5):353–9.
- [131] Barengolts EI, et al. Effects of endurance exercise on bone mass and mechanical properties in intact and ovariectomized rats. *J Bone Miner Res* 1993;8(8):937–42.
- [132] Ejersted C, et al. Human parathyroid hormone (1-34) and (1-84) increase the mechanical strength and thickness of cortical bone in rats. *J Bone Miner Res* 1993;8(9):1097–101.
- [133] Simske SJ, et al. The physical and mechanical effects of suspension-induced osteopenia on mouse long bones. *J Biomech* 1992;25(5):489–99.
- [134] Martens M, et al. The mechanical characteristics of cancellous bone at the upper femoral region. *J Biomech* 1983;16(12):971–83.
- [135] Rohlmann A, et al. Material properties of femoral cancellous bone in axial loading. Part I: time independent properties. *Arch Orthop Trauma Surg* 1980;97(2):95–102.
- [136] Carter DR, Hayes WC. The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure. *J Bone Jt Surg* 1977;59-A:954–62.
- [137] Keaveny TM, et al. Systematic and random errors in compression testing of trabecular bone. *J Orthop Res* 1997;15(1):101–10.
- [138] Kopperdahl DL, Keaveny TM. Yield strain behavior of trabecular bone. *J Biomech* 1998;31(7):601–8.
- [139] Mosekilde L, Mosekilde L. Normal vertebral body size and compressive strength: relations to age and to vertebral and iliac trabecular bone compressive strength. *Bone* 1986;7:207–12.
- [140] Keller TS. Predicting the compressive mechanical behavior of bone. *J Biomech* 1994;27(9):1159–68.
- [141] Kasra M, Grynblas MD. Effect of long-term ovariectomy on bone mechanical properties in young female cynomolgus monkeys. *Bone* 1994;15(5):557–61.
- [142] Poumarat G, Squire P. Comparison of mechanical properties of human, bovine bone and a new processed bone xenograft. *Biomaterials* 1993;14(5):337–40.
- [143] Rho JY, et al. The characterization of broadband ultrasound attenuation and fractal analysis by biomechanical properties. *Bone* 1997;20(5):497–504.
- [144] Swartz DE, et al. Physical and mechanical properties of calf lumbosacral trabecular bone. *J Biomech* 1991;24(11):1059–68.
- [145] Vahey JW, Lewis JL, Vanderby Jr R. Elastic moduli, yield stress, and ultimate stress of cancellous bone in the canine proximal femur. *J Biomech* 1987;20(1):29–33.
- [146] Kang Q, Ank YH, Friedman RJ. The mechanical properties and bone densities of canine cancellous bone. *J Mater Sci Mater Med* 1998; 9.
- [147] Kaneps AJ, Stover SM, Lane NE. Changes in canine cortical and cancellous bone mechanical properties following immobilization and remobilization with exercise. *Bone* 1997;21(5):419–23.
- [148] Acito AJ, et al. Effects of intermittent administration of pamidronate on the mechanical properties of canine cortical and trabecular bone. *J Orthop Res* 1994;12(5):742–6.
- [149] An YH, Kang Q, Friedman RJ. The mechanical properties and bone densities of goat cancellous bones. unpublished data, 1998.
- [150] Geusens P, et al. Effect of salmon calcitonin on femoral bone quality in adult ovariectomized ewes. *Calcif Tissue Int* 1996;59(4):315–20.
- [151] Mitton D, et al. The effects of density and test conditions on measured compression and shear strength of cancellous bone from the lumbar vertebrae of ewes. *Med Eng Phys* 1997;19(5):464–74.
- [152] Ko CC, Douglas WH, Cheng YS. Intrinsic mechanical competence of cortical and trabecular bone measured by nanoindentation and microindentation probes. In: *ASME Bioengineering Conference, BED Vol. 29*, ASME Press, New York, 1995.
- [153] Mosekilde L, Kragstrup J, Richards A. Compressive strength, ash weight, and volume of vertebral trabecular bone in experimental fluorosis in pigs. *Calcif Tissue Int* 1987;40(6):318–22.
- [154] Aamodt A, et al. In vivo measurements show tensile axial strain in the proximal lateral aspect of the human femur. *J Orthop Res* 1997;15(6):927–31.
- [155] Lanyon LE, Bourn S. The influence of mechanical function on the development and remodeling of the tibia. An experimental study in sheep. *J Bone Jt Surg Am* 1979;61(2):263–73.
- [156] Lanyon LE, Baggott DG. Mechanical function as an influence on the structure and form of bone. *J Bone Jt Surg Br* 1976;58-B(4):436–43.
- [157] O'Connor JA, Lanyon LE, MacFie H. The influence of strain rate on adaptive bone remodelling. *J Biomech* 1982;15(10):767–81.
- [158] Lanyon LE, et al. Mechanically adaptive bone remodelling. *J Biomech* 1982;15(3):141–54.
- [159] Turner AS, Mills EJ, Gabel AA. In vivo measurement of bone strain in the horse. *Am J Vet Res* 1975;36(11):1573–9.
- [160] Manley PA, Schatzker J, Sumner-Smith G. Evaluation of tension and compression forces in the canine femur in vivo. *Arch Orthop Trauma Surg* 1982;99(3):213–6.
- [161] Szivek JA, Johnson EM, Magee FP. In vivo strain analysis of the greyhound femoral diaphysis. *J Invest Surg* 1992;5(2):91–108.
- [162] Biewener AA, Taylor CR. Bone strain: a determinant of gait and speed? *J Exp Biol* 1986;123:383–400.
- [163] Demes B, et al. Patterns of strain in the macaque ulna during functional activity. *Am J Phys Anthropol* 1998;106(1):87–100.
- [164] Hylander WL, Johnson KR, Crompton AW. Loading patterns and jaw movements during mastication in *Macaca fascicularis*: a bone-strain, electromyographic, and cineradiographic analysis. *Am J Phys Anthropol* 1987;72(3):287–314.
- [165] Swartz SM, Bertram JE, Biewener AA. Telemetered in vivo strain analysis of locomotor mechanics of brachiating gibbons. *Nature* 1989;342(6247):270–2.
- [166] Weijs WA, de Jongh HJ. Strain in mandibular alveolar bone during mastication in the rabbit. *Arch Oral Biol* 1977;22(12):667–75.

- [167] Keller TS, Spengler DM. Regulation of bone stress and strain in the immature and mature rat femur. *J Biomech* 1989;22(11–12):1115–27.
- [168] Mosley JR, et al. Strain magnitude related changes in whole bone architecture in growing rats. *Bone* 1997;20(3):191–8.
- [169] Goodship AE, Lanyon LE, McFie H. Functional adaptation of bone to increased stress. An experimental study. *J Bone Joint Surg Am* 1979;61(4):539–46.
- [170] Lanyon LE, Rubin CT. Static vs dynamic loads as an influence on bone remodelling. *J Biomech* 1984;17(12):897–905.
- [171] Fritton SP, McLeod KJ, Rubin CT. Quantifying the strain history of bone: spatial uniformity and self-similarity of low-magnitude strains. *J Biomech* 2000;33(3):317–25.
- [172] Biewener AA, Bertram JE. Structural response of growing bone to exercise and disuse. *J Appl Physiol* 1994;76(2):946–55.

# **ANEXO B: SECCIONES MICROCT**

## 1.1. Tibia 1

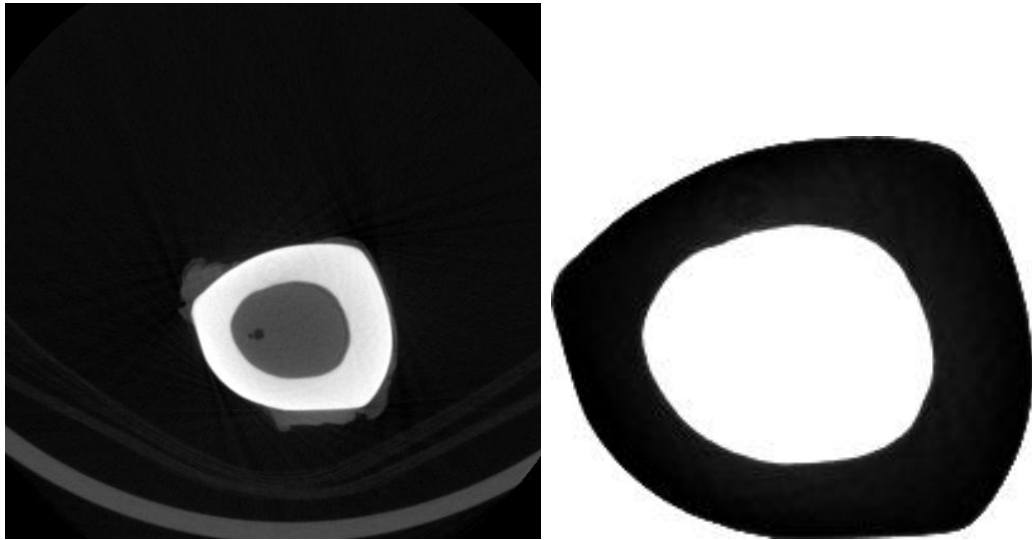
### Momentos de inercia de la sección 001



### SOLID WORKS

```
Las propiedades de sección de la cara seleccionada de 001
Área = 1.58e+004 milímetros^2
Centro de gravedad con relación al origen del sistema de coordenadas de salida: ( milímetros )
  X = 108
  Y = 81.2
  Z = 0
Momentos de inercia, del área, en el centro de gravedad: ( milímetros ^ 4 )
  Lxx = 3.81e+007      Lxy = 1.66e+006      Lxz = 0
  Lyx = 1.66e+006      Lyy = 4.96e+007      Lyz = 0
  Lzx = 0              Lzy = 0              Lzz = 8.77e+007
Momento polar de inercia, del área, en el centro de gravedad = 8.77e+007 milímetros ^ 4
Ángulo entre ejes principales y ejes de pieza = -8.06 °
Momentos principales de inercia, del área, en el centro de gravedad: ( milímetros ^ 4 )
  Ix = 3.79e+007
  Iy = 4.98e+007
Momentos de inercia del área, en el sistema de coordenadas de salida: ( milímetros ^ 4 )
  LXX = 1.42e+008      LXY = 1.37e+008      LXZ = 0
  LYX = 1.37e+008      LYY = 2.35e+008      LYZ = 0
  LZX = 0              LZY = 0              LZZ = 3.78e+008
```

## Momentos de inercia de la sección 050



## SOLID WORKS

Las propiedades de sección de la cara seleccionada de 050

Área = 1.55e+004 milímetros<sup>2</sup>

Centro de gravedad con relación al origen del sistema de coordenadas de salida: ( milímetros )

X = 105  
Y = 78.8  
Z = 0

Momentos de inercia, del área, en el centro de gravedad: ( milímetros <sup>4</sup> )

Lxx = 3.53e+007	Lxy = 9.57e+005	Lxz = 0
Lyx = 9.57e+005	Lyy = 4.7e+007	Lyz = 0
Lzx = 0	Lzy = 0	Lzz = 8.23e+007

Momento polar de inercia, del área, en el centro de gravedad = 8.23e+007 milímetros <sup>4</sup>

Ángulo entre ejes principales y ejes de pieza = -4.63 °

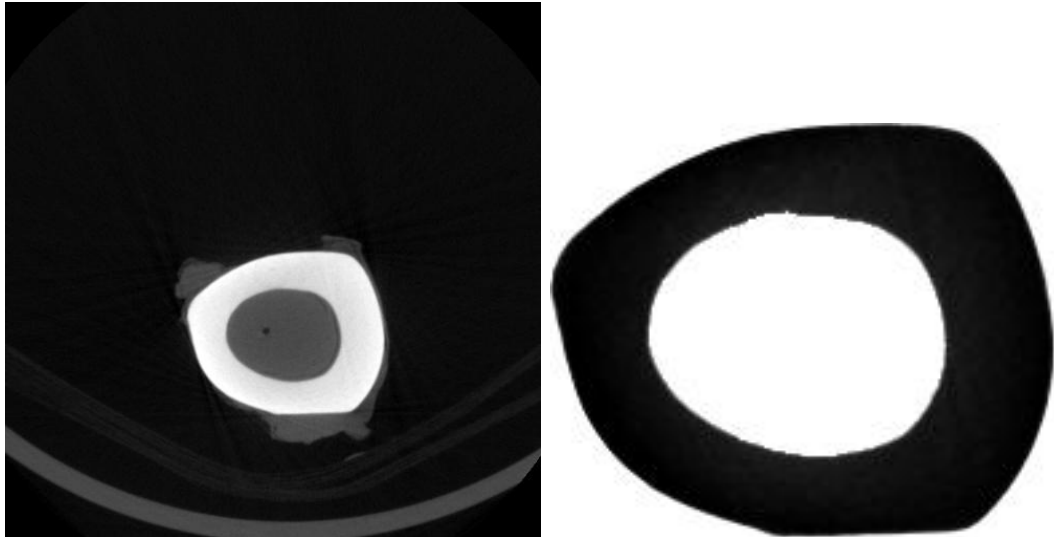
Momentos principales de inercia, del área, en el centro de gravedad: ( milímetros <sup>4</sup> )

Ix = 3.52e+007  
Iy = 4.71e+007

Momentos de inercia del área, en el sistema de coordenadas de salida: ( milímetros <sup>4</sup> )

LXX = 1.32e+008	LXY = 1.28e+008	LXZ = 0
LYX = 1.28e+008	LYY = 2.19e+008	LYZ = 0
LZX = 0	LZY = 0	LZZ = 3.5e+008

## Momentos de inercia de la sección 100



### SOLID WORKS

Las propiedades de sección de la cara seleccionada de 100

Área =  $1.54e+004$  milímetros<sup>2</sup>

Centro de gravedad con relación al origen del sistema de coordenadas de salida: ( milímetros )

X = 102  
Y = 79  
Z = 0

Momentos de inercia, del área, en el centro de gravedad: ( milímetros<sup>4</sup> )

Lxx = $3.32e+007$	Lxy = $7.48e+005$	Lxz = 0
Lyx = $7.48e+005$	Lyy = $4.59e+007$	Lyz = 0
Lzx = 0	Lzy = 0	Lzz = $7.9e+007$

Momento polar de inercia, del área, en el centro de gravedad =  $7.9e+007$  milímetros<sup>4</sup>

Ángulo entre ejes principales y ejes de pieza =  $-3.35^\circ$

Momentos principales de inercia, del área, en el centro de gravedad: ( milímetros<sup>4</sup> )

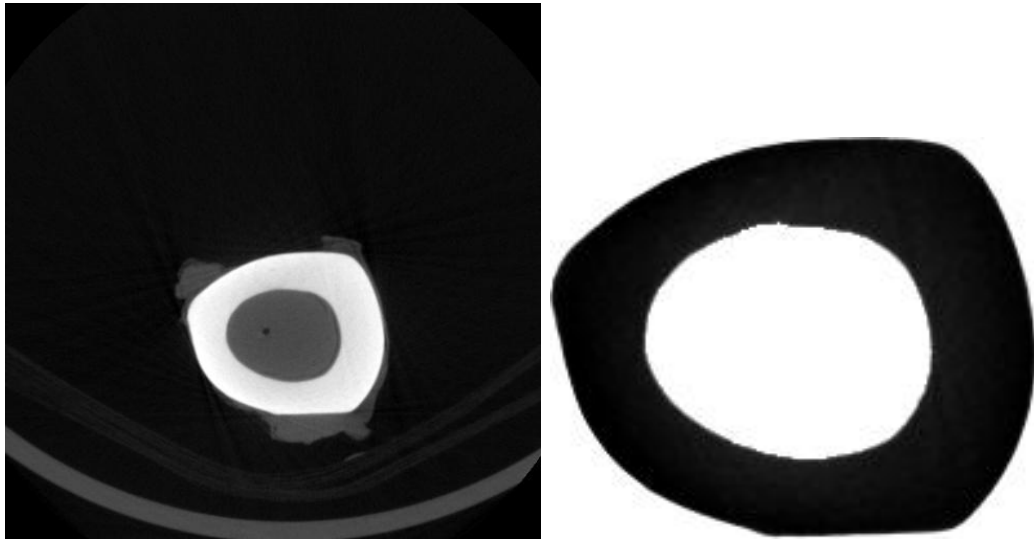
Ix =  $3.31e+007$   
Iy =  $4.59e+007$

Momentos de inercia del área, en el sistema de coordenadas de salida: ( milímetros<sup>4</sup> )

LXX = $1.29e+008$	LXY = $1.24e+008$	LXZ = 0
LYX = $1.24e+008$	LYY = $2.08e+008$	LYZ = 0
LZX = 0	LZY = 0	LZZ = $3.37e+008$



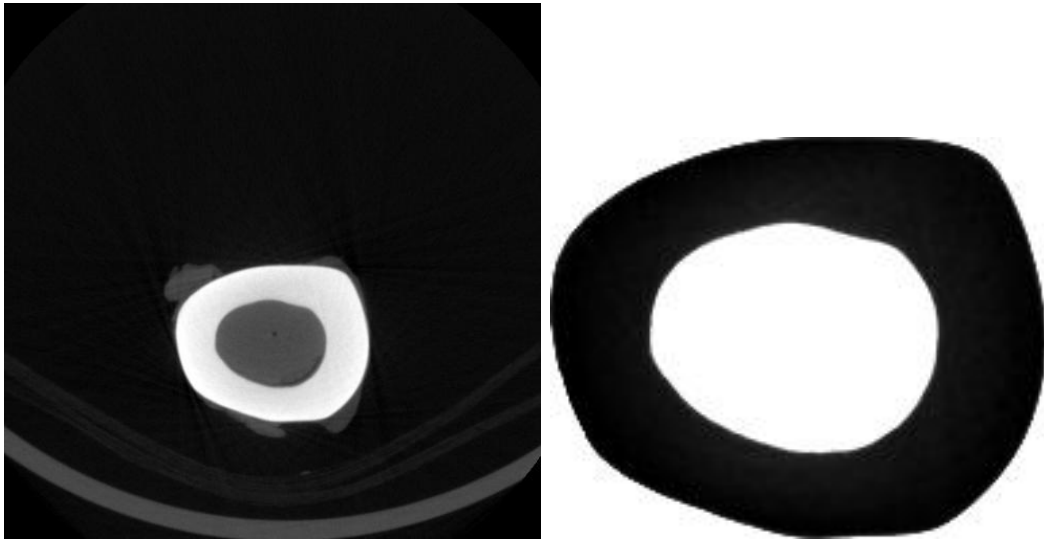
## Momentos de inercia de la sección 150



## SOLID WORKS

Las propiedades de sección de la cara seleccionada de 150		
Área = 1.53e+004 milímetros <sup>2</sup>		
Centro de gravedad con relación al origen del sistema de coordenadas de salida: ( milímetros )		
X = 98,4		
Y = 77,5		
Z = 0		
Momentos de inercia, del área, en el centro de gravedad: ( milímetros <sup>4</sup> )		
Lxx = 3.07e+007	Lxy = 3.44e+005	Lxz = 0
Lyx = 3.44e+005	Lyy = 4.45e+007	Lyz = 0
Lzx = 0	Lzy = 0	Lzz = 7.53e+007
Momento polar de inercia, del área, en el centro de gravedad = 7.53e+007 milímetros <sup>4</sup>		
Ángulo entre ejes principales y ejes de pieza = -1.43 °		
Momentos principales de inercia, del área, en el centro de gravedad: ( milímetros <sup>4</sup> )		
Ix = 3.07e+007		
Iy = 4.45e+007		
Momentos de inercia del área, en el sistema de coordenadas de salida: ( milímetros <sup>4</sup> )		
LXX = 1.22e+008	LXY = 1.16e+008	LXZ = 0
LYX = 1.16e+008	LYY = 1.92e+008	LYZ = 0
LZX = 0	LZY = 0	LZZ = 3.15e+008

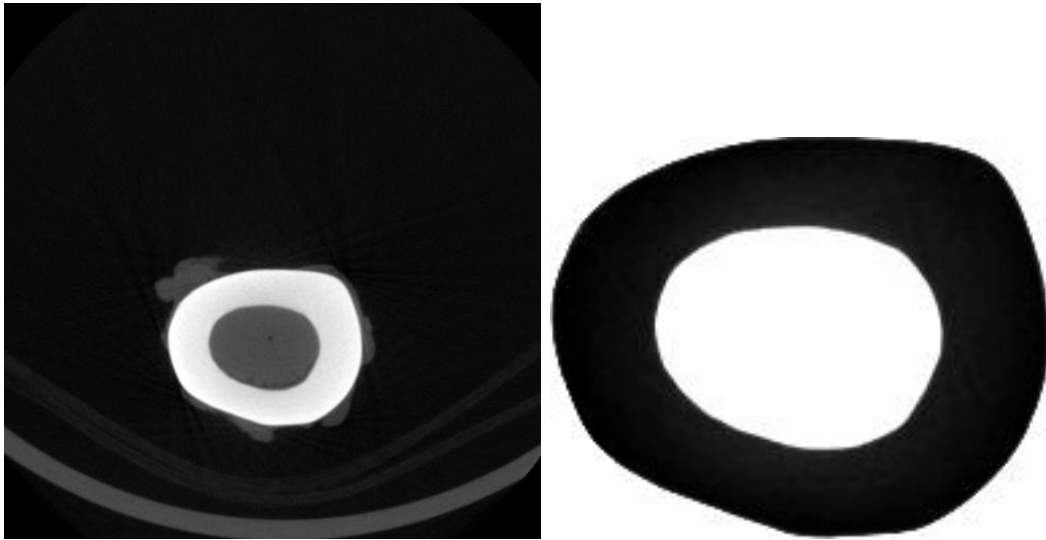
## Momentos de inercia de la sección 200



### SOLID WORKS

Las propiedades de sección de la cara seleccionada de 200		
Área = 1.52e+004 milímetros <sup>2</sup>		
Centro de gravedad con relación al origen del sistema de coordenadas de salida: ( milímetros )		
X = 96.8		
Y = 77.1		
Z = 0		
Momentos de inercia, del área, en el centro de gravedad: ( milímetros <sup>4</sup> )		
Lxx = 2.95e+007	Lxy = 1.64e+005	Lxz = 0
Lyx = 1.64e+005	Lyy = 4.41e+007	Lyz = 0
Lzx = 0	Lzy = 0	Lzz = 7.36e+007
Momento polar de inercia, del área, en el centro de gravedad = 7.36e+007 milímetros <sup>4</sup>		
Ángulo entre ejes principales y ejes de pieza = -0.643 °		
Momentos principales de inercia, del área, en el centro de gravedad: ( milímetros <sup>4</sup> )		
Ix = 2.95e+007		
Iy = 4.41e+007		
Momentos de inercia del área, en el sistema de coordenadas de salida: ( milímetros <sup>4</sup> )		
LXX = 1.2e+008	LXY = 1.14e+008	LXZ = 0
LYX = 1.14e+008	LYY = 1.87e+008	LYZ = 0
LZX = 0	LZY = 0	LZZ = 3.07e+008

## Momentos de inercia de la sección 250



## SOLID WORKS

Las propiedades de sección de la cara seleccionada de 250

Área = 1.52e+004 milímetros<sup>2</sup>

Centro de gravedad con relación al origen del sistema de coordenadas de salida: ( milímetros )

X = 97.1  
Y = 78  
Z = 0

Momentos de inercia, del área, en el centro de gravedad: ( milímetros <sup>4</sup> )

Lxx = 2.87e+007	Lxy = 3.04e+005	Lxz = 0
Lyx = 3.04e+005	Lyy = 4.43e+007	Lyz = 0
Lzx = 0	Lzy = 0	Lzz = 7.3e+007

Momento polar de inercia, del área, en el centro de gravedad = 7.3e+007 milímetros <sup>4</sup>

Ángulo entre ejes principales y ejes de pieza = -1.12 °

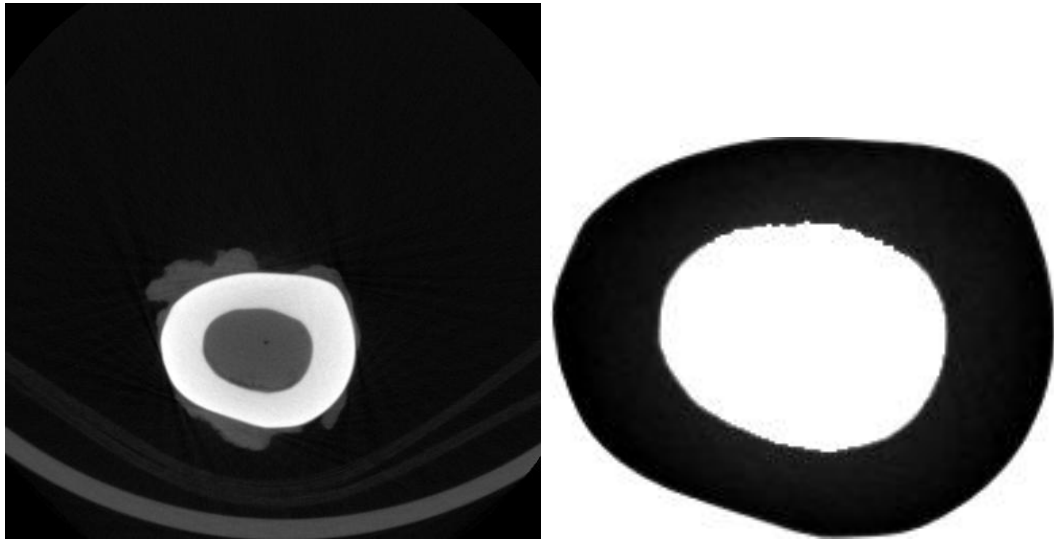
Momentos principales de inercia, del área, en el centro de gravedad: ( milímetros <sup>4</sup> )

Ix = 2.87e+007  
Iy = 4.43e+007

Momentos de inercia del área, en el sistema de coordenadas de salida: ( milímetros <sup>4</sup> )

LXX = 1.21e+008	LXY = 1.15e+008	LXZ = 0
LYX = 1.15e+008	LYY = 1.88e+008	LYZ = 0
LZX = 0	LZY = 0	LZZ = 3.09e+008

## Momentos de inercia de la sección 300



## SOLID WORKS

Las propiedades de sección de la cara seleccionada de 300

Área =  $1.49e+004$  milímetros<sup>2</sup>

Centro de gravedad con relación al origen del sistema de coordenadas de salida: ( milímetros )

X = 97.8

Y = 77.7

Z = 0

Momentos de inercia, del área, en el centro de gravedad: ( milímetros <sup>4</sup> )

Lxx =  $2.76e+007$

Lxy =  $3.88e+005$

Lxz = 0

Lyx =  $3.88e+005$

Lyy =  $4.39e+007$

Lyz = 0

Lzx = 0

Lzy = 0

Lzz =  $7.15e+007$

Momento polar de inercia, del área, en el centro de gravedad =  $7.15e+007$  milímetros <sup>4</sup>

Ángulo entre ejes principales y ejes de pieza =  $-1.37^\circ$

Momentos principales de inercia, del área, en el centro de gravedad: ( milímetros <sup>4</sup> )

Ix =  $2.76e+007$

Iy =  $4.39e+007$

Momentos de inercia del área, en el sistema de coordenadas de salida: ( milímetros <sup>4</sup> )

LXX =  $1.18e+008$

LXY =  $1.13e+008$

LXZ = 0

LYX =  $1.13e+008$

LYY =  $1.87e+008$

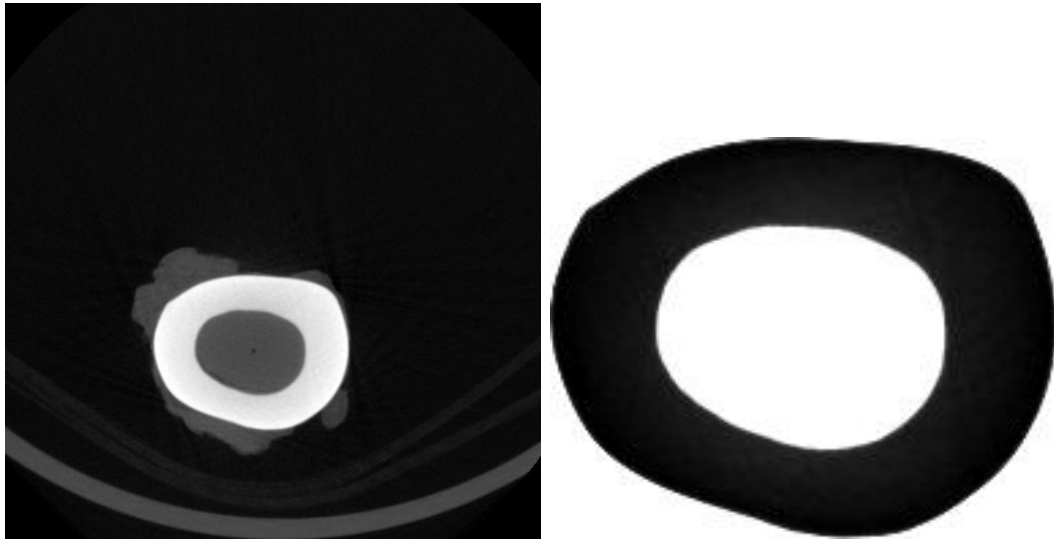
LYZ = 0

LZX = 0

LZY = 0

LZZ =  $3.04e+008$

## Momentos de inercia de la sección 350



### SOLID WORKS

Las propiedades de sección de la cara seleccionada de 350

Área =  $1.5e+004$  milímetros<sup>2</sup>

Centro de gravedad con relación al origen del sistema de coordenadas de salida: ( milímetros )

X = 96.4  
Y = 78.1  
Z = 0

Momentos de inercia, del área, en el centro de gravedad: ( milímetros <sup>4</sup> )

Lxx = $2.72e+007$	Lxy = $3.72e+005$	Lxz = 0
Lyx = $3.72e+005$	Lyy = $4.42e+007$	Lyz = 0
Lzx = 0	Lzy = 0	Lzz = $7.14e+007$

Momento polar de inercia, del área, en el centro de gravedad =  $7.14e+007$  milímetros <sup>4</sup>

Ángulo entre ejes principales y ejes de pieza =  $-1.26^\circ$

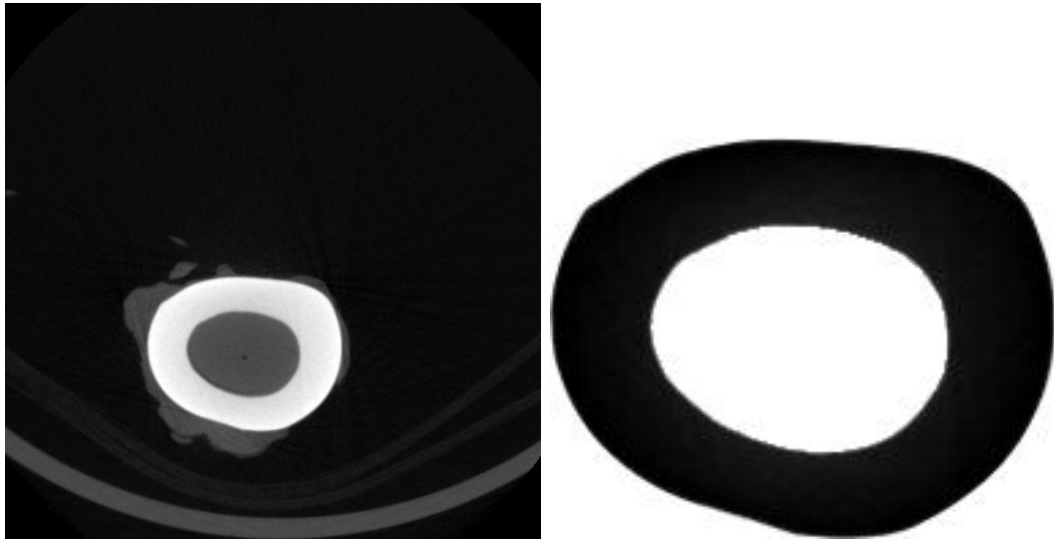
Momentos principales de inercia, del área, en el centro de gravedad: ( milímetros <sup>4</sup> )

Ix =  $2.72e+007$   
Iy =  $4.42e+007$

Momentos de inercia del área, en el sistema de coordenadas de salida: ( milímetros <sup>4</sup> )

LXX = $1.19e+008$	LXY = $1.13e+008$	LXZ = 0
LYX = $1.13e+008$	LYY = $1.84e+008$	LYZ = 0
LZX = 0	LZY = 0	LZZ = $3.03e+008$

## Momentos de inercia de la sección 400



### SOLID WORKS

Las propiedades de sección de la cara seleccionada de 400

Área =  $1.46e+004$  milímetros<sup>2</sup>

Centro de gravedad con relación al origen del sistema de coordenadas de salida: ( milímetros )

X = 96.1

Y = 77.9

Z = 0

Momentos de inercia, del área, en el centro de gravedad: ( milímetros<sup>4</sup> )

Lxx =  $2.67e+007$

Lxy =  $5.72e+005$

Lxz = 0

Lyx =  $5.72e+005$

Lyy =  $4.32e+007$

Lyz = 0

Lzx = 0

Lzy = 0

Lzz =  $6.98e+007$

Momento polar de inercia, del área, en el centro de gravedad =  $6.98e+007$  milímetros<sup>4</sup>

Ángulo entre ejes principales y ejes de pieza =  $-1.99^\circ$

Momentos principales de inercia, del área, en el centro de gravedad: ( milímetros<sup>4</sup> )

Ix =  $2.67e+007$

Iy =  $4.32e+007$

Momentos de inercia del área, en el sistema de coordenadas de salida: ( milímetros<sup>4</sup> )

LXX =  $1.15e+008$

LXY =  $1.09e+008$

LXZ = 0

LYX =  $1.09e+008$

LYY =  $1.78e+008$

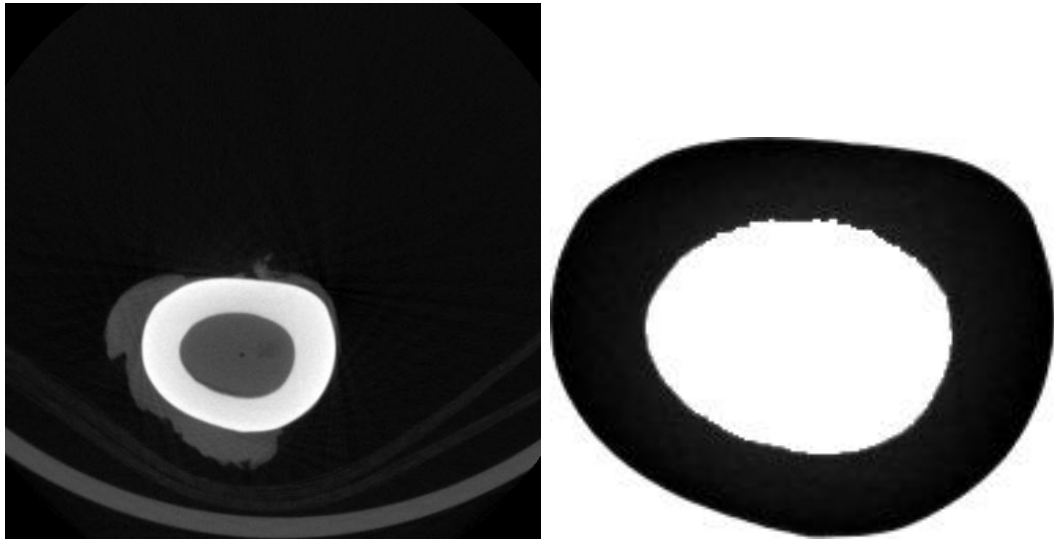
LYZ = 0

LZX = 0

LZY = 0

LZZ =  $2.94e+008$

## Momentos de inercia de la sección 450



## SOLID WORKS

Las propiedades de sección de la cara seleccionada de 450

Área =  $1.41e+004$  milímetros<sup>2</sup>

Centro de gravedad con relación al origen del sistema de coordenadas de salida: ( milímetros )

X = 94.9

Y = 78

Z = 0

Momentos de inercia, del área, en el centro de gravedad: ( milímetros <sup>4</sup> )

Lxx =  $2.59e+007$

Lxy =  $7.86e+005$

Lxz = 0

Lyx =  $7.86e+005$

Lyy =  $4.17e+007$

Lyz = 0

Lzx = 0

Lzy = 0

Lzz =  $6.76e+007$

Momento polar de inercia, del área, en el centro de gravedad =  $6.76e+007$  milímetros <sup>4</sup>

Ángulo entre ejes principales y ejes de pieza =  $-2.84^\circ$

Momentos principales de inercia, del área, en el centro de gravedad: ( milímetros <sup>4</sup> )

Ix =  $2.59e+007$

Iy =  $4.18e+007$

Momentos de inercia del área, en el sistema de coordenadas de salida: ( milímetros <sup>4</sup> )

LXX =  $1.11e+008$

LXY =  $1.03e+008$

LXZ = 0

LYX =  $1.03e+008$

LYY =  $1.68e+008$

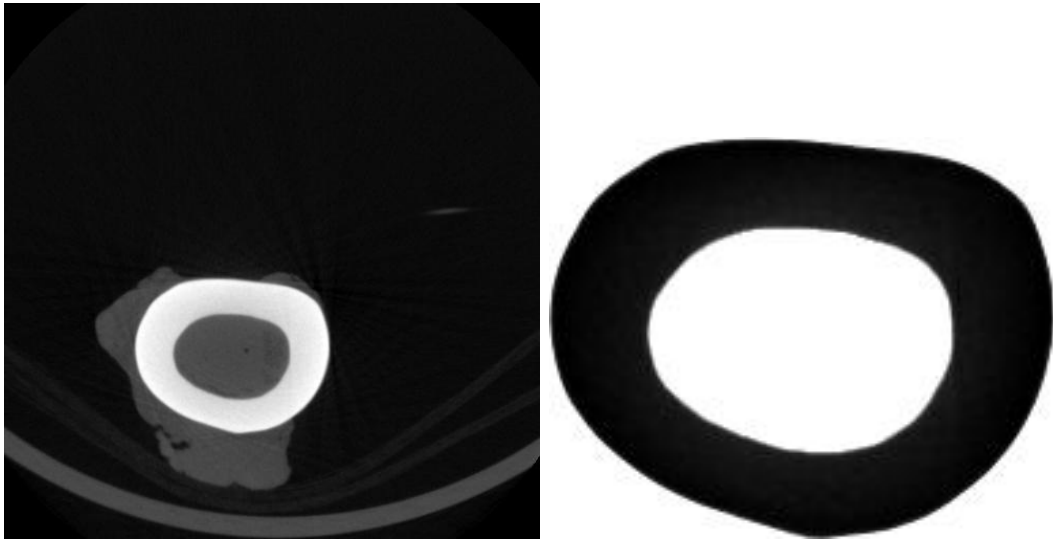
LYZ = 0

LZX = 0

LZY = 0

LZZ =  $2.8e+008$

## Momentos de inercia de la sección 500



### SOLID WORKS

Las propiedades de sección de la cara seleccionada de 500

Área =  $1.42e+004$  milímetros<sup>2</sup>

Centro de gravedad con relación al origen del sistema de coordenadas de salida: ( milímetros )

X = 94.4

Y = 78.7

Z = 0

Momentos de inercia, del área, en el centro de gravedad: ( milímetros <sup>4</sup> )

Lxx =  $2.59e+007$

Lxy =  $9.74e+005$

Lxz = 0

Lyx =  $9.74e+005$

Lyy =  $4.2e+007$

Lyz = 0

Lzx = 0

Lzy = 0

Lzz =  $6.79e+007$

Momento polar de inercia, del área, en el centro de gravedad =  $6.79e+007$  milímetros <sup>4</sup>

Ángulo entre ejes principales y ejes de pieza =  $-3.47^\circ$

Momentos principales de inercia, del área, en el centro de gravedad: ( milímetros <sup>4</sup> )

Ix =  $2.59e+007$

Iy =  $4.2e+007$

Momentos de inercia del área, en el sistema de coordenadas de salida: ( milímetros <sup>4</sup> )

LXX =  $1.14e+008$

LXY =  $1.05e+008$

LXZ = 0

LYX =  $1.05e+008$

LYY =  $1.68e+008$

LYZ = 0

LZX = 0

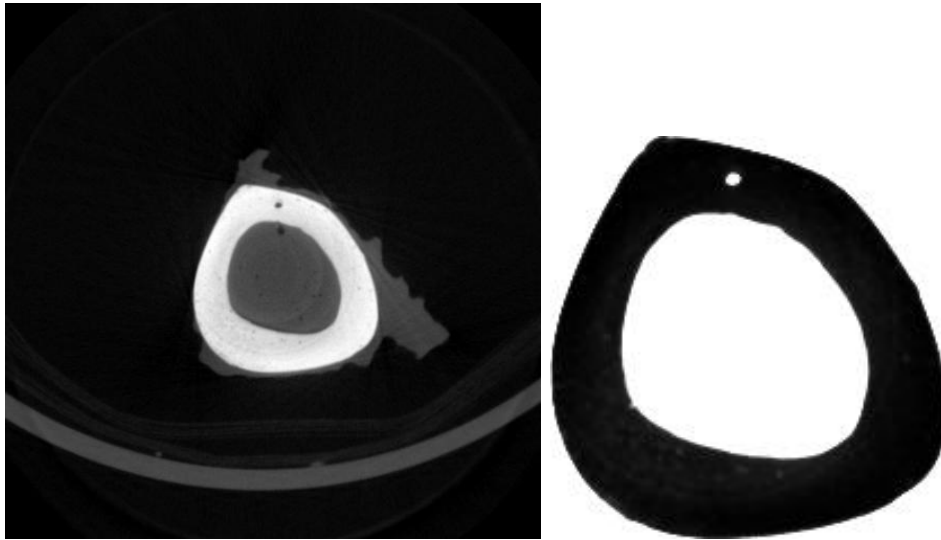
LZY = 0

LZZ =  $2.82e+008$



## 1.2. Tibia 2

### Momentos de inercia de la sección 001



### SOLID WORKS

Las propiedades de sección de la cara seleccionada de 001

Área = 1.48e+004 milímetros<sup>2</sup>

Centro de gravedad con relación al origen del sistema de coordenadas de salida: ( milímetros )

X = 85.7  
Y = 81  
Z = 0

Momentos de inercia, del área, en el centro de gravedad: ( milímetros <sup>4</sup> )

Lxx = 4.14e+007	Lxy = 2.4e+006	Lxz = 0
Lyx = 2.4e+006	Lyy = 3.91e+007	Lyz = 0
Lzx = 0	Lzy = 0	Lzz = 8.05e+007

Momento polar de inercia, del área, en el centro de gravedad = 8.05e+007 milímetros <sup>4</sup>

Ángulo entre ejes principales y ejes de pieza = 122 °

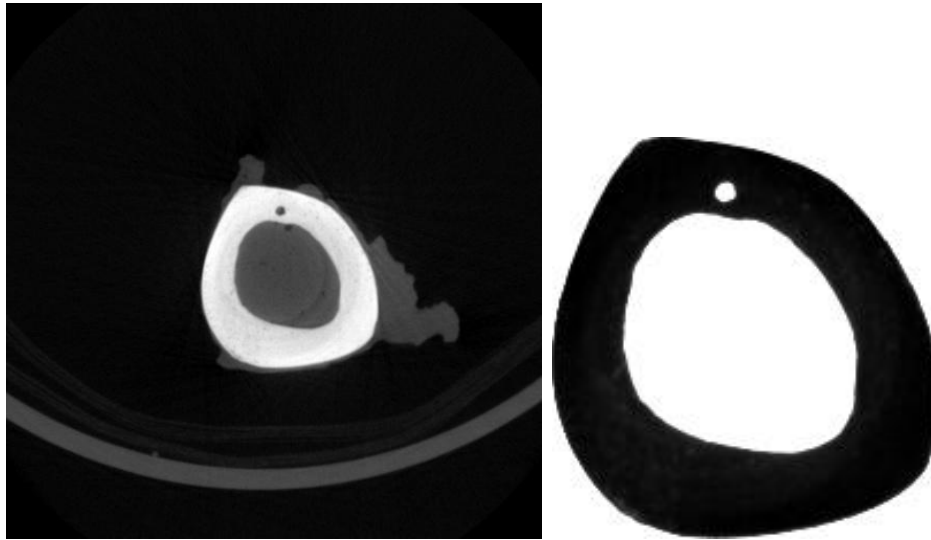
Momentos principales de inercia, del área, en el centro de gravedad: ( milímetros <sup>4</sup> )

Ix = 3.76e+007  
Iy = 4.29e+007

Momentos de inercia del área, en el sistema de coordenadas de salida: ( milímetros <sup>4</sup> )

LXX = 1.39e+008	LXY = 1e+008	LXZ = 0
L YX = 1e+008	L YY = 1.48e+008	L YZ = 0
L ZX = 0	L ZY = 0	L ZZ = 2.86e+008

## Momentos de inercia de la sección 050



### SOLID WORKS

Las propiedades de sección de la cara seleccionada de 050

Área =  $1.47e+004$  milímetros<sup>2</sup>

Centro de gravedad con relación al origen del sistema de coordenadas de salida: ( milímetros )

X = 82.1  
Y = 80.2  
Z = 0

Momentos de inercia, del área, en el centro de gravedad: ( milímetros <sup>4</sup> )

Lxx = $3.82e+007$	Lxy = $2.88e+006$	Lxz = 0
Lyx = $2.88e+006$	Lyy = $3.58e+007$	Lyz = 0
Lzx = 0	Lzy = 0	Lzz = $7.4e+007$

Momento polar de inercia, del área, en el centro de gravedad =  $7.4e+007$  milímetros <sup>4</sup>

Ángulo entre ejes principales y ejes de pieza =  $124^\circ$

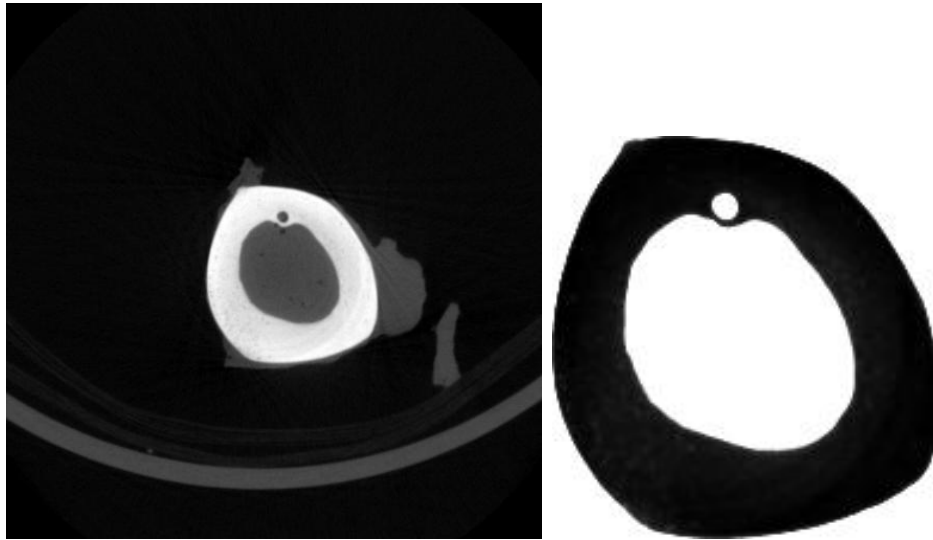
Momentos principales de inercia, del área, en el centro de gravedad: ( milímetros <sup>4</sup> )

Ix =  $3.39e+007$   
Iy =  $4.01e+007$

Momentos de inercia del área, en el sistema de coordenadas de salida: ( milímetros <sup>4</sup> )

LXX = $1.33e+008$	LXY = $9.37e+007$	LXZ = 0
LYX = $9.37e+007$	LYY = $1.35e+008$	LYZ = 0
LZX = 0	LZY = 0	LZZ = $2.67e+008$

## Momentos de inercia de la sección 100



### SOLID WORKS

Las propiedades de sección de la cara seleccionada de 100

Área = 1.45e+004 milímetros<sup>2</sup>

Centro de gravedad con relación al origen del sistema de coordenadas de salida: ( milímetros )

X = 79,9  
Y = 79,6  
Z = 0

Momentos de inercia, del área, en el centro de gravedad: ( milímetros <sup>4</sup> )

Lxx = 3.58e+007	Lxy = 3.2e+006	Lxz = 0
Lyx = 3.2e+006	Lyy = 3.27e+007	Lyz = 0
Lzx = 0	Lzy = 0	Lzz = 6.85e+007

Momento polar de inercia, del área, en el centro de gravedad = 6.85e+007 milímetros <sup>4</sup>

Ángulo entre ejes principales y ejes de pieza = 122 °

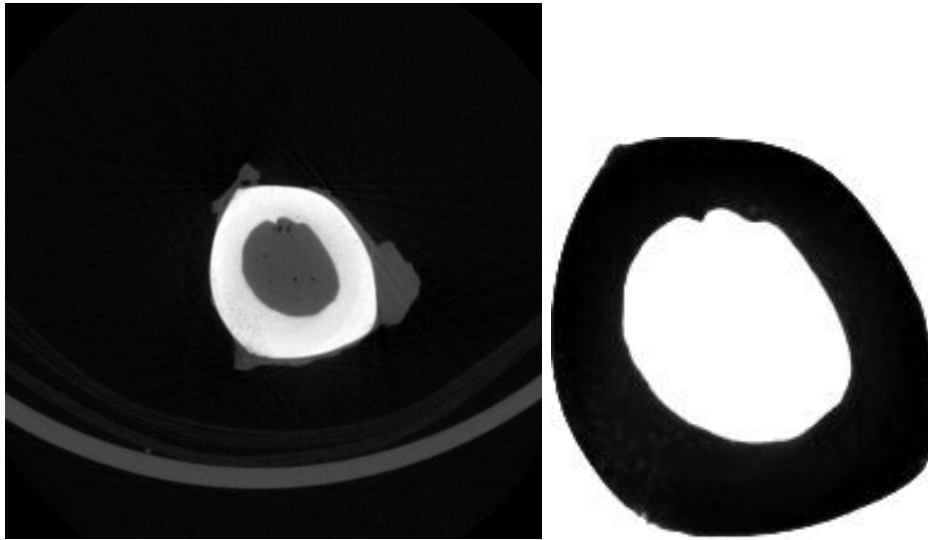
Momentos principales de inercia, del área, en el centro de gravedad: ( milímetros <sup>4</sup> )

Ix = 3.07e+007  
Iy = 3.78e+007

Momentos de inercia del área, en el sistema de coordenadas de salida: ( milímetros <sup>4</sup> )

LXX = 1.27e+008	LXY = 8.88e+007	LXZ = 0
LYX = 8.88e+007	LYY = 1.25e+008	LYZ = 0
LZX = 0	LZY = 0	LZZ = 2.52e+008

## Momentos de inercia de la sección 150



### SOLID WORKS

Las propiedades de sección de la cara seleccionada de 150

Área =  $1.42e+004$  milímetros<sup>2</sup>

Centro de gravedad con relación al origen del sistema de coordenadas de salida: ( milímetros )

X = 77.4  
Y = 78.6  
Z = 0

Momentos de inercia, del área, en el centro de gravedad: ( milímetros <sup>4</sup> )

Lxx = $3.33e+007$	Lxy = $3.41e+006$	Lxz = 0
Lyx = $3.41e+006$	Lyy = $2.98e+007$	Lyz = 0
Lzx = 0	Lzy = 0	Lzz = $6.31e+007$

Momento polar de inercia, del área, en el centro de gravedad =  $6.31e+007$  milímetros <sup>4</sup>

Ángulo entre ejes principales y ejes de pieza = 122 °

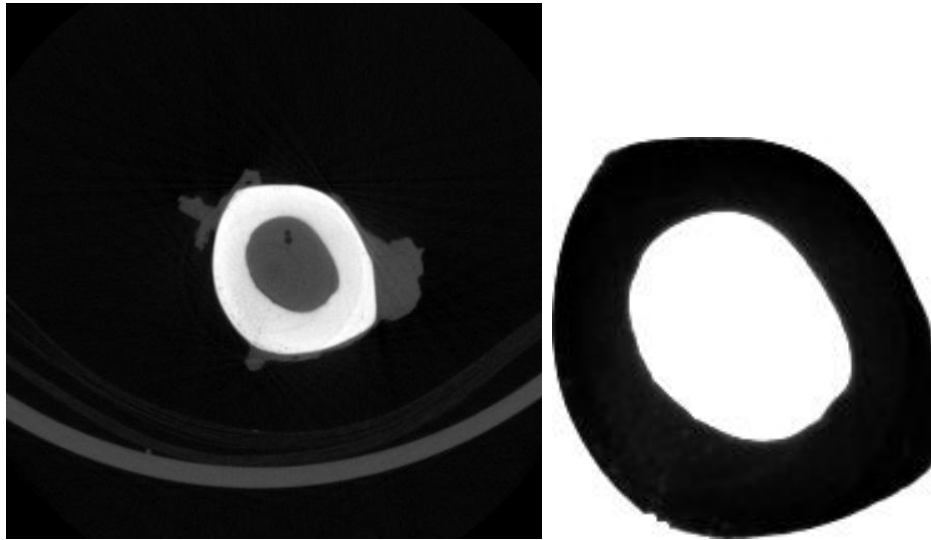
Momentos principales de inercia, del área, en el centro de gravedad: ( milímetros <sup>4</sup> )

Ix =  $2.77e+007$   
Iy =  $3.54e+007$

Momentos de inercia del área, en el sistema de coordenadas de salida: ( milímetros <sup>4</sup> )

LXX = $1.21e+008$	LXY = $8.3e+007$	LXZ = 0
LYX = $8.3e+007$	LYY = $1.15e+008$	LYZ = 0
LZX = 0	LZY = 0	LZZ = $2.36e+008$

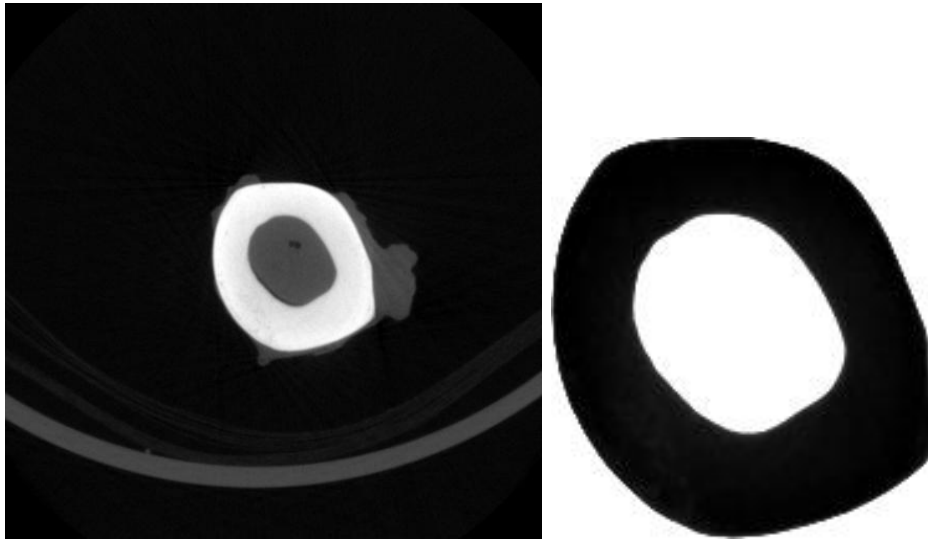
## Momentos de inercia de la sección 200



### SOLID WORKS

Las propiedades de sección de la cara seleccionada de 200		
Área = 1.39e+004 milímetros <sup>2</sup>		
Centro de gravedad con relación al origen del sistema de coordenadas de salida: ( milímetros )		
X = 76.3		
Y = 77.6		
Z = 0		
Momentos de inercia, del área, en el centro de gravedad: ( milímetros <sup>4</sup> )		
Lxx = 3.08e+007	Lxy = 3.98e+006	Lxz = 0
Lyx = 3.98e+006	Lyy = 2.79e+007	Lyz = 0
Lzx = 0	Lzy = 0	Lzz = 5.87e+007
Momento polar de inercia, del área, en el centro de gravedad = 5.87e+007 milímetros <sup>4</sup>		
Ángulo entre ejes principales y ejes de pieza = 125 °		
Momentos principales de inercia, del área, en el centro de gravedad: ( milímetros <sup>4</sup> )		
Ix = 2.51e+007		
Iy = 3.36e+007		
Momentos de inercia del área, en el sistema de coordenadas de salida: ( milímetros <sup>4</sup> )		
LXX = 1.15e+008	LXY = 7.86e+007	LXZ = 0
LYX = 7.86e+007	LYY = 1.09e+008	LYZ = 0
LZX = 0	LZY = 0	LZZ = 2.24e+008

## Momentos de inercia de la sección 250



### SOLID WORKS

Las propiedades de sección de la cara seleccionada de 250

Área =  $1.43e+004$  milímetros<sup>2</sup>

Centro de gravedad con relación al origen del sistema de coordenadas de salida: ( milímetros )

X = 76.6  
Y = 79.5  
Z = 0

Momentos de inercia, del área, en el centro de gravedad: ( milímetros <sup>4</sup> )

Lxx = $3.06e+007$	Lxy = $4.43e+006$	Lxz = 0
Lyx = $4.43e+006$	Lyy = $2.74e+007$	Lyz = 0
Lzx = 0	Lzy = 0	Lzz = $5.8e+007$

Momento polar de inercia, del área, en el centro de gravedad =  $5.8e+007$  milímetros <sup>4</sup>

Ángulo entre ejes principales y ejes de pieza =  $125^\circ$

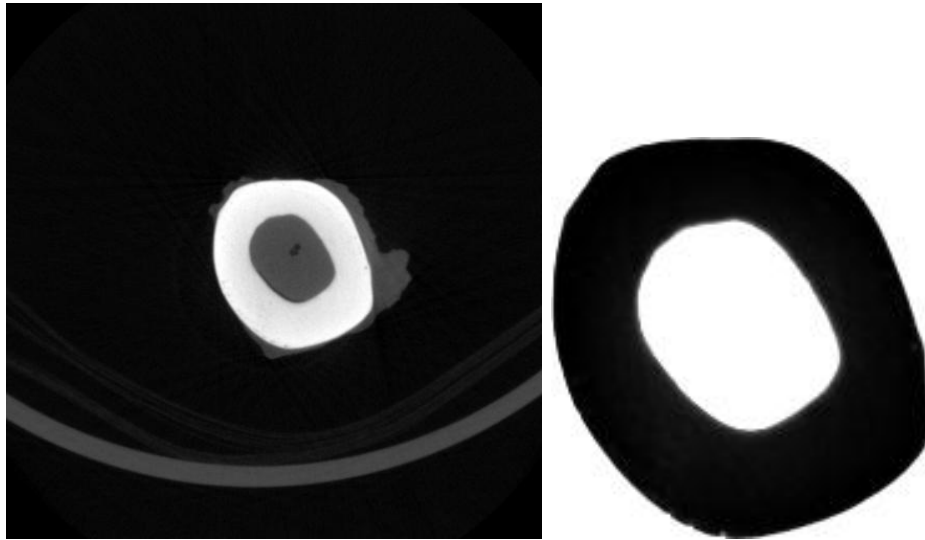
Momentos principales de inercia, del área, en el centro de gravedad: ( milímetros <sup>4</sup> )

Ix =  $2.43e+007$   
Iy =  $3.37e+007$

Momentos de inercia del área, en el sistema de coordenadas de salida: ( milímetros <sup>4</sup> )

LXX = $1.21e+008$	LXY = $8.26e+007$	LXZ = 0
LYX = $8.26e+007$	LYY = $1.11e+008$	LYZ = 0
LZX = 0	LZY = 0	LZZ = $2.32e+008$

## Momentos de inercia de la sección 300



## SOLID WORKS

Las propiedades de sección de la cara seleccionada de 300

Área = 1.42e+004 milímetros<sup>2</sup>

Centro de gravedad con relación al origen del sistema de coordenadas de salida: ( milímetros )

X = 75.7

Y = 80.3

Z = 0

Momentos de inercia, del área, en el centro de gravedad: ( milímetros <sup>4</sup> )

Lxx = 2.97e+007

Lxy = 4.28e+006

Lxz = 0

Lyx = 4.28e+006

Lyy = 2.56e+007

Lyz = 0

Lzx = 0

Lzy = 0

Lzz = 5.53e+007

Momento polar de inercia, del área, en el centro de gravedad = 5.53e+007 milímetros <sup>4</sup>

Ángulo entre ejes principales y ejes de pieza = 122 °

Momentos principales de inercia, del área, en el centro de gravedad: ( milímetros <sup>4</sup> )

Ix = 2.29e+007

Iy = 3.24e+007

Momentos de inercia del área, en el sistema de coordenadas de salida: ( milímetros <sup>4</sup> )

LXX = 1.22e+008

LXY = 8.23e+007

LXZ = 0

LYX = 8.23e+007

LYY = 1.07e+008

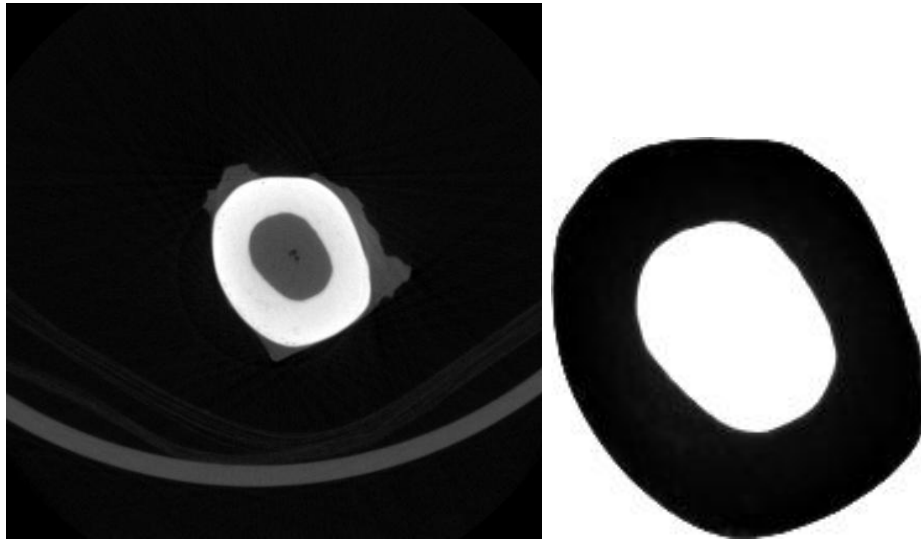
LYZ = 0

LZX = 0

LZY = 0

LZZ = 2.29e+008

## Momentos de inercia de la sección 350



## SOLID WORKS

Las propiedades de sección de la cara seleccionada de 350

Área =  $1.4e+004$  milímetros<sup>2</sup>

Centro de gravedad con relación al origen del sistema de coordenadas de salida: ( milímetros )

X = 75.3

Y = 81.4

Z = 0

Momentos de inercia, del área, en el centro de gravedad: ( milímetros <sup>4</sup> )

Lxx =  $2.95e+007$

Lxy =  $4.35e+006$

Lxz = 0

Lyx =  $4.35e+006$

Lyy =  $2.47e+007$

Lyz = 0

Lzx = 0

Lzy = 0

Lzz =  $5.42e+007$

Momento polar de inercia, del área, en el centro de gravedad =  $5.42e+007$  milímetros <sup>4</sup>

Ángulo entre ejes principales y ejes de pieza = 121 °

Momentos principales de inercia, del área, en el centro de gravedad: ( milímetros <sup>4</sup> )

Ix =  $2.21e+007$

Iy =  $3.21e+007$

Momentos de inercia del área, en el sistema de coordenadas de salida: ( milímetros <sup>4</sup> )

LXX =  $1.22e+008$

LXY =  $8.16e+007$

LXZ = 0

LYX =  $8.16e+007$

LYY =  $1.04e+008$

LYZ = 0

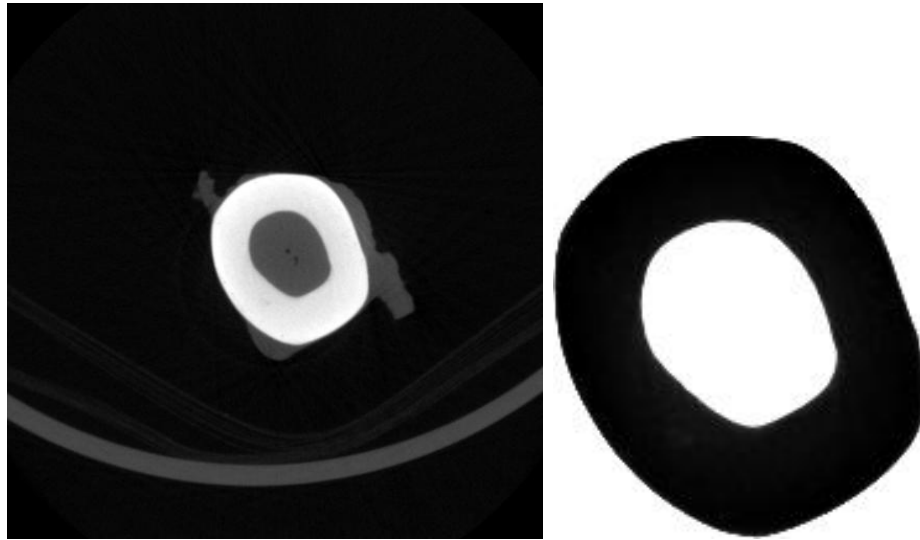
LZX = 0

LZY = 0

LZZ =  $2.27e+008$



## Momentos de inercia de la sección 400



## SOLID WORKS

Las propiedades de sección de la cara seleccionada de 400

Área = 1.38e+004 milímetros<sup>2</sup>

Centro de gravedad con relación al origen del sistema de coordenadas de salida: ( milímetros )

X = 75.4  
Y = 82.5  
Z = 0

Momentos de inercia, del área, en el centro de gravedad: ( milímetros <sup>4</sup> )

Lxx = 2.85e+007	Lxy = 3.72e+006	Lxz = 0
Lyx = 3.72e+006	Lyy = 2.36e+007	Lyz = 0
Lzx = 0	Lzy = 0	Lzz = 5.21e+007

Momento polar de inercia, del área, en el centro de gravedad = 5.21e+007 milímetros <sup>4</sup>

Ángulo entre ejes principales y ejes de pieza = 118 °

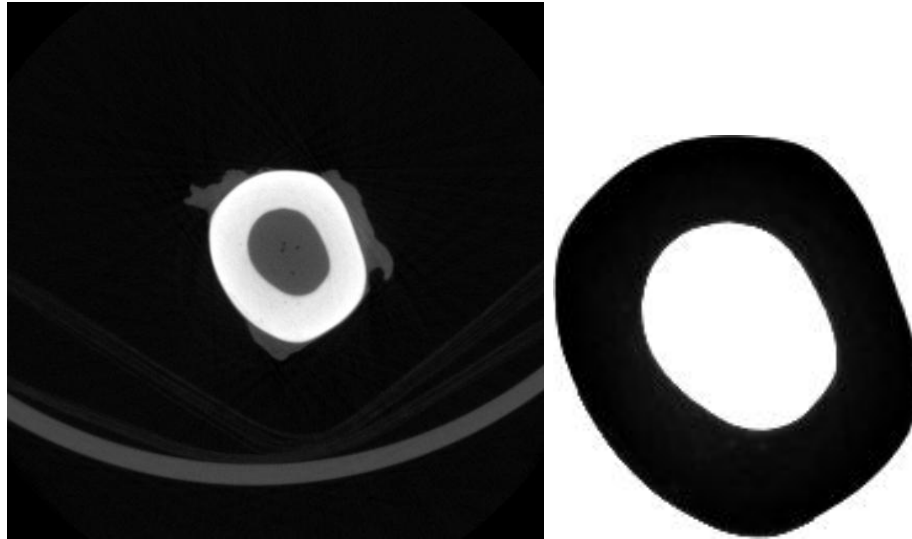
Momentos principales de inercia, del área, en el centro de gravedad: ( milímetros <sup>4</sup> )

Ix = 2.16e+007  
Iy = 3.05e+007

Momentos de inercia del área, en el sistema de coordenadas de salida: ( milímetros <sup>4</sup> )

LXX = 1.22e+008	LXY = 8.2e+007	LXZ = 0
LYX = 8.2e+007	LYY = 1.02e+008	LYZ = 0
LZX = 0	LZY = 0	LZZ = 2.24e+008

## Momentos de inercia de la sección 450



## SOLID WORKS

Las propiedades de sección de la cara seleccionada de 450

Área = 1.34e+004 milímetros<sup>2</sup>

Centro de gravedad con relación al origen del sistema de coordenadas de salida: ( milímetros )

X = 74.8  
Y = 83.2  
Z = 0

Momentos de inercia, del área, en el centro de gravedad: ( milímetros <sup>4</sup> )

Lxx = 2.83e+007	Lxy = 3.14e+006	Lxz = 0
Lyx = 3.14e+006	Lyy = 2.23e+007	Lyz = 0
Lzx = 0	Lzy = 0	Lzz = 5.06e+007

Momento polar de inercia, del área, en el centro de gravedad = 5.06e+007 milímetros <sup>4</sup>

Ángulo entre ejes principales y ejes de pieza = 113 °

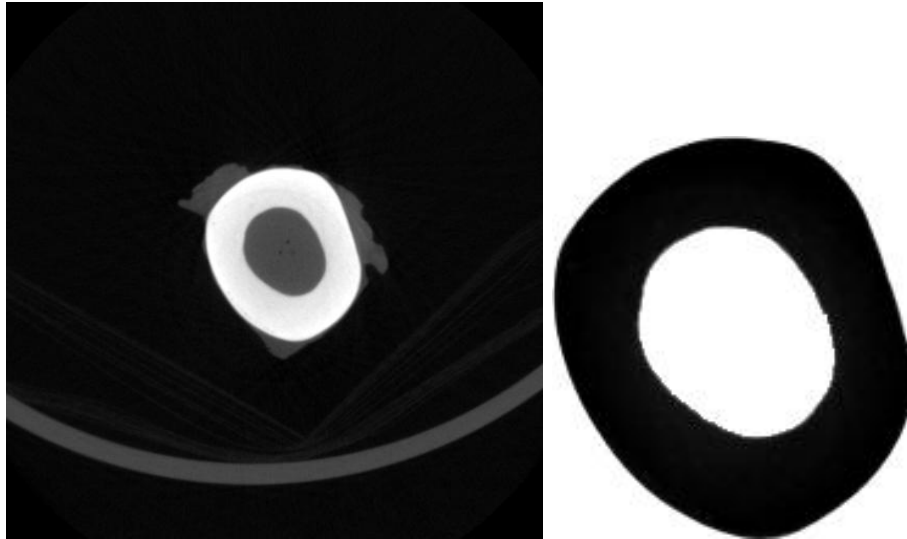
Momentos principales de inercia, del área, en el centro de gravedad: ( milímetros <sup>4</sup> )

Ix = 2.1e+007  
Iy = 2.96e+007

Momentos de inercia del área, en el sistema de coordenadas de salida: ( milímetros <sup>4</sup> )

LXX = 1.21e+008	LXY = 8.02e+007	LXZ = 0
LYX = 8.02e+007	LYY = 9.72e+007	LYZ = 0
LZX = 0	LZY = 0	LZZ = 2.18e+008

## Momentos de inercia de la sección 500



## SOLID WORKS

Las propiedades de sección de la cara seleccionada de 500

Área = 1.32e+004 milímetros<sup>2</sup>

Centro de gravedad con relación al origen del sistema de coordenadas de salida: ( milímetros )

X = 75.6  
Y = 83.5  
Z = 0

Momentos de inercia, del área, en el centro de gravedad: ( milímetros <sup>4</sup> )

Lxx = 2.86e+007	Lxy = 2.64e+006	Lxz = 0
Lyx = 2.64e+006	Lyy = 2.2e+007	Lyz = 0
Lzx = 0	Lzy = 0	Lzz = 5.07e+007

Momento polar de inercia, del área, en el centro de gravedad = 5.07e+007 milímetros <sup>4</sup>

Ángulo entre ejes principales y ejes de pieza = 109 °

Momentos principales de inercia, del área, en el centro de gravedad: ( milímetros <sup>4</sup> )

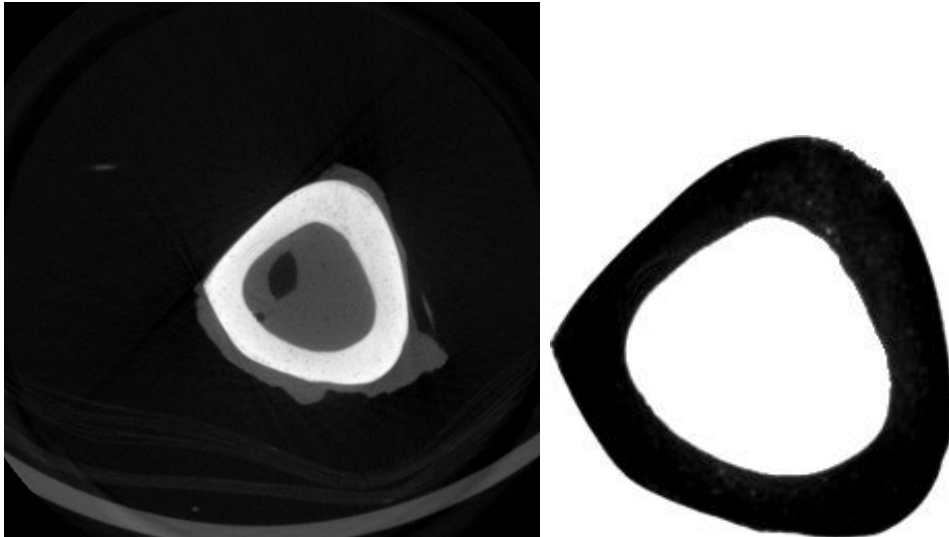
Ix = 2.11e+007  
Iy = 2.96e+007

Momentos de inercia del área, en el sistema de coordenadas de salida: ( milímetros <sup>4</sup> )

LXX = 1.21e+008	LXY = 8.07e+007	LXZ = 0
LYX = 8.07e+007	LYY = 9.74e+007	LYZ = 0
LZX = 0	LZY = 0	LZZ = 2.18e+008

## 1.3. Tibia 3

### Momentos de inercia de la sección 001



### SOLID WORKS

Las propiedades de sección de la cara seleccionada de 001

Área = 1.59e+004 milímetros<sup>2</sup>

Centro de gravedad con relación al origen del sistema de coordenadas de salida: ( milímetros )

X = 110  
Y = 93.9  
Z = 0

Momentos de inercia, del área, en el centro de gravedad: ( milímetros <sup>4</sup> )

Lxx = 5.2e+007	Lxy = 1.78e+005	Lxz = 0
Lyx = 1.78e+005	Lyy = 4.95e+007	Lyz = 0
Lzx = 0	Lzy = 0	Lzz = 1.01e+008

Momento polar de inercia, del área, en el centro de gravedad = 1.01e+008 milímetros <sup>4</sup>

Ángulo entre ejes principales y ejes de pieza = 94.1 °

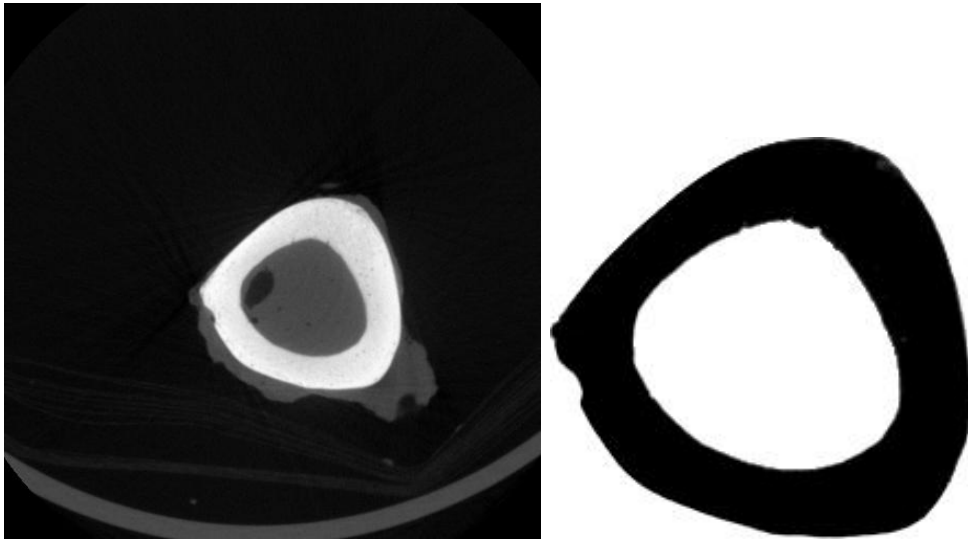
Momentos principales de inercia, del área, en el centro de gravedad: ( milímetros <sup>4</sup> )

Ix = 4.95e+007  
Iy = 5.2e+007

Momentos de inercia del área, en el sistema de coordenadas de salida: ( milímetros <sup>4</sup> )

LXX = 1.92e+008	LXY = 1.64e+008	LXZ = 0
LYX = 1.64e+008	LYY = 2.41e+008	LYZ = 0
LZX = 0	LZY = 0	LZZ = 4.34e+008

## Momentos de inercia de la sección 050



## SOLID WORKS

Las propiedades de sección de la cara seleccionada de 050

Área = 1.59e+004 milímetros<sup>2</sup>

Centro de gravedad con relación al origen del sistema de coordenadas de salida: ( milímetros )

X = 108  
Y = 89.5  
Z = 0

Momentos de inercia, del área, en el centro de gravedad: ( milímetros<sup>4</sup> )

Lxx = 4.68e+007	Lxy = 1.84e+005	Lxz = 0
Lyx = 1.84e+005	LYY = 4.68e+007	Lyz = 0
Lzx = 0	Lzy = 0	Lzz = 9.36e+007

Momento polar de inercia, del área, en el centro de gravedad = 9.36e+007 milímetros<sup>4</sup>

Ángulo entre ejes principales y ejes de pieza = -41.3 °

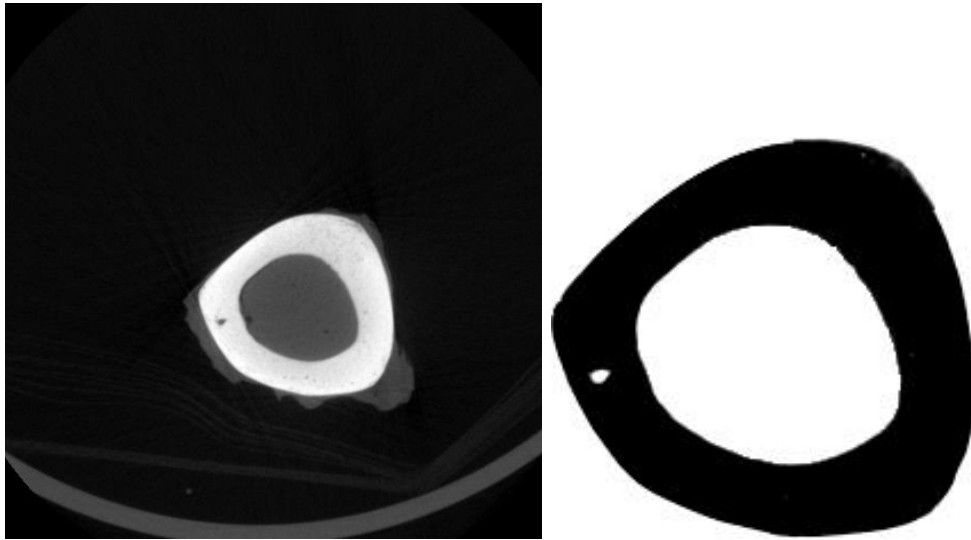
Momentos principales de inercia, del área, en el centro de gravedad: ( milímetros<sup>4</sup> )

Ix = 4.66e+007  
Iy = 4.7e+007

Momentos de inercia del área, en el sistema de coordenadas de salida: ( milímetros<sup>4</sup> )

LXX = 1.74e+008	LXY = 1.54e+008	LXZ = 0
LYX = 1.54e+008	LYY = 2.33e+008	LYZ = 0
LZX = 0	LZY = 0	LZZ = 4.07e+008

## Momentos de inercia de la sección 100



### SOLID WORKS

Las propiedades de sección de la cara seleccionada de 100

Área =  $1.55e+004$  milímetros<sup>2</sup>

Centro de gravedad con relación al origen del sistema de coordenadas de salida: ( milímetros )

X = 103  
Y = 86.6  
Z = 0

Momentos de inercia, del área, en el centro de gravedad: ( milímetros <sup>4</sup> )

Lxx = $4.08e+007$	Lxy = $4.87e+005$	Lxz = 0
Lyx = $4.87e+005$	Lyy = $4.41e+007$	Lyz = 0
Lzx = 0	Lzy = 0	Lzz = $8.48e+007$

Momento polar de inercia, del área, en el centro de gravedad =  $8.48e+007$  milímetros <sup>4</sup>

Ángulo entre ejes principales y ejes de pieza =  $-8.25^\circ$

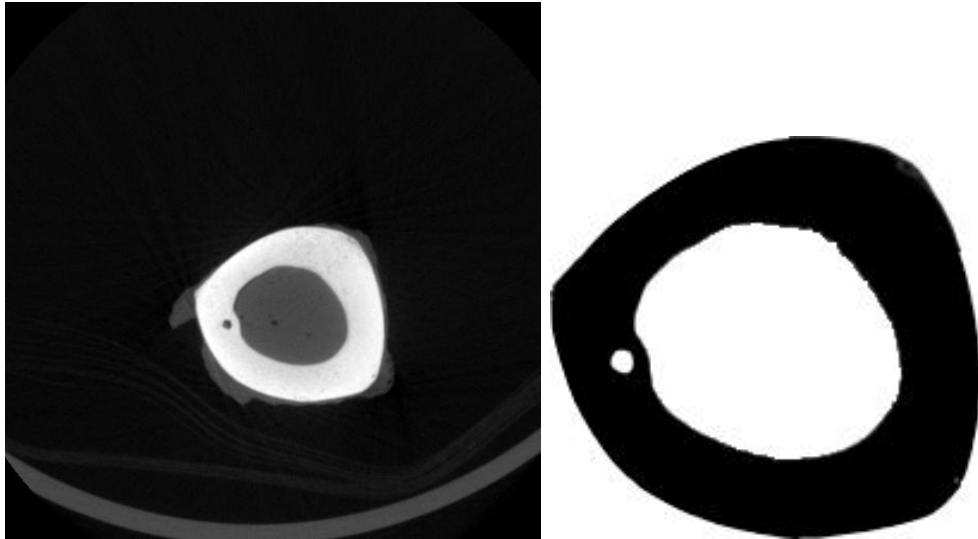
Momentos principales de inercia, del área, en el centro de gravedad: ( milímetros <sup>4</sup> )

Ix =  $4.07e+007$   
Iy =  $4.41e+007$

Momentos de inercia del área, en el sistema de coordenadas de salida: ( milímetros <sup>4</sup> )

LXX = $1.57e+008$	LXY = $1.38e+008$	LXZ = 0
LYX = $1.38e+008$	LYY = $2.08e+008$	LYZ = 0
LZX = 0	LZY = 0	LZZ = $3.65e+008$

### Momentos de inercia de la sección 150



### SOLID WORKS

Las propiedades de sección de la cara seleccionada de 150

Área = 1.54e+004 milímetros<sup>2</sup>

Centro de gravedad con relación al origen del sistema de coordenadas de salida: ( milímetros )

X = 99.5  
Y = 82.1  
Z = 0

Momentos de inercia, del área, en el centro de gravedad: ( milímetros <sup>4</sup> )

Lxx = 3.72e+007	Lxy = 8.85e+005	Lxz = 0
Lyx = 8.85e+005	Lyy = 4.2e+007	Lyz = 0
Lzx = 0	Lzy = 0	Lzz = 7.92e+007

Momento polar de inercia, del área, en el centro de gravedad = 7.92e+007 milímetros <sup>4</sup>

Ángulo entre ejes principales y ejes de pieza = -10.1 °

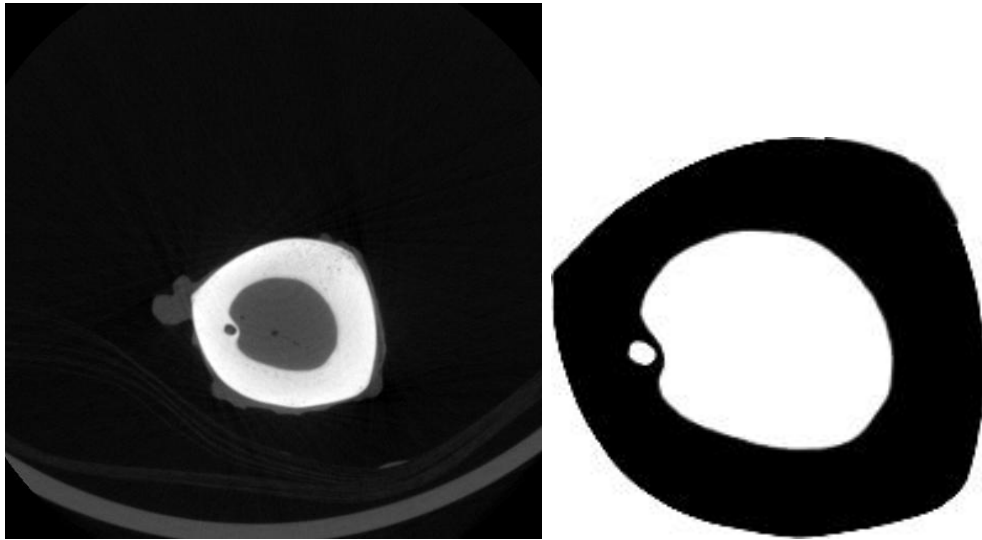
Momentos principales de inercia, del área, en el centro de gravedad: ( milímetros <sup>4</sup> )

Ix = 3.7e+007  
Iy = 4.21e+007

Momentos de inercia del área, en el sistema de coordenadas de salida: ( milímetros <sup>4</sup> )

LXX = 1.41e+008	LXY = 1.25e+008	LXZ = 0
LYX = 1.25e+008	LYY = 1.94e+008	LYZ = 0
LZX = 0	LZY = 0	LZZ = 3.35e+008

## Momentos de inercia de la sección 200

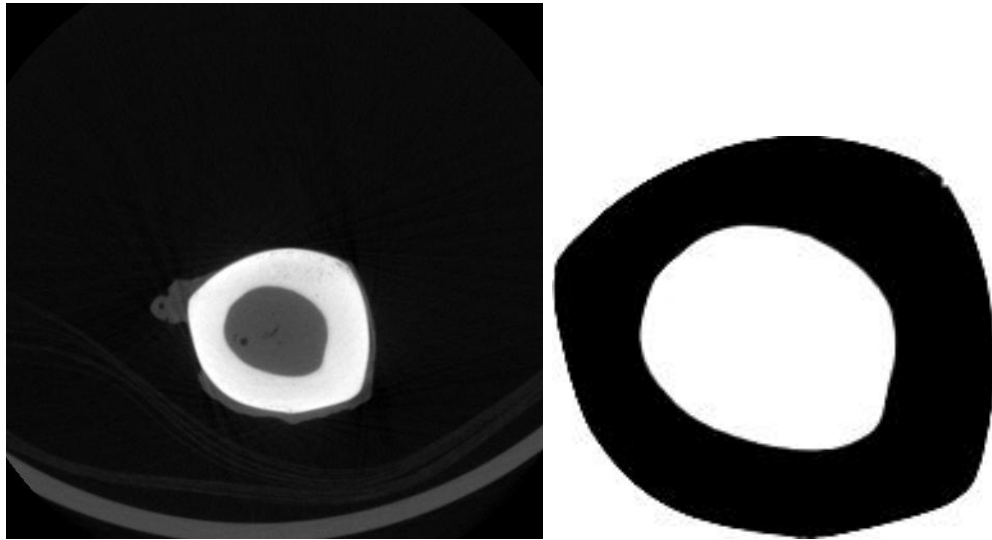


## SOLID WORKS

Las propiedades de sección de la cara seleccionada de 200		
Área = 1.57e+004 milímetros <sup>2</sup>		
Centro de gravedad con relación al origen del sistema de coordenadas de salida: ( milímetros )		
X = 95.6		
Y = 81.3		
Z = 0		
Momentos de inercia, del área, en el centro de gravedad: ( milímetros <sup>4</sup> )		
Lxx = 3.47e+007	Lxy = 1.05e+006	Lxz = 0
Lyx = 1.05e+006	LYY = 4.02e+007	Lyz = 0
Lzx = 0	Lzy = 0	Lzz = 7.49e+007
Momento polar de inercia, del área, en el centro de gravedad = 7.49e+007 milímetros <sup>4</sup>		
Ángulo entre ejes principales y ejes de pieza = -10.5 °		
Momentos principales de inercia, del área, en el centro de gravedad: ( milímetros <sup>4</sup> )		
Ix = 3.45e+007		
Iy = 4.04e+007		
Momentos de inercia del área, en el sistema de coordenadas de salida: ( milímetros <sup>4</sup> )		
LXX = 1.39e+008	LXY = 1.21e+008	LXZ = 0
LYX = 1.21e+008	LYY = 1.84e+008	LYZ = 0
LZX = 0	LZY = 0	LZZ = 3.22e+008



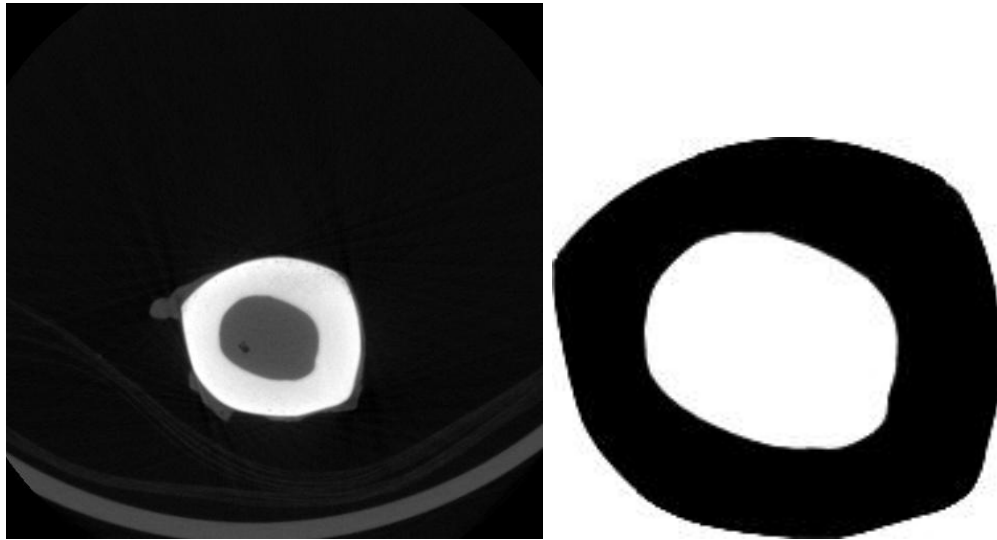
## Momentos de inercia de la sección 250



## SOLID WORKS

Las propiedades de sección de la cara seleccionada de 250		
Área = 1.49e+004 milímetros <sup>2</sup>		
Centro de gravedad con relación al origen del sistema de coordenadas de salida: ( milímetros )		
X = 93.4		
Y = 78.9		
Z = 0		
Momentos de inercia, del área, en el centro de gravedad: ( milímetros <sup>4</sup> )		
Lxx = 3.12e+007	Lxy = 1.34e+006	Lxz = 0
Lyx = 1.34e+006	Lyy = 3.73e+007	Lyz = 0
Lzx = 0	Lzy = 0	Lzz = 6.85e+007
Momento polar de inercia, del área, en el centro de gravedad = 6.85e+007 milímetros <sup>4</sup>		
Ángulo entre ejes principales y ejes de pieza = -11.8 °		
Momentos principales de inercia, del área, en el centro de gravedad: ( milímetros <sup>4</sup> )		
Ix = 3.09e+007		
Iy = 3.76e+007		
Momentos de inercia del área, en el sistema de coordenadas de salida: ( milímetros <sup>4</sup> )		
LXX = 1.24e+008	LXY = 1.09e+008	LXZ = 0
LYX = 1.09e+008	LYY = 1.68e+008	LYZ = 0
LZX = 0	LZY = 0	LZZ = 2.92e+008

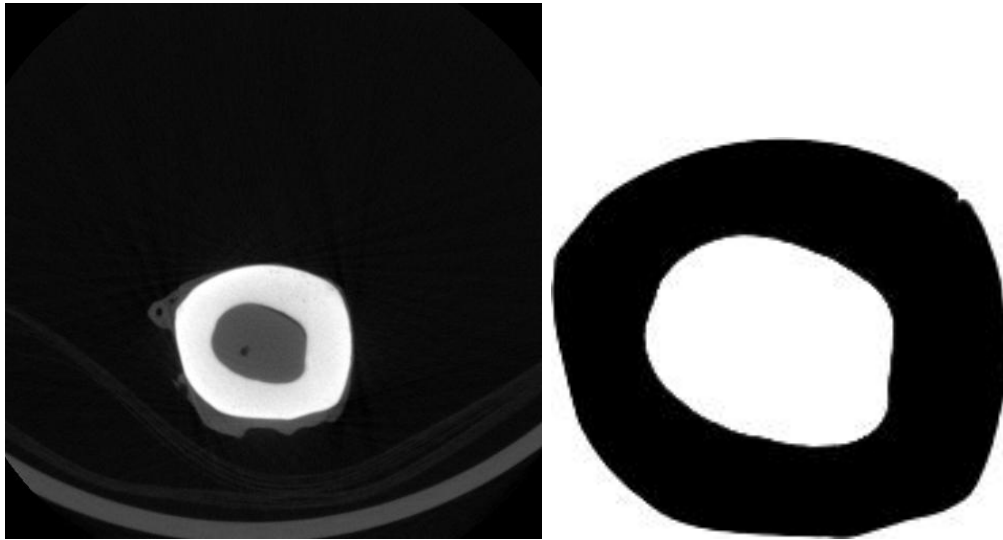
## Momentos de inercia de la sección 300



## SOLID WORKS

Las propiedades de sección de la cara seleccionada de 300		
Área = 1.49e+004 milímetros <sup>2</sup>		
Centro de gravedad con relación al origen del sistema de coordenadas de salida: ( milímetros )		
X = 90.5		
Y = 76.3		
Z = 0		
Momentos de inercia, del área, en el centro de gravedad: ( milímetros <sup>4</sup> )		
Lxx = 2.93e+007	Lxy = 1.22e+006	Lxz = 0
Lyx = 1.22e+006	Lyy = 3.57e+007	Lyz = 0
Lzx = 0	Lzy = 0	Lzz = 6.5e+007
Momento polar de inercia, del área, en el centro de gravedad = 6.5e+007 milímetros <sup>4</sup>		
Ángulo entre ejes principales y ejes de pieza = -10.3 °		
Momentos principales de inercia, del área, en el centro de gravedad: ( milímetros <sup>4</sup> )		
Ix = 2.91e+007		
Iy = 3.59e+007		
Momentos de inercia del área, en el sistema de coordenadas de salida: ( milímetros <sup>4</sup> )		
LXX = 1.16e+008	LXY = 1.01e+008	LXZ = 0
LYX = 1.01e+008	LYY = 1.57e+008	LYZ = 0
LZX = 0	LZY = 0	LZZ = 2.73e+008

## Momentos de inercia de la sección 350



## SOLID WORKS

Las propiedades de sección de la cara seleccionada de 350

Área = 1.48e+004 milímetros<sup>2</sup>

Centro de gravedad con relación al origen del sistema de coordenadas de salida: ( milímetros )

X = 88.1

Y = 74

Z = 0

Momentos de inercia, del área, en el centro de gravedad: ( milímetros <sup>4</sup> )

Lxx = 2.7e+007

Lxy = 1.25e+006

Lxz = 0

Lyx = 1.25e+006

Lyx = 1.25e+006

Lyy = 3.45e+007

Lyz = 0

Lzx = 0

Lzy = 0

Lzz = 6.15e+007

Momento polar de inercia, del área, en el centro de gravedad = 6.15e+007 milímetros <sup>4</sup>

Ángulo entre ejes principales y ejes de pieza = -9.24 °

Momentos principales de inercia, del área, en el centro de gravedad: ( milímetros <sup>4</sup> )

Ix = 2.68e+007

Iy = 3.47e+007

Momentos de inercia del área, en el sistema de coordenadas de salida: ( milímetros <sup>4</sup> )

LXX = 1.08e+008

LXY = 9.52e+007

LXZ = 0

LYX = 9.52e+007

LYY = 1.49e+008

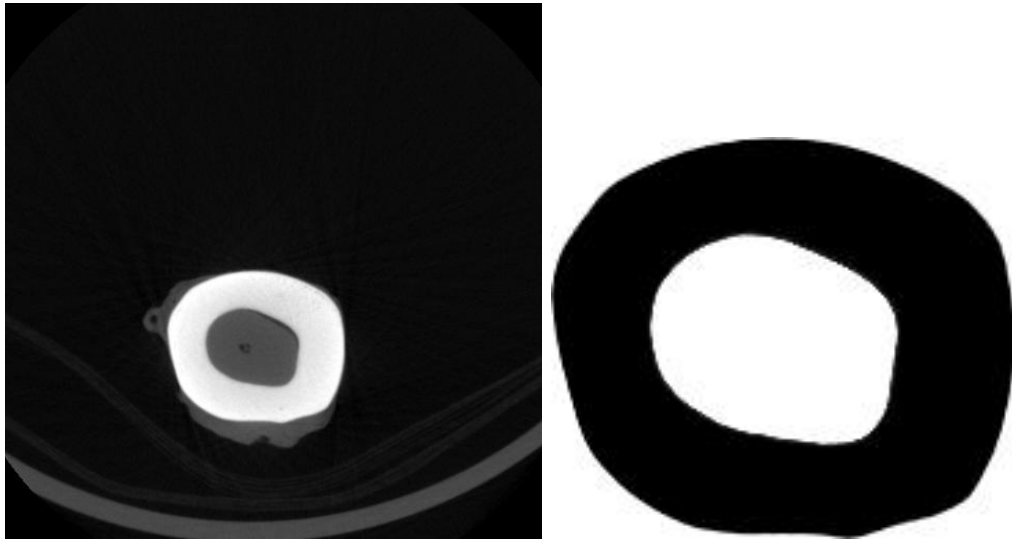
LYZ = 0

LZX = 0

LZY = 0

LZZ = 2.57e+008

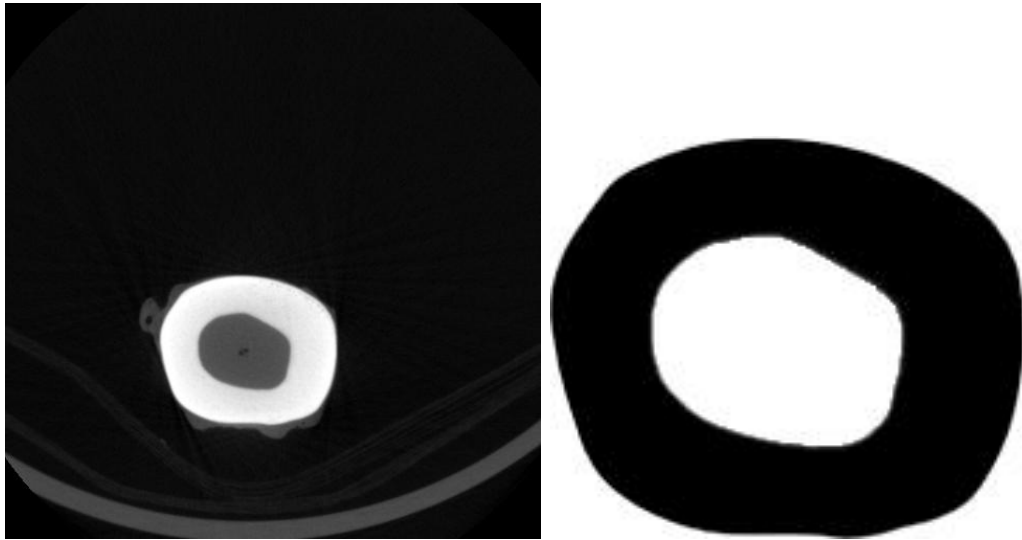
## Momentos de inercia de la sección 400



## SOLID WORKS

Las propiedades de sección de la cara seleccionada de 400		
Área = 1.47e+004 milímetros <sup>2</sup>		
Centro de gravedad con relación al origen del sistema de coordenadas de salida: ( milímetros )		
X = 87.3		
Y = 72.6		
Z = 0		
Momentos de inercia, del área, en el centro de gravedad: ( milímetros <sup>4</sup> )		
Lxx = 2.56e+007	Lxy = 1.39e+006	Lxz = 0
Lyx = 1.39e+006	Lyy = 3.44e+007	Lyz = 0
Lzx = 0	Lzy = 0	Lzz = 6e+007
Momento polar de inercia, del área, en el centro de gravedad = 6e+007 milímetros <sup>4</sup>		
Ángulo entre ejes principales y ejes de pieza = -8.77 °		
Momentos principales de inercia, del área, en el centro de gravedad: ( milímetros <sup>4</sup> )		
Ix = 2.54e+007		
Iy = 3.46e+007		
Momentos de inercia del área, en el sistema de coordenadas de salida: ( milímetros <sup>4</sup> )		
LXX = 1.03e+008	LXY = 9.18e+007	LXZ = 0
LYX = 9.18e+007	LYY = 1.46e+008	LYZ = 0
LZX = 0	LZY = 0	LZZ = 2.5e+008

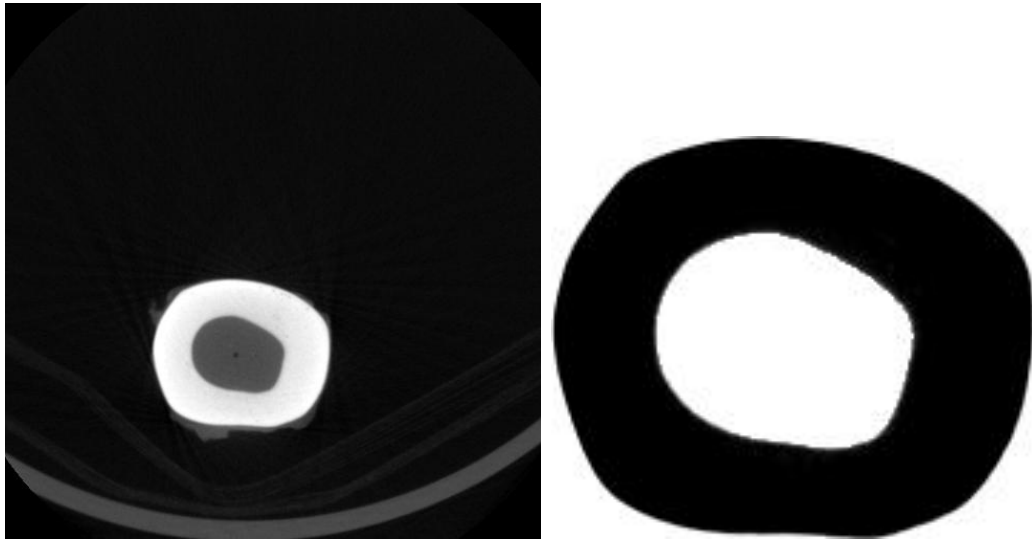
## Momentos de inercia de la sección 450



## SOLID WORKS

Las propiedades de sección de la cara seleccionada de 450		
Área = 1.46e+004 milímetros <sup>2</sup>		
Centro de gravedad con relación al origen del sistema de coordenadas de salida: ( milímetros )		
X = 86.8		
Y = 70.6		
Z = 0		
Momentos de inercia, del área, en el centro de gravedad: ( milímetros <sup>4</sup> )		
Lxx = 2.49e+007	Lxy = 1.08e+006	Lxz = 0
Lyx = 1.08e+006	Lyy = 3.43e+007	Lyz = 0
Lzx = 0	Lzy = 0	Lzz = 5.92e+007
Momento polar de inercia, del área, en el centro de gravedad = 5.92e+007 milímetros <sup>4</sup>		
Ángulo entre ejes principales y ejes de pieza = -6.52 °		
Momentos principales de inercia, del área, en el centro de gravedad: ( milímetros <sup>4</sup> )		
Ix = 2.48e+007		
Iy = 3.44e+007		
Momentos de inercia del área, en el sistema de coordenadas de salida: ( milímetros <sup>4</sup> )		
LXX = 9.76e+007	LXY = 8.84e+007	LXZ = 0
LYX = 8.84e+007	LYY = 1.44e+008	LYZ = 0
LZX = 0	LZY = 0	LZZ = 2.42e+008

## Momentos de inercia de la sección 500



## SOLIDWORKS

Las propiedades de sección de la cara seleccionada de 500

Área = 1.42e+004 milímetros<sup>2</sup>

Centro de gravedad con relación al origen del sistema de coordenadas de salida: ( milímetros )

X = 85.9  
Y = 69.6  
Z = 0

Momentos de inercia, del área, en el centro de gravedad: ( milímetros<sup>4</sup> )

Lxx = 2.36e+007	Lxy = 4.93e+005	Lxz = 0
Lyx = 4.93e+005	Lyy = 3.32e+007	Lyz = 0
Lzx = 0	Lzy = 0	Lzz = 5.68e+007

Momento polar de inercia, del área, en el centro de gravedad = 5.68e+007 milímetros<sup>4</sup>

Ángulo entre ejes principales y ejes de pieza = -2.94 °

Momentos principales de inercia, del área, en el centro de gravedad: ( milímetros<sup>4</sup> )

Ix = 2.36e+007  
Iy = 3.32e+007

Momentos de inercia del área, en el sistema de coordenadas de salida: ( milímetros<sup>4</sup> )

LXX = 9.25e+007	LXY = 8.44e+007	LXZ = 0
LYX = 8.44e+007	LYY = 1.38e+008	LYZ = 0
LZX = 0	LZY = 0	LZZ = 2.3e+008

# **ANEXO C: QUANTUM GX MICROCT**







## Pre-clinical *in vivo* imaging

### Key Features:

- High resolution (4.5  $\mu\text{m}$  voxel size)
- High speed (8 second scans)
- Low dose imaging for longitudinal studies
- Co-registration of molecular optical signals with anatomical microCT data
- Two physical magnifications for a range of resolutions and doses
- Two-phase respiratory and cardiac gating
- Mouse/rat/rabbit imaging capabilities

## High Performance High Speed High Resolution microCT

The Quantum GX is the most advanced microCT imaging system for preclinical research, offering industry leading resolution combined with high

speed imaging capability at an X-ray dose low enough to enable true longitudinal imaging of animals. The Quantum GX is the only multispecies microCT system with the capability to image entire mice, rats and rabbits.

This high resolution, high speed integrated platform enables researchers to gain a better understanding of disease in a broad range of applications in cardiovascular, respiratory, bone, lung and brain imaging research.

Gain more insight into the molecular, functional and anatomical readouts of the experimental model by coregistering of 3D optical data from PerkinElmer's IVIS® and FMT® platforms with the Quantum GX microCT system for a better understanding of disease and its progression.

### High Resolution Imaging at a 4.5 µm Voxel Size

The Quantum GX offers the highest resolution among all the microCT scanners for *in vivo* imaging. The wide field of view (FOV) scanning at 36 mm and 72 mm allows for high resolution imaging of mice, rats and rabbits. The system has three modes: high resolution, high speed and standard modes. As an example, in the high resolution mode, a 4.5 µm voxel size resolution can be attained at a 36 x 36 mm FOV, while a 9 µm voxel size resolution can be attained at 72 x 72 mm FOV.

An advanced bone analysis software package is available as a companion to the Quantum GX that offers superior visualization tools for bone segmentation, BMD measurements and bone morphology assessment (trabecular and cortical parameters) in a user-friendly workflow.

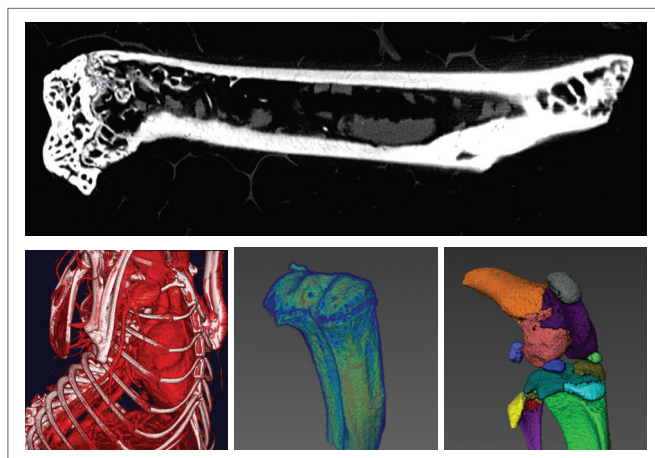


Figure 1. Top: High resolution microCT image of mouse femur (4.5 micron voxel, 8k x 8k pixels) Bottom: Heart and vasculature imaging with contrast agent, Cortical bone and bone segmentation images.

### Superior Workflow for High Resolution Scans

The Quantum GX imaging system features an advanced workflow for creating high resolution images from the original whole image scan. A whole body scan is first taken and then regions of interests (ROIs) are defined to reconstruct a high resolution image. Since there is no need to rescan the animal, the throughput is higher and radiation exposure is significantly reduced. The larger field of view scan offers flexibility to select an ROI for detail at a later stage. Subvolume reconstructions with various resolution settings can be performed at anytime using an FOV defined by the user.

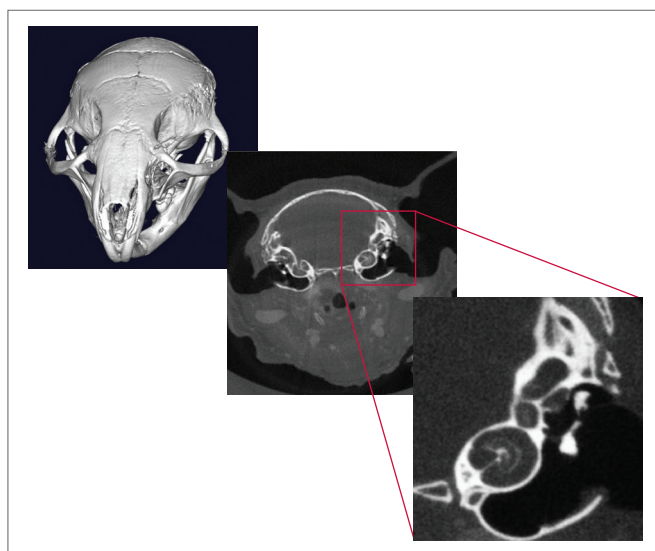


Figure 2. A 4.5 micron post reconstruction (bottom image) from initial image (top) which was taken in high resolution mode (FOV 36, 72 micron pixel size).

### High Speed/Low Dose Imaging

The Quantum GX is the fastest microCT system with industry leading scan times of 8 seconds in the high speed mode. With a reconstruction time of 15 seconds, a 3D image can be acquired and reconstructed with the GX in 23 seconds.

With the Quantum GX, follow and characterize disease progression throughout the entire study using microCT at every imaging point. Using the 8 second scan time that is designed to simultaneously give low dose and good image quality, researchers can be confident that their biological model will remain relevant throughout the span of the experiment. Fast imaging and smooth workflows also enable the throughput required to scan cohorts of animals quickly and draw sound conclusions from experimental data.

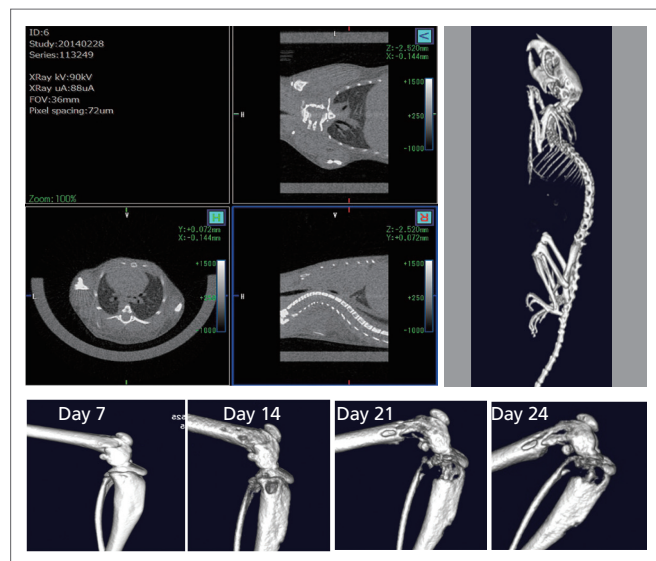


Figure 3. Top: High Speed Imaging: 8 second scan of mouse lung region and whole mouse scan in 24 seconds. Bottom: Low dose: Longitudinal imaging tibial osteolytic lesions caused by human breast cancer cell line MDA-MB-231.

### Optical Co-registration for Multimodality Imaging

PerkinElmer has revolutionized preclinical 3D optical imaging with the IMS and FMT platforms. The Quantum GX makes microCT imaging as easy as optical imaging on the IMS and allows researchers to co-register functional optical signals with anatomical microCT data. Throughput and user workflow have been simplified to seamlessly co-register anatomical and functional data at every step of a longitudinal study.

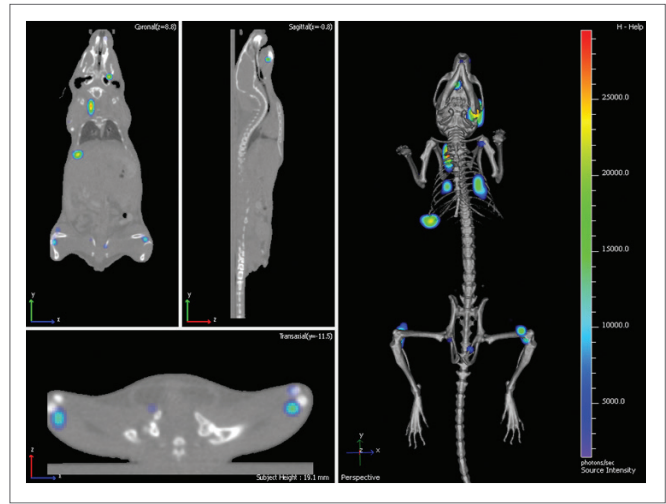


Figure 4. Optical co-registration of luciferase labeled MDA-MB-231 metastases with microCT.

### Two-Phase Cardiac and Respiratory Gating

For accurate microCT reconstruction in cardiac and respiratory gated applications, it is extremely important to minimize the motion from the diaphragm and heart. The Quantum GX's advanced and simple intrinsic retrospective two-phase gating techniques are ideally suited for cardiac and lung function measurements. By simply drawing a region of interest over the diaphragm and/or apex of the heart, the optional software then reprocesses the data, using only the views from the selected slice in the respiratory or cardiac cycle, reducing motion artifacts in the reconstruction.

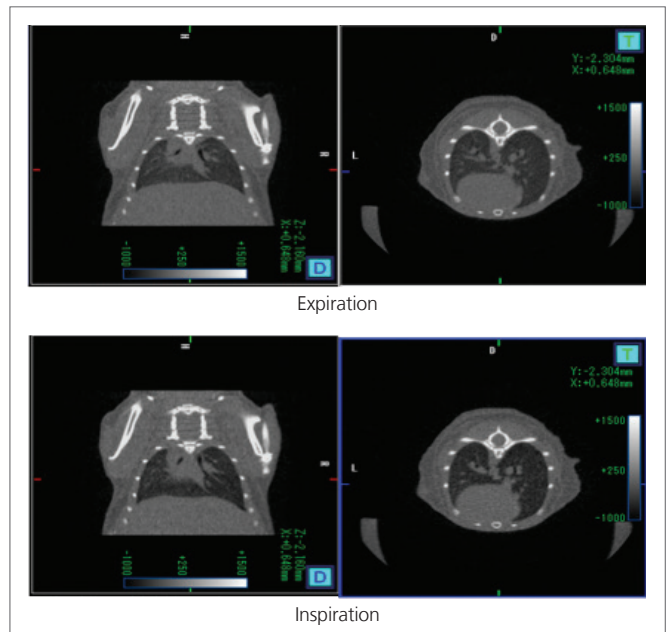


Figure 5. Two-phase gating technique on the Quantum GX offers reconstructions with less motion artifacts.

### Multispecies Imaging

The Quantum GX features is a true multispecies microCT system with a bore size large enough to fit entire mice, rats and even rabbits. The bore size in the Quantum GX is 163 mmφ and with available mouse, rat and rabbit beds, animals up to 5 kg can be easily imaged. An entire mouse can be imaged in one scan. A rat can be imaged in two sets of scans and a guinea pig can be imaged in three sets of scans.

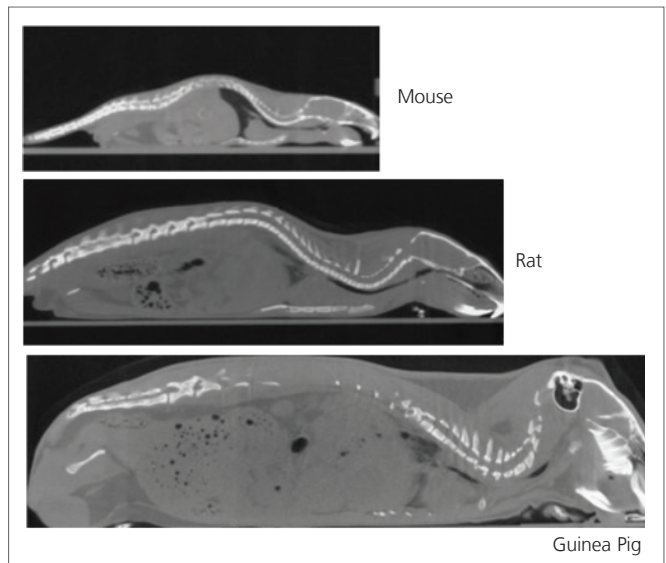
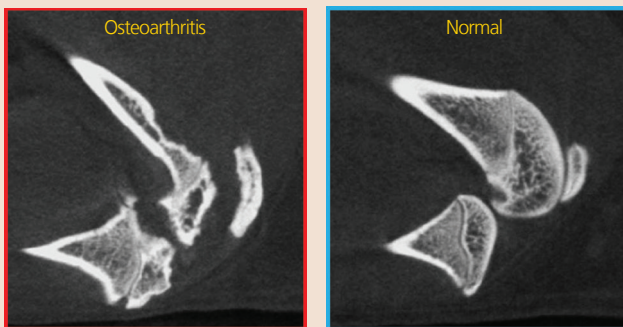
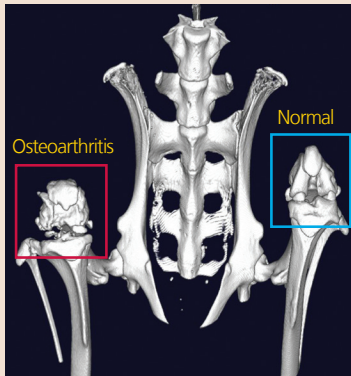


Figure 6. The Quantum GX is an ideal multispecies imaging system. The system can image entire mice, rats, guinea pigs and even rabbits.

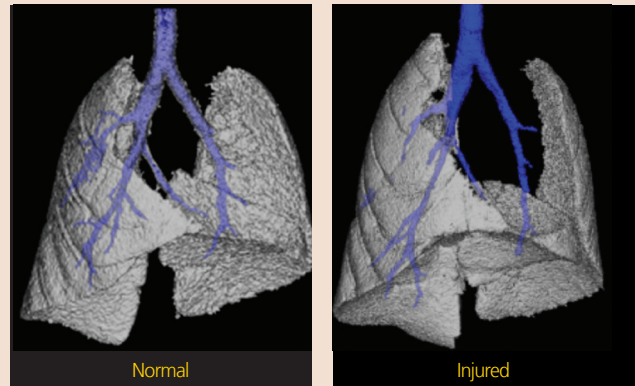
# Quantum GX High Performance microCT for Preclinical Applications

## Osteoarthritis



Rat with MIA-induced osteoarthritis in the knee. The image on the left shows a diseased joint compared to the normal joint on the right

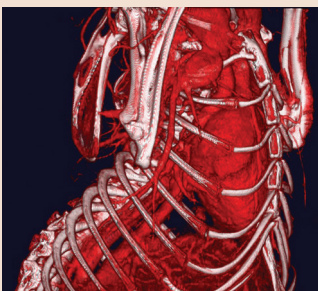
## Lung Injury



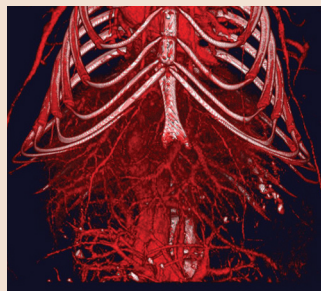
## Additional Applications

- **Bone research**
  - Bone morphology (trabecular and cortical bone) assessment, BMD measurements
- **Cardiovascular disease**
  - Myocardial viability, calcium scoring, ventricular function and metabolism, infarct healing
- **Pulmonary disease**
  - Lung airway structure and whole lung in acute injury models
  - Volume, density and FRC (functional residual capacity) measurements
- **Metabolic disease**
  - Differentiation of visceral and subcutaneous fat

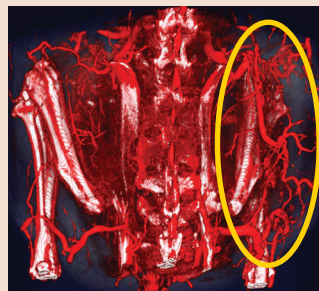
## Contrast Agent Enhanced Imaging



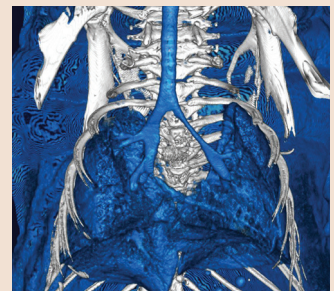
Heart and pulmonary vasculature



Liver vasculature imaging



4T1 tumor vasculature



Lung segmentation

### Optional Accessories



XWS-260 Workbench



Mouse Imaging Shuttle



XGI-8 Anesthesia System



IVIS Syringe Injection System

### Other Accessories

- Advanced microCT analysis software
- Cardiac/respiratory gating software
- 3D multimodality module
- Adapter arms (Spectrum, FMT)
- Rabbit bed

### Quantum GX Technical Specifications

CT image	Field of view	72 mm $\phi$ (max)
	Resolution (pixel size)	4.5 $\mu$ m (min)
	Number of pixels	512 $\times$ 512 $\times$ 512 - 8000 $\times$ 8000
X-ray tube	Maximum tube voltage	90 kV
	Maximum tube current	200 $\mu$ A
	Maximum output	8 W
Detector	Type	Flat panel detector
	Frame Rate	60 fps (max)
CT gantry	Bore Size	163 mm $\phi$ (max)
	Scanable range	240 mm (max)
Scan times		High Speed: 8 sec Standard: 18 sec, 2 min High Resolution: 4 min, 14 min, 57 min
Image reconstruction		Min. 15 sec @ 512 $\times$ 512 pixels $\times$ 512 view
Software		Acquisition and visualization package
Dimensions (H $\times$ W $\times$ D)		1450 $\times$ 980 $\times$ 930 mm
Weight		450 kg

*For research use only. Not for use in diagnostic procedures.*

For more information, please visit [www.perkinelmer.com/invivo](http://www.perkinelmer.com/invivo)

**PerkinElmer, Inc.**  
940 Winter Street  
Waltham, MA 02451 USA  
P: (800) 762-4000 or  
(+1) 203-925-4602  
[www.perkinelmer.com](http://www.perkinelmer.com)



For a complete listing of our global offices, visit [www.perkinelmer.com/ContactUs](http://www.perkinelmer.com/ContactUs)

Copyright ©2015, PerkinElmer, Inc. All rights reserved. PerkinElmer® is a registered trademark of PerkinElmer, Inc. All other trademarks are the property of their respective owners.



Escola Universitària d'Enginyeria  
Tècnica Industrial de Barcelona  
Consorci Escola Industrial de Barcelona

UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE CATALUNYA

**Presupuesto**

A detailed illustration of a classical building facade, likely the main entrance of the UPC, featuring a central archway, multiple windows, and a prominent tower with a triangular roof.

# **CARACTERIZACIÓN BIOMECÁNICA DEL HUESO DE OVEJA**

TFG presentado para optar al título de GRADO en  
INGENIERÍA MECÁNICA  
por **David Reig Gallardo**

Barcelona, 11 de Enero de 2016

Director: David Sánchez Molina  
Departamento de RMEE  
Universitat Politècnica de Catalunya (UPC)

# ÍNDICE DEL PRESUPUESTO

Índice del presupuesto .....	1
1.1. Presupuesto del material utilizado.....	2
1.1.1. Costes del modelo animal .....	2
1.1.2. Costes del software .....	3
1.1.3. Costes del MicroCT y servicios el VHIR.....	3



## 1.1. Presupuesto del material utilizado

En esta sección se engloban todos los componentes necesarios para la realización experimental del proyecto. A continuación se detallan:

**Tabla 1.** Presupuesto del material de ejecución

Presupuesto del material de ejecución	
Concepto	Total [€]
Animales	295,00 €
Software	4.828,82 €
MicroCT	270,00 €*
Servicio VHIR	3.500,00 €
Materiales médicos	3.550,00 €
Instalaciones EUETIB	680 €
<b>TOTAL</b>	<b>13.123,82 €</b>

El presupuesto del material de ejecución asciende a 11.362,00€.

\*La compra del aparato de MicroCT puede ser opcional en el caso de no conseguir el alquiler de sus servicios por horas.

A continuación se muestra el desglose de cada partida.

### 1.1.1. Costes del modelo animal

**Tabla 2.** Costes modelo animal

Animales de muestra	
Concepto	Total [€]
Oveja	100,00 €
Oveja	100,00 €
Cerdo	95,00 €*
<b>TOTAL</b>	<b>295,00 €</b>

1.1.2. Costes del software

**Tabla 3.** Costes software

<b>Software</b>	
<b>Concepto</b>	<b>Total [€]</b>
Licencia Solid Works 2015	2.930,00 €
Suscripción anual de servicio Solid Works	950,00 €
GIMP	-
Photoshop Extended CS6	824,82 €
Microsoft Office 2010	124
<b>TOTAL</b>	<b>4.828,82 €</b>

1.1.3. Costes del MicroCT y Servicios del VHIR

**Tabla 3.** Costes y Servicios del VHIR

<b>VHIR</b>	
<b>Concepto</b>	<b>Total [€]</b>
3 horas MicroCT	270,00 €
Quantum GX MicroCT	500.000 €*
Quirófanos	2.500 €
Material médico	3.550 €
Mantenimiento animal	1.000 €
<b>TOTAL</b>	<b>7.320,00 €</b>

\*Precio de compra del MicroCT opcional.

1.1.4. Costes Instalaciones EUETIB

**Tabla 4.** Costes EUETIB

<b>VHIR</b>	
<b>Concepto</b>	<b>Total [€]</b>
Laboratorios	680,00 €
<b>TOTAL</b>	<b>680,00 €</b>

Asciende el presente presupuesto de proyecto a la cantidad de **13.123,82 €**

Asciende el presente presupuesto de proyecto a la cantidad de **TRECE MIL CIENTO VEINTITRÉS CON OCHENTA Y DOS.**

Barcelona, 11 de enero de 2016.

Firma,

David Reig Gallardo

---