



Revista de Osteoporosis y Metabolismo

Mineral

ISSN: 1889-836X

msosah@hotmail.com

Sociedad Española de Investigación
Ósea y del Metabolismo Mineral
España

Guede, D; González, P; Caeiro, JR

Biomecánica y hueso (I): Conceptos básicos y ensayos mecánicos clásicos

Revista de Osteoporosis y Metabolismo Mineral, vol. 5, núm. 1, enero-marzo, 2013, pp. 43-50

Sociedad Española de Investigación Ósea y del Metabolismo Mineral

Islas Canarias, España

Disponible en: <http://www.redalyc.org/articulo.oa?id=360933657008>

- ▶ Cómo citar el artículo
- ▶ Número completo
- ▶ Más información del artículo
- ▶ Página de la revista en redalyc.org

redalyc.org

Sistema de Información Científica

Red de Revistas Científicas de América Latina, el Caribe, España y Portugal
Proyecto académico sin fines de lucro, desarrollado bajo la iniciativa de acceso abierto

Gude D^{1,2}, González P³, Caeiro JR^{2,4}

1 Trabeculae - Empresa de Base Tecnológica, S.L. - Ourense

2 Red Temática de Investigación en Envejecimiento y Fragilidad (RETICEF) - Instituto de Salud Carlos III - Ministerio de Economía y Competitividad - Madrid

3 Grupo de Nuevos Materiales - Departamento de Física Aplicada - Universidad de Vigo - Pontevedra

4 Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología - Complejo Hospitalario Universitario de Santiago de Compostela - A Coruña

Biomecánica y hueso (I): Conceptos básicos y ensayos mecánicos clásicos

Correspondencia: David Gude - Trabeculae, S.L. Parque Tecnológico de Galicia, Edificio "Tecnópole I" Local 22 - 32900 San Cibrao das Viñas - Ourense (España)

Correo electrónico: dgueude@trabeculae.com

Resumen

Los principios de la mecánica clásica se aplican al estudio de la resistencia de los materiales a la fractura cuando se someten a una carga determinada. El hueso ha sido, desde hace mucho tiempo, objeto de estudio en el campo mecánico para poder comprender y resolver los problemas de fractura asociados al deficiente comportamiento mecánico que puede presentar debido a factores como la edad o determinadas patologías. La gran cantidad de vocabulario específico utilizado en la biomecánica, derivado de la terminología de la ingeniería mecánica, hace que, en ocasiones, resulte muy difícil para los investigadores especializados en el metabolismo óseo y mineral interpretar la información facilitada en la literatura sobre la resistencia del hueso. El objetivo de este trabajo es describir de forma breve y lo más concisa posible los principales conceptos y fundamentos empleados en biomecánica, enfocados a su aplicación al tejido óseo. Además, se repasan los principales ensayos mecánicos realizados sobre hueso entero o muestras de hueso trabecular o cortical.

Palabras clave: *biomecánica, tejido óseo, resistencia ósea, conceptos mecánicos.*

Biomechanics and bone (1): Basic concepts and classical mechanical trials

Summary

The principals of classical mechanics are applied to the study of the resistance of materials to fracture when subject to a certain load. Bone has been, for a long time, the object of study in the field of mechanics in order to understand and resolve problems of fracture associated with deficient mechanical behaviour which may exist due to factors such as age or certain pathologies. The great quantity of specific vocabulary used in biomechanics, derived as it is from the terminology of mechanical engineering, makes it very difficult, on occasion, for researchers specialising in bone and mineral metabolism to interpret information available in the literature on the resistance of bone. The objective of this work is to describe as briefly and concisely as possible the main concepts and fundamental principles used in biomechanics, focused on their application to bone tissue. In addition, the main mechanical trials carried out on whole bones or on samples of trabecular or cortical bone are reviewed.

Key words: *biomechanics, bone tissue, bone strength, mechanical concepts.*

Introducción

La mecánica y la ciencia de materiales estudian los efectos y la relación entre las fuerzas aplicadas sobre una estructura o cuerpo rígido y la deformación producida. El hueso, para su estudio, se puede considerar tanto un tejido como una estructura, ya que desempeña dos funciones básicas: control del metabolismo de Ca, P y Mg (función fisiológica) y soporte del organismo y protección de órganos (función mecánica). La complejidad mecánica del tejido óseo, compuesto de hueso cortical y hueso trabecular, ambos con comportamientos mecánicos distintos, supera la de la mayoría de los materiales utilizados en ingeniería.

La cantidad de hueso se define como la masa mineral o contenido mineral óseo (CMO, en g), expresada normalmente por unidad de área como densidad mineral ósea (DMO, en g/cm²), parámetro de referencia que se utiliza hoy en día para determinar la resistencia ósea. Sin embargo, en los últimos años se ha comprobado que la resistencia ósea no depende solamente de su masa, sino también de sus propiedades geométricas, estructurales y materiales (mineralización y composición de la matriz), englobadas todas ellas en un concepto denominado calidad ósea. Según H.M. Frost, las propiedades geométricas y materiales óseas están interrelacionadas mediante un mecanismo retroalimentado (mecanostato óseo de Frost¹). A su vez, las propiedades estructurales están determinadas por las propiedades materiales y arquitectónicas², por lo que cualquier cambio en las propiedades estructurales debe explicarse con cambios en las propiedades arquitectónicas, materiales, o en ambas³. De ahí que las variables densitométricas (CMO, DMO, *T-score* y *Z-score*) resulten muchas veces insuficientes para determinar las propiedades mecánicas del hueso. Hoy en día se acepta el hecho de que la resistencia de un hueso está determinada por la integración de dos variables: la cantidad y la calidad ósea.

Para mejorar los tratamientos aplicados contra enfermedades osteodegenerativas, como es el caso de la osteoporosis, resulta imprescindible optimizar las técnicas de diagnóstico que se basan principalmente en establecer correlaciones entre las variables biomecánicas y las distintas variables que proporciona el análisis de la cantidad y la calidad ósea⁴⁻⁸. Con este trabajo, pretendemos presentar una revisión de los conceptos básicos de la mecánica de materiales que resultan clave para comprender cualquier determinación o estimación de la resistencia biomecánica del hueso.

Carga y desplazamiento

La fuerza (*force, F*) o carga (*load, P*) es un vector con una magnitud, dirección y punto de aplicación, que cuando actúa sobre un cuerpo cambia la velocidad o la forma del mismo. En el SI (Sistema Internacional de Unidades) se mide en newtons (N). Según el ángulo y la forma de aplicación de la fuerza, ésta puede clasificarse en compresión (*compression*, cuando el cambio en la forma del objeto se manifiesta en forma de acortamiento), tracción o tensión (*tension*, si se manifiesta en forma de alargamiento) y corte o cizalladura (*shear*, si produce cizallamiento del objeto). Aunque estos son los tres tipos de fuerzas puras, en biomecánica suelen aparecer muy a menudo las fuerzas de flexión (*bending*, que producen la curvatura del objeto) (Figura 1). Los esfuerzos de flexión son realmente esfuerzos de tracción-compresión de dirección normal a la fuerza aplicada. La flexión tiene lugar comúnmente en los huesos del esqueleto axial, provocando fuerzas de tracción y alargamiento en la cara convexa del hueso, y fuerzas de compresión y acortamiento en la cara cóncava⁹.

El desplazamiento (*displacement o deformation, δ*) que sufre el cuerpo o estructura sobre el que se ejerce la fuerza es proporcional a la magnitud de la misma dentro del límite elástico, pero esta proporcionalidad no es la misma para todos

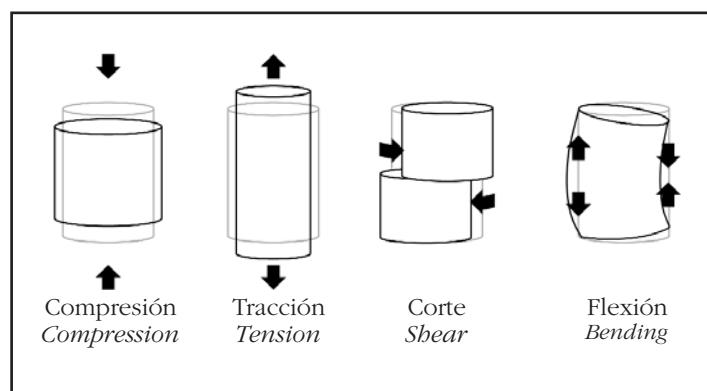
los casos y todas las direcciones. Las características mecánicas de un material se miden en una máquina de ensayos, que somete al objeto a una fuerza de magnitud conocida y mide los cambios en las dimensiones del mismo. Cuando se realiza un ensayo mecánico sobre un objeto se obtiene una curva carga-desplazamiento (*load-displacement*), que define la deformación total del objeto en la dirección de aplicación de la fuerza. La curva carga-desplazamiento se usa para medir la resistencia y la rigidez de una estructura, sin embargo, para comparar entre sí materiales distintos, se necesita una estandarización mediante curvas esfuerzo-deformación (*stress-strain*). La carga y el desplazamiento pueden normalizarse como esfuerzo y deformación respectivamente utilizando las dimensiones del objeto¹⁰ (Figura 2).

Esfuerzo y deformación

El esfuerzo (*stress*, σ) es la resistencia interna de un objeto a una fuerza que actúa sobre él, y se mide en pascales (Pa), siendo 1 Pa una fuerza de 1 N distribuida en una superficie de 1 m². En el caso del hueso, los valores fisiológicos de interés se encuentran en el intervalo de millones de pascales (megapascales, MPa)¹¹. La deformación (*strain*, ϵ) es el otro concepto necesario para describir el comportamiento mecánico de los materiales y representa los cambios en las dimensiones del objeto sometido a la acción de la fuerza. La deformación puede expresarse en unidades de longitud absolutas o en unidades de longitud normalizadas $\epsilon = \Delta L/L$, donde ΔL es la variación de longitud y L la longitud inicial, por lo que en este caso es una magnitud adimensional (mm/mm). La deformación suele expresarse también en porcentaje.

En ocasiones, al someter un cuerpo a la acción de una fuerza, el cuerpo es capaz de devolver toda la energía empleada en deformarlo una vez cesa dicha fuerza (comportamiento elástico). Sin embargo, en algunas circunstancias esto no es posible, resultando irreversible la deformación sufrida (comportamiento plástico). Si sometemos un hueso a la acción progresiva de una fuerza, se producen los dos tipos de deformación de forma sucesiva (Figura 2), por lo que se dice que el hueso presenta un comportamiento elástico-plástico. De la curva esfuerzo-deformación podemos obtener gran cantidad de información sobre las propiedades del material. Se distingue una primera región en la que el esfuerzo y la deformación son proporcionales (región lineal de la curva, que corresponde a la región elástica, en la cual se cumple la ley de elasticidad de Hooke) y otra región en la que no se recupera la forma original del objeto aunque deje de aplicarse la carga (zona plástica o de deformación irreversible). El punto de transición entre la región elástica y la región plástica se denomina punto de vencimiento o cesión (*yield point*), que corresponde con la deformación de ven-

Figura 1. Distintos tipos de fuerza a los que puede someterse un hueso. Las fuerzas de compresión, tracción y corte son fuerzas puras, mientras que la flexión es resultado de la combinación de varios tipos de fuerzas que actúan simultáneamente. El contorno de color gris indica la geometría inicial de la muestra, mientras que el contorno de color negro muestra su forma tras aplicarse la fuerza indicada



cimiento (*yield strain*, ϵ_y) y con el esfuerzo de vencimiento o resistencia elástica máxima (*yield stress*, σ_y), que estima la capacidad de un material de deformarse sin sufrir microfracturas. En una región determinada de la región plástica aparece el punto que corresponde con el esfuerzo máximo (*ultimate stress*, σ_{ult}), a partir del cual se producen microfracturas responsables de que aun con una disminución del esfuerzo, se incremente la deformación sufrida por la muestra.

Propiedades mecánicas 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.

Elasticidad y plasticidad

La elasticidad es la propiedad de un material de recuperar su forma inicial una vez que deja de aplicarse sobre él una fuerza. La plasticidad es la propiedad opuesta: la deformación plástica se mantiene incluso cuando cesa la fuerza. Las proporciones de la resistencia total soportadas en condiciones de comportamiento elástico y plástico se pueden expresar de la siguiente manera:

$$\text{elasticidad} = \sigma_{ult} - \sigma_y$$

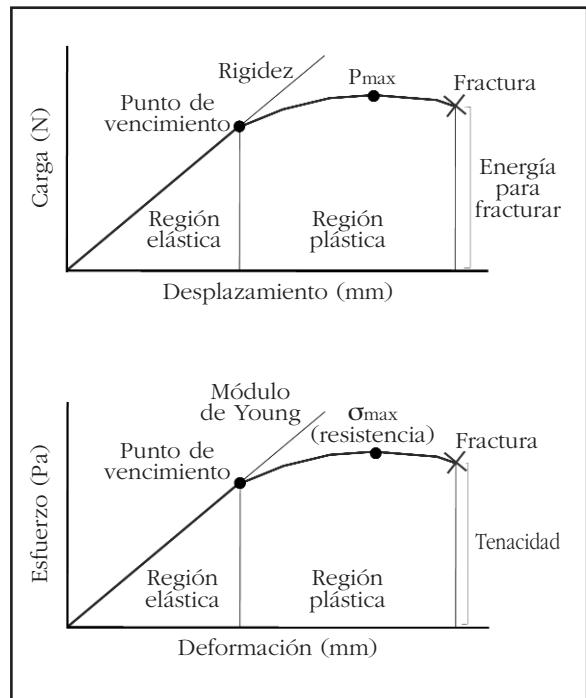
$$\text{plasticidad} = (\sigma_{ult} - \sigma_y)/\sigma_{ult}$$

Un ejemplo de material elástico es el caucho, mientras que un material plástico sería, por ejemplo, la plastilina.

Rigidez y flexibilidad

La rigidez es una característica de los materiales que hace que se necesiten grandes esfuerzos para inducir una pequeña deformación elástica en el material. Corresponde a la pendiente de la región elástica de la curva carga-desplazamiento (rigidez extrínseca, *extrinsic stiffness*, S), expresada en N/m; o de la curva esfuerzo-deformación (módu-

Figura 2. Principios biomecánicos empleados en la determinación de las propiedades mecánicas del hueso. Curva carga-desplazamiento (arriba) y curva esfuerzo-deformación (abajo) tras la normalización de la primera empleando las dimensiones del objeto ensayado



lo de elasticidad o de Young, E), expresada en Pa. Cuando se habla de rigidez, debe hacerse como una característica del conjunto de la estructura, mientras que la rigidez del material se indicará con el módulo de Young. Es frecuente encontrarse con el concepto rigidez en ambos contextos, lo que puede llevar a confusión, por lo que se recomienda emplear la flexibilidad para describir la característica estructural, y el módulo de elasticidad para la propiedad material¹¹. La flexibilidad (*flexibility*) es la propiedad opuesta a la rigidez. Un material flexible es aquél que muestra una gran deformación en la zona elástica, antes de alcanzar la zona plástica. Un material con un módulo de Young pequeño sufrirá grandes deformaciones con pequeños esfuerzos, mientras que un material con un módulo de Young elevado sufrirá pequeñas deformaciones con grandes esfuerzos. El papel y la tela, por ejemplo, son materiales flexibles. Por el contrario, las cerámicas o el vidrio son materiales rígidos, ya que cuando se doblan, se rompen.

Tenacidad, trabajo de rotura y resiliencia

La tenacidad (*toughness* o *tenacity*, u) es la capacidad del material para resistir la deformación plástica. La tenacidad representa la cantidad de energía absorbida hasta que aparece la fractura¹². Se obtiene cuantitativamente por medio del cálculo del área bajo de la curva que forman las partes elástica y plástica en la gráfica esfuerzo-deforma-

ción. Los materiales que, como el hierro, resisten los golpes sin romperse se llaman materiales tenaces. Si la información sobre la tenacidad se obtiene en la curva carga-desplazamiento, es decir, se refiere a la estructura en lugar de al material, se habla de energía necesaria para fracturar o trabajo de rotura (*work to failure*, U).

La tenacidad no debe confundirse con la dureza superficial, que se refiere a la resistencia de un material a ser rayado o indentado. La tenacidad da cuenta de la energía absorbida hasta que se produce la fractura, calculándose mediante el área bajo la curva desde el punto inicial hasta el punto de fracaso, mientras que la resiliencia (*resilience*) representa la energía que el material puede absorber sin experimentar una deformación permanente, es decir, solamente tiene en cuenta la cantidad de energía absorbida durante la deformación elástica (correspondería al área bajo la curva desde el punto inicial hasta el punto de vencimiento). La resiliencia se define como la capacidad del material para resistir la deformación elástica. Un elevado grado de resiliencia se encuentra por ejemplo en el cartílago de las articulaciones.

Resistencia

Por lo tanto, las características obtenidas de la curva carga-desplazamiento (fuerza máxima, desplazamiento máximo, rigidez extrínseca y trabajo de rotura) nos proporcionarán información relativa a las propiedades mecánicas extrínsecas o estructurales, referidas al hueso como estructura. Sin embargo, la información que obtenemos de la curva esfuerzo-deformación (esfuerzo máximo, deformación máxima, módulo de Young y tenacidad) se refiere al tejido óseo como material, conociéndose como propiedades biomecánicas intrínsecas o materiales. Pero entonces, ¿qué es la resistencia ósea? La resistencia (*strength*) estima la oposición efectiva de un material a perder su integridad, es decir, a fracturarse, definiéndose como la fuerza necesaria para desencadenar el fracaso mecánico de dicho material bajo unas condiciones específicas de carga. A partir del punto de vencimiento en la gráfica esfuerzo-deformación, comienza la denominada zona plástica, en la que pequeños incrementos del esfuerzo provocan aumentos de deformación relativamente grandes, lo que indica que una parte de la estructura del material ha comenzado a fracasar. La resistencia máxima, o simplemente resistencia, no es más que el esfuerzo máximo necesario para fracturar el material. La fuerza máxima se usa también en ocasiones como un indicador de la resistencia del objeto, pero hay que tener en cuenta que solamente debe usarse para comparar muestras con la misma composición y mismo tamaño.

Conceptos referidos a las dimensiones del material

Coeficiente de Poisson

Si se somete un objeto a una fuerza de compresión uniaxial, sus dimensiones disminuyen en la dirección de la fuerza (dirección longitudinal) y aumentan en la dirección transversal. Si por el

contrario, aplicamos sobre el objeto una fuerza de tracción o tensión, las dimensiones del objeto disminuyen en la dirección transversal y aumentan en la longitudinal (Figura 1). La relación entre las dos deformaciones en una y otra dirección viene dada por el coeficiente de Poisson⁹ (*Poisson's ratio, v*), de modo que:

$$v = \epsilon_{transv}/\epsilon_{long}$$

Momento de inercia

La inercia es la propiedad de un objeto para resistir un cambio en su movimiento y se describe en la Primera Ley de Newton ("Todo cuerpo persevera en su estado de reposo o movimiento uniforme y rectilíneo a no ser que sea obligado a cambiar su estado por fuerzas impresas sobre él"). Cualquier objeto que realiza un giro alrededor de un eje desarrolla inercia a la rotación, es decir, una resistencia a cambiar su velocidad de rotación y la dirección de su eje de giro. La inercia de un objeto a la rotación está determinada por su momento de inercia (*moment of inertia, I*), siendo éste la resistencia que un cuerpo en rotación opone al cambio de su velocidad de giro. Considerando un hueso largo como un cilindro hueco, el momento de inercia de la sección transversal elíptica puede calcularse como^{10,13-15}.

$$I = \frac{\pi}{64} [(x_1 y_1^3) - (x_2 y_2^3)]$$

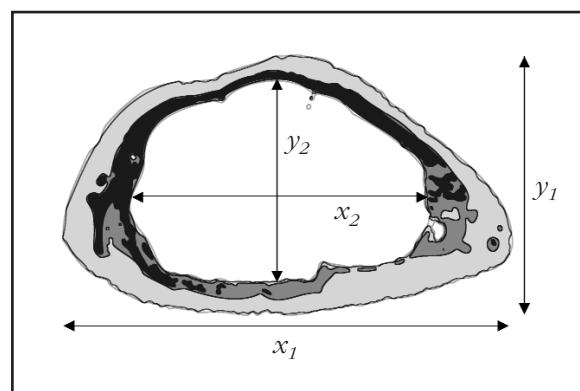
donde x_1 es el diámetro externo mayor de la sección transversal en el punto de aplicación de la fuerza, y_1 es el diámetro externo menor, x_2 es la diámetro interno mayor e y_2 el diámetro interno menor (Figura 3).

La inercia puede interpretarse como análogo de la masa en el movimiento rectilíneo uniforme. El momento de inercia reflejaría, pues, la distribución de la masa de un cuerpo respecto a su eje de giro. El momento de inercia depende exclusivamente de la geometría del cuerpo y de la posición del eje de giro (y no de las fuerzas que intervienen en el movimiento), de manera que cuanto mayor distancia haya entre la masa y el centro de rotación, mayor será el valor del mismo.

Viscoelasticidad

Aunque el comportamiento mecánico de muchos sólidos se aproxima a la ley de Hooke (comportamiento elástico) y el de muchos líquidos a la ley de Newton (comportamiento viscoso), ambas leyes son idealizaciones. Al aplicar una carga sobre un sólido elástico éste se deforma hasta que la fuerza cesa y la deformación vuelve a su valor inicial. Si la carga se aplica sobre un fluido viscoso también se deforma, pero no se recupera aunque cese la carga. En el caso de un material viscoelástico, el objeto sobre el que se aplica la fuerza recupera parte de la deformación. La viscoelasticidad es un fenómeno que describe las características mecánicas de los materiales en función del tiempo. El hueso, al igual que la mayoría de los materiales biológicos, es un material viscoelástico. Para cuantificar las propiedades mecánicas de un material viscoelástico debemos tener en cuenta la relajación (*stress relaxation*) y la fluencia (*creep*). La relajación es la disminución de la tensión en un mate-

rial sometido a una deformación constante, mientras que la fluencia es el aumento gradual de la deformación en un material sometido a una carga constante¹⁶.



rial sometido a una deformación constante, mientras que la fluencia es el aumento gradual de la deformación en un material sometido a una carga constante¹⁶.

El comportamiento viscoelástico se describe mediante tres variables: el módulo de almacenamiento (*storage modulus, E'*), el módulo de pérdida (*loss modulus, E''*) y la fricción interna (*loss tangent, tan δ*). En los materiales viscoelásticos se calcula un módulo complejo (*E**), que es una medida de la resistencia que opone el material a la deformación y reúne la respuesta elástica, a través del módulo de almacenamiento (relacionado con el almacenamiento de energía), y viscosa, a través del módulo de pérdida (relacionado con la disipación de la energía).

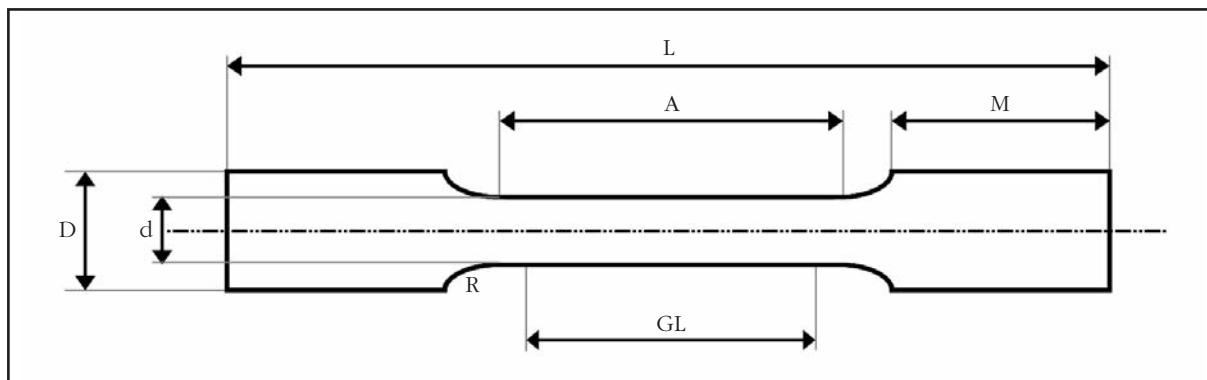
Fractura y fatiga

Como ya se ha visto, cuando sobre el hueso se ejerce una fuerza se producirá una deformación en condiciones elásticas primero y en condiciones plásticas después, hasta alcanzar el punto en el que se produce la fractura o fracaso mecánico del hueso. Sin embargo, es frecuente que la fractura aparezca en un hueso sin que se haya alcanzado el esfuerzo máximo que puede soportar. La fatiga (*fatigue*) es el daño que se produce en un material debido a esfuerzos repetidos por debajo del esfuerzo máximo. Los ciclos de carga sobre un material pueden provocar el fallo aunque dichas cargas estén por debajo del valor de ruptura. Por ejemplo, en un hueso humano un esfuerzo puede provocar una microfractura sin que el hueso rompa completamente. Si este esfuerzo se repite durante varios ciclos consecutivos, la microfractura se propagaría provocando la ruptura total de la estructura.

Ensayos mecánicos de compresión y tracción

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 (Figura 5).

Figura 4. Geometría de una muestra para ensayos de tracción. L: longitud total; A: longitud paralela; GL: longitud calibrada; M: longitud del extremo; D: diámetro de la muestra en los extremos; d: diámetro de la muestra en la región de ensayo; R: radio de curvatura



Las probetas para los ensayos de tracción o tensión deben adoptar formas cilíndricas o prismáticas, con extremos ensanchados, tanto para facilitar su sujeción en la máquina de ensayos, como para asegurar la rotura de la misma dentro de la región de menor sección (Figura 4). 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. En el caso de muestras de hueso trabecular, que pueden fracturarse 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*).

En el caso de ensayos de compresión, las muestras consisten comúnmente en cubos de unos 8 mm de lado o cilindros de 8 mm de diámetro. En ensayos de compresión con hueso trabecular se ha demostrado que el módulo de Young se determina a la baja debido a los efectos de la fricción entre los platos y las superficies de la muestra, y a los daños sufridos en las propias superficies durante la obtención de la muestra¹⁷. Para minimizar estos efectos se recomiendan muestras cilíndricas con una relación de 2:1 longitud-diámetro¹⁸. Es muy importante asegurarse de que las superficies de los extremos son paralelas entre sí para evitar errores durante el ensayo. Actualmente, incluso se dispone de platos de compresión autoajustables para compensar la falta de alineamiento de las superficies.

Tanto en los ensayos de compresión como en los de tracción, es habitual el uso de un extensómetro que se fija por sus propios medios al objeto ensayado. Este hecho, además de permitir la determinación de la deformación producida en la probeta, disminuye posibles errores en las mediciones al excluir las deformaciones causadas en los agarres, los platos de la máquina, etc. La muestra se carga en compresión o tracción a fuerza constante (N/s) o desplazamiento constante (m/s)

y los datos de fuerza y acortamiento o alargamiento de la muestra se recogen a través del transductor de fuerza y del extensómetro.

El esfuerzo puede calcularse como:

$$\sigma = \frac{P}{A}$$

donde P es la carga aplicada y A el área de la sección transversal de la muestra. La deformación se calculará como:

$$\epsilon = \frac{\delta}{L_0}$$

donde δ es el desplazamiento de la muestra y L_0 la longitud inicial de la misma. De este modo podemos obtener la curva esfuerzo-deformación. A partir de esta curva podremos calcular el módulo de Young como la pendiente de la región lineal de la curva (zona elástica):

$$E = \frac{\Delta\sigma}{\Delta\epsilon}$$

El área bajo la curva esfuerzo-deformación nos dará el valor de tenacidad (u) del material. El valor de esfuerzo máximo (σ_{ult}) nos indicará la resistencia de la muestra a fuerzas de tracción o compresión.

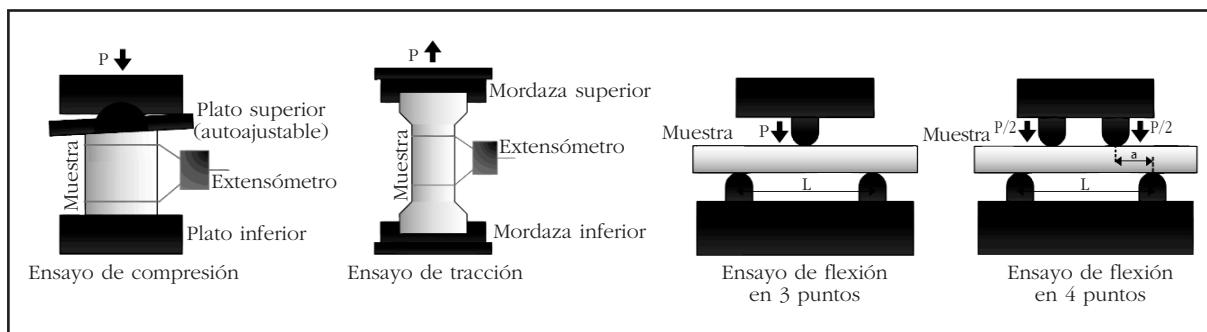
Ensayos mecánicos de torsión

Los ensayos de torsión se realizan para determinar las propiedades mecánicas de un objeto cuando se le aplican fuerzas de corte. Las muestras para ensayos de torsión (normalmente con sección transversal circular) se enganchan por los extremos a los soportes de la máquina de ensayos y se giran hacia lados contrarios desde sus extremos, produciéndose fuerzas de corte hasta la rotura de la muestra¹⁹. El momento de fuerza (*torque*, T) se mide mediante un transductor y el ángulo de rotación (*twist angle*, ϕ) mediante un sensor, ambos incorporados en la máquina de ensayos. Con estas dos variables y las dimensiones de la muestra ensayada, podemos calcular el esfuerzo de corte (*shear stress*, τ):

$$\tau = \frac{Tr}{I_p}$$

donde T es el momento de fuerza, r el radio de la

Figura 5. Representación esquemática de los principales ensayos mecánicos clásicos



muestra, I_p el momento de inercia polar de la sección transversal. La deformación de corte (*shear strain*, γ) será:

$$\gamma = \frac{\phi r}{L}$$

donde ϕ es el ángulo de rotación, r el radio de la muestra y L su longitud.

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

$$G = \frac{\Delta \tau}{\Delta \gamma}$$

De la misma forma que en los ensayos de compresión o tracción, el esfuerzo máximo (τ_{ult}) nos indicará la resistencia del hueso a la torsión.

Ensayos mecánicos de flexión

Existen dos tipos habituales de ensayos de flexión: flexión en tres puntos y flexión en cuatro puntos (Figura 5). En ambos casos la muestra se coloca sobre dos soportes, pero para flexión en tres puntos la fuerza se aplica por la parte superior en el centro del espécimen (aplicándose en el centro el momento máximo de flexión); mientras que para flexión en cuatro puntos, dos fuerzas iguales se aplican simétricamente en la cara superior, de manera que el momento de flexión se reparte uniformemente por la región situada entre ambos puntos de aplicación¹⁹. Estos ensayos se emplean a menudo para determinar la resistencia de huesos largos. Debido a que la obtención de las muestras resulta relativamente sencilla, su uso está muy extendido. Cuando un hueso se carga en flexión se está sometiendo 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.

Utilizando la teoría de flexión de vigas y asumiendo que el hueso tiene un comportamiento elástico lineal, calcularemos el esfuerzo y la defor-

mación en un ensayo de flexión en tres puntos del siguiente modo^{10,16,20}:

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

donde P es la carga aplicada, L es la distancia entre los soportes, c es la mitad del diámetro externo menor de la sección transversal del hueso en el punto de aplicación de la fuerza (sección media de la diáfisis del hueso), e I es el momento de inercia de la sección transversal elíptica. El momento de inercia para una elipse hueca puede calcularse del modo que hemos visto en el apartado de “Conceptos referidos a las dimensiones del material”. La deformación se obtendrá:

$$\epsilon = \delta \left(\frac{12c}{L^2} \right)$$

Una estimación del módulo de elasticidad se puede calcular a partir de la curva carga-desplazamiento obtenida²¹, calculando el momento de inercia (I) y con el valor de la distancia entre soportes L , como:

$$E = \frac{PL^3}{48I\delta}$$

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

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

donde a es la distancia entre un soporte y el punto de aplicación de la fuerza más próximo. El módulo de elasticidad se estima con la siguiente fórmula¹⁶:

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

Conclusiones

El comportamiento biomecánico del hueso resulta extremadamente complejo debido a su carácter heterogéneo, anisotrópico y viscoelástico. En este trabajo se presentan los conceptos básicos de la mecánica de materiales así como ciertas propiedades características del hueso, todos ellos necesarios para caracterizar dicho comportamiento y cuya comprensión resulta importante para interpretar la gran cantidad de información que podemos encontrar en la literatura referente a las propiedades mecánicas del hueso.

En un ensayo mecánico se estudia la relación entre la fuerza que aplicamos a un cuerpo y el

desplazamiento que sufre el mismo. La relación entre la fuerza y el desplazamiento se conoce como rigidez, mientras que el trabajo máximo realizado por la fuerza para deformar el cuerpo se conoce como trabajo de rotura. Todos estos conceptos se emplean con frecuencia en ensayos mecánicos con muestras de hueso. Sin embargo, debe tenerse en cuenta que estos parámetros describen un efecto en el que tiene gran influencia la estructura del hueso. Por ello, la fuerza, el desplazamiento, la rigidez y el trabajo de rotura se conocen como propiedades mecánicas extrínsecas o estructurales. Imaginemos un cilindro de titanio y un cilindro de madera del mismo diámetro. El cilindro de titanio será capaz de resistir fuerzas mucho mayores que el cilindro de madera, ya que es un material más resistente. Sin embargo, si realizamos un ensayo mecánico sobre un alambre de titanio y sobre un tronco de madera de gran grosor, este último soportará fuerzas mayores, lo cual no quiere decir que desde el punto de vista material la madera sea más resistente que el titanio. Por esta razón es necesario eliminar la contribución de la geometría de las muestras a las medidas biomecánicas, calculando las propiedades biomecánicas intrínsecas o materiales del cuerpo ensayado. Esto se hace normalizando la fuerza aplicada dividiéndola entre el área sobre la cual se aplica, obteniendo el esfuerzo, y dividiendo el desplazamiento por la longitud inicial del cuerpo, obteniendo la deformación. La relación entre ambas nos dará el módulo de elasticidad y el área bajo la curva indicará la tenacidad del material.

Debido al carácter anisotrópico del hueso, sus propiedades biomecánicas varían en función de la dirección en la cual se aplica la fuerza. Así, el hueso mostrará una resistencia distinta según se apliquen fuerzas de compresión, tracción o corte. Los ensayos de compresión se emplean a menudo para muestras de hueso trabecular o cortical, o para cuerpos vertebrales. Los huesos largos como fémur o tibia, suelen someterse a ensayos de tracción, torsión o flexión. En estos últimos, se produce una combinación de fuerzas de compresión en la cara en la que se aplica la fuerza, y de fuerzas de tracción en la cara opuesta.

La relación entre las propiedades estructurales, las propiedades materiales y el comportamiento mecánico del hueso es complicada y supone todo un desafío. La comprensión de esta relación es de gran importancia ya que ayuda a entender el comportamiento del hueso sometido a constantes cargas fisiológicas, identifica las áreas más susceptibles a la fractura y permite predecir los efectos de distintas patologías y de los tratamientos de las mismas en la resistencia del hueso. En una segunda parte de este trabajo, analizaremos la estructura jerárquica del hueso y los ensayos biomecánicos que se realizan hoy en día en los diferentes niveles, así como las técnicas alternativas a los ensayos mecánicos clásicos para la determinación de la resistencia ósea.

Bibliografía

1. Frost HM. Bone "mass" and the "mechanostat". A proposal. *Anat Rec* 1987;219:1-9.
2. Martin RB. Determinants of the mechanical properties of bone. *J Biomech* 1991;24(S1):79-88.
3. Ferretti JL. Biomechanical properties of bone. En: Genant HK, Guglielmi G, Jergas M, editors. *Bone densitometry and osteoporosis*. Springer (Berlin, Germany) 1998;pp.143-61.
4. Faulkner KG, Cummings SR, Black D, Palermo L, Glüer CC, Genant HK. Simple measurement of femoral geometry predicts hip fracture: The study of osteoporotic fractures. *J Bone Miner Res* 1993;8:1211-7.
5. Millard J, Augat P, Link TM, Kothari M, Newitt DC, Genant HK, et al. Power spectral analysis of vertebral trabecular bone structure from radiographs: Orientation dependence and correlation with bone mineral density and mechanical properties. *Calcif Tissue Int* 1998;63:482-9.
6. Lespessailles E, Jullien A, Eynard E, Harba R, Jacquet G, Ildefonse JP, et al. Biomechanical properties of human os calcanei: Relationships with bone density and fractal evaluation of bone microarchitecture. *J Biomech* 1998;31:817-24.
7. Majumdar S, Lin J, Link T, Millard J, Augat P, Ouyang X, et al. Fractal analysis of radiographs: Assessment of trabecular bone structure and prediction of elastic modulus and strength. *Med Phys* 1999;26:1330-40.
8. Prouteau S, Ducher G, Nanyan P, Lemineur G, Benhamou L, Courteix D. Fractal analysis of bone texture: A screening tool for stress fracture risk? *Eur J Clin Invest* 2004;34:137-42.
9. An YH, Barfield WR, Draughn RA. Basic concepts of mechanical property measurement and bone biomechanics. En: An YH, Draughn RA, editors. *Mechanical testing of bone and the bone-implant interface*. CRC Press LLC (Boca Raton, FL, USA) 2000;pp.23-40.
10. Turner CH, Burr DB. Basic biomechanical measurements of bone: A tutorial. *Bone* 1993;14:595-608.
11. Currey JD. Bone strength: What are we trying to measure? *Calcif Tissue Int* 2001;68:205-10.
12. Ritchie RO, Koester KJ, Ionova S, Yaoc W, Lane NE, Ager III JW. Measurement of the toughness of bone: A tutorial with special reference to small animal studies. *Bone* 2008;43:798-812.
13. Jämsä T, Jalovaara P, Peng Z, Väänänen HK, Tuukkanen J. Comparison of three-point bending test and peripheral quantitative computed tomography analysis in the evaluation of the strength of mouse femur and tibia. *Bone* 1998;23:155-61.
14. Turner CH. Biomechanics of bone: Determinants of skeletal fragility and bone quality. *Osteoporos Int* 2002;13:97-104.
15. Saffar KP, JamilPour N, Rajaii SM. How does the bone shaft geometry affect its bending properties? *Am J Appl Sci* 2009;6:463-70.
16. Wang S, Nyman JS, Dong X, Leng H, Reyes M. Current mechanical test methodologies. En: Athanasiou KA, editor. *Fundamental biomechanics in bone tissue engineering*. Morgan & Claypool Publishers (Lexington, KY, USA) 2010;pp.43-74.
17. Linde F, Hvid I, Madsen F. The effect of specimen size and geometry on the mechanical behavior of trabecular bone. *J Biomech* 1992;25:359-68.
18. Keaveny TM, Borchers RE, Gibson LJ, Hayes WC. Theoretical analysis of the experimental artifact in trabecular bone compressive modulus. *J Biomech* 1993;26:599-607.
19. ANSI/ASAE S459 MAR98, approved Feb 1993; reaffirmed Mar 1998 by American National Standards Institute. Shear and three point bending test of animal bone.
20. Lopez MJ, Markel MD. Bending tests of bone. En: An YH, Draughn RA, editors. *Mechanical testing of bone and the bone-implant interface*. CRC Press LLC (Boca Raton, FL, USA) 2000;pp.207-17.
21. Sharir A, Barak MM, Shahar R. Whole bone mechanics and mechanical testing. *Vet J* 2008;177:8-17.