

Capítulo 3

Biomecánica del hueso

A. VILADOT VOEGELI Y J. C. LORENZO ROLDÁN

El hueso desempeña dos tipos de funciones fundamentales: *funciones mecánicas* de soporte del organismo y de protección de los órganos internos, y *funciones fisiológicas* de control del metabolismo del calcio, fósforo y magnesio.

En el estudio del hueso, éste puede considerarse tanto como un tejido, como una estructura.

El hueso como tejido

Si consideramos el hueso como un tejido observamos que está constituido por: *células* (osteoblastos y células de superficie en descanso, osteocitos y osteoclastos) y por la *sustancia intercelular* que se divide en sustancia orgánica (colágeno, glucoproteínas), y sustancia inorgánica (fosfato cálcico cristalizado).

Células

Osteoblasto

Es una célula de forma cúbica y con citoplasma basófilo (aparato de Golgi muy desarrollado y gran cantidad de retículo endoplasmático rugoso), que probablemente se origina de las células precursoras que existen en la médula ósea.

El osteoblasto es la célula que produce el hueso y es la responsable de la síntesis, organización del colágeno y de las proteínas no colágenas de éste, así como de la mineralización del osteoide (colágeno organizado). Los osteocitos son células que trabajan localmente en la superficie ósea y depositan osteoide en superficies mineralizadas como hueso o cartílago calcificado.

El osteoblasto al quedar atrapado en el osteoide que él mismo ha ido fabricando, y previa mineralización de éste, se convierte en osteocito.

Célula de superficie en descanso (osteoblasto inactivo)

Proviene del osteoblasto y se localiza en la superficie ósea de las trabéculas. Se encuentra separada de la fase de mineralización por una fina capa de tejido fibroso (osteoide). Se ha sugerido que estas células tienen capacidad de segregar colagenasas que destruyen esa

pequeña lámina de tejido fibroso y por tanto facilitan el acceso a los osteoclastos en el proceso de modelación ósea. No está claro si estas células se diferencian a osteoblastos activos.

Osteocito

Se caracteriza por ser la célula que se encuentra dentro del hueso calcificado. Es característico en ella que, aunque parezca estar rodeada de hueso calcificado, sus prolongaciones citoplasmáticas están en conexión con las de otros osteocitos, a través de una red de canales finos presentes en la sustancia intercelular, llamados *canalículos* a través de los cuales se pasa información de un osteocito al otro y de ahí a las células de la superficie ósea (osteoblasto, osteoclasto y células de superficie en descanso).

Osteoclasto

Se forma por la fusión de varios precursores mononucleares y se caracteriza por su multinucleación, su capacidad de erosionar el hueso (estimulada por la parathormona e inhibida por la calcitonina) y expresar receptores de calcitonina y fosfatasa ácida resistente al tartrato.

El osteoclasto se localiza en la superficie ósea y su membrana citoplasmática presenta un aspecto en cepillo en el área de contacto con el hueso.

Gracias al osteoclasto se produce el modelado óseo y asimismo se libera calcio al líquido extracelular.

El osteoclasto resorbe el hueso en dos fases: primero elimina el mineral bombeando hacia el hueso iones H^+ generados por la anhidrasa carbónica de su citoplasma y luego digiere la matriz orgánica mediante colagenasas ácidas.

El osteoclasto es una célula de muy corta vida y su final se produce por apoptosis.

Sustancia intercelular

Se divide en sustancia orgánica (colágeno y glucoproteínas) y sustancia inorgánica (fosfato cálcico cristalizado).

La sustancia intercelular orgánica se halla integrada por colágeno de tipo I (85-90 %) y una pequeña proporción de otras proteínas: glucoproteínas, proteínas implicadas en la adhesión celular, osteocalcina y factores de crecimiento (10-15 %).

La molécula de colágeno está formada por tres cadenas espirales (cadenas α) que se disponen en una triple hélice. Cada cadena se compone de una secuencia espiral tripeptídica (en general glicina, prolina e hidroxiprolina).

El componente inorgánico de la matriz ósea está constituido por fosfato cálcico cristalizado (hidroxiapatita). La sustancia intercelular ósea sin hidroxiapatita se denomina osteoide.

La matriz ósea es la responsable de las propiedades biomecánicas del hueso. El colágeno le proporciona flexibilidad y resistencia a la tensión, mientras que las sales minerales le dan dureza, rigidez y resistencia a la compresión.

El hueso como estructura

Si consideramos el hueso como una estructura, observamos que está compuesto de: hueso cortical, hueso esponjoso, periostio y endostio, vasos sanguíneos, nervios y médula ósea e inserciones musculares (fig. 3-1).

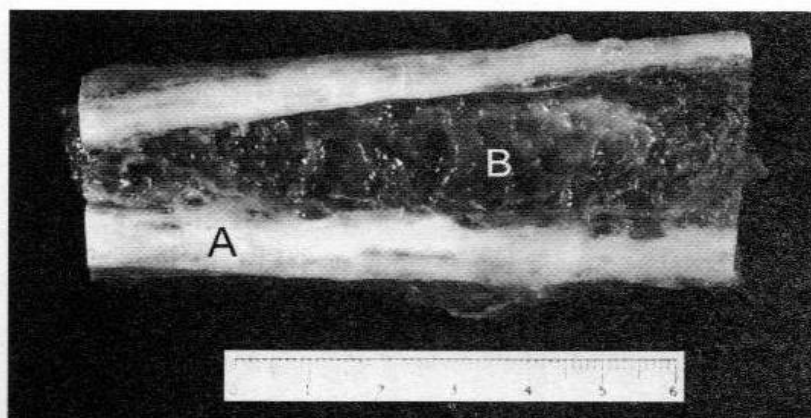


Figura 3-1. Fragmento de la diáfisis del peroné. Clara diferencia entre hueso cortical (A) y hueso esponjoso (B).

El hueso posee unas propiedades mecánicas características que se comentan más adelante y que se encuentran en íntima relación con su forma. Ésta puede ser estudiada tanto desde un punto de vista macroscópico como microscópico:

1. Forma macroscópica. La forma de los huesos refleja una adaptación a cargas estáticas y dinámicas, así como a su función de protección y soporte de órganos adyacentes (huesos planos).
Los huesos pueden clasificarse, en dos tipos: *tubulares* (fémur, húmero, tibia, etc.) y *no tubulares*. Éstos pueden dividirse a su vez en huesos planos (escápula, cráneo, etc.) y huesos cubiformes (vértebras, huesos del carpo, huesos del tarso).
2. Forma microscópica. Depende de la organización del colágeno, de la organización de la hidroxiapatita y de la organización de los vasos sanguíneos.

A pesar de las diferencias en la forma macroscópica, el hueso presenta una configuración estructural microscópica semejante, con independencia de que sea cortical o esponjoso:

1. Configuración laminar (*hueso maduro*).
2. Configuración no laminar –plexiforme– o en encaje (*hueso inmaduro*).

El hueso maduro tiene una estructura laminada, constituida por fibras colágenas mineralizadas y que guardan paralelismo entre ellas, bien sea en forma concéntrica bien en forma longitudinal.

El hueso inmaduro (en encaje, no laminar, etc.) se denomina así porque las fibras colágenas mineralizadas no guardan ningún paralelismo entre ellas. Esta clase de hueso es el que primero aparece en cualquier tipo de osteogénesis y que más tarde es reemplazado por hueso laminar.

En el esqueleto adulto ha desaparecido por completo el hueso inmaduro, pero puede reaparecer en casos de fracturas, tumores óseos o en cualquier situación de aumento en la producción de matriz ósea.

Hueso cortical maduro

El hueso cortical es el tejido óseo laminar de textura densa que rodea el hueso esponjoso. Su grosor es variable, pero en cualquier caso está formado por un complicado sistema

de canales que en su mayoría siguen un curso paralelo al eje mayor del hueso (canales longitudinales) rodeados por un cilindro de láminas concéntricas (fibras de colágeno calcificadas) entre las cuales se encuentran los osteocitos.

A través de estos canales, los vasos sanguíneos permeabilizan todas las zonas del hueso cortical, de forma que no existe célula ósea que esté a más de 100/150 μ de un vaso sanguíneo (fig. 3-2).

Existen otros canales (canales de Volkmann) orientados perpendicularmente al eje longitudinal del hueso que sirven de conexión entre los canales longitudinales.

La estructura cilíndrica compuesta por un canal central que contiene vasos y nervios y está rodeada de láminas concéntricas de sustancia intercelular y osteocitos, recibe el nombre de *sistema de Havers u osteona*.

En los huesos largos, los canales de Havers suelen ser paralelos al eje mayor del hueso y presentan numerosas ramificaciones y anastomosis entre ellos. El conocimiento de las relaciones tridimensionales de los sistemas de Havers es muy limitado, debido a las dificultades técnicas para su estudio.

Entre un canal de Havers y otro puede existir una porción de hueso laminar que no posea canal central y cuyas laminillas de colágeno calcificado no estén ordenadas de forma concéntrica. A esta porción del hueso cortical se la denomina *hueso intersticial*.

El análisis tridimensional del hueso intersticial ha mostrado que estas láminas intersticiales están en continuidad con las láminas concéntricas periféricas del sistema de Havers y que, por tanto, pueden ser consideradas como una continuación de éste.

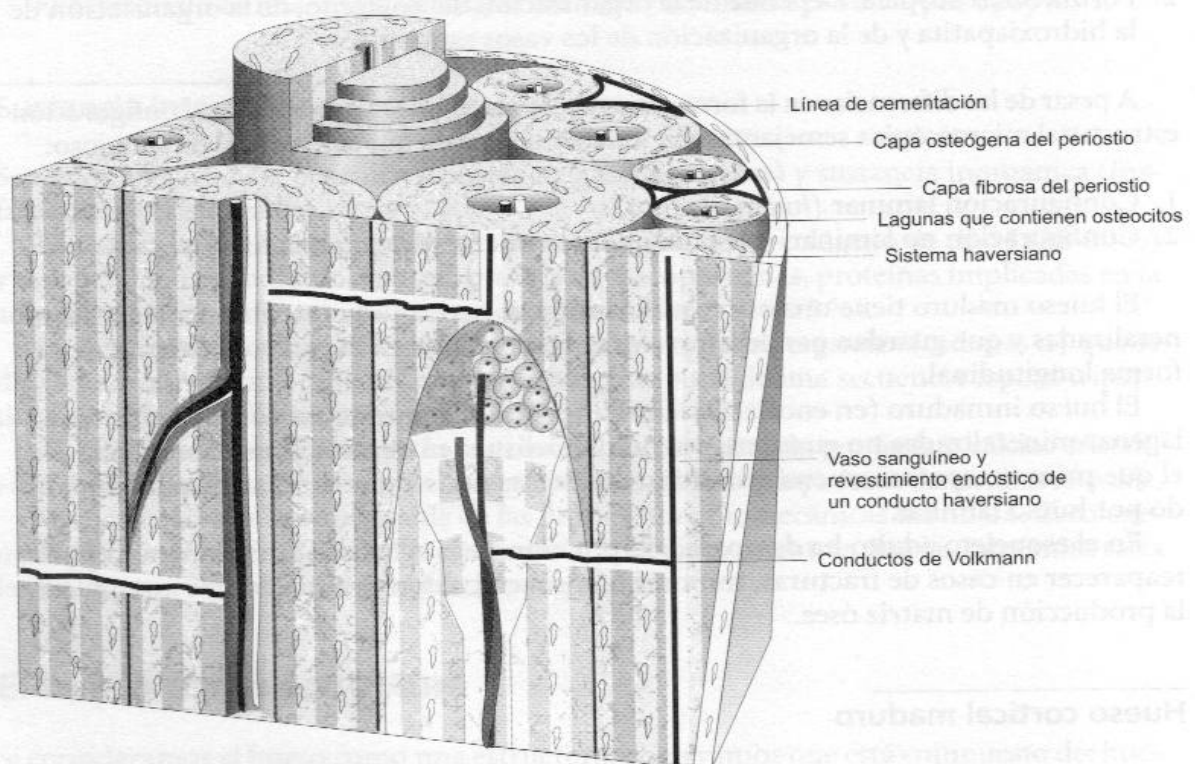


Figura 3-2. Esquema idealizado de la configuración haversiana en el hueso cortical maduro.

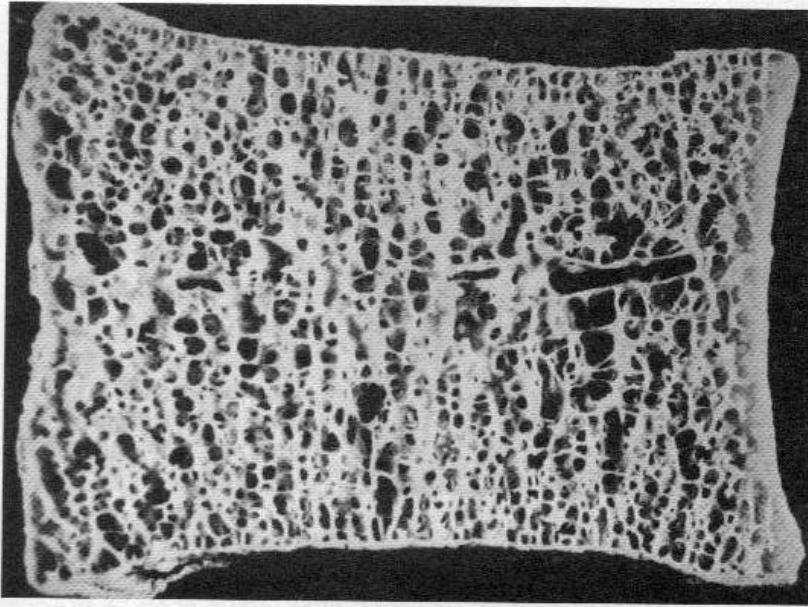


Figura 3-3. Cuerpo vertebral. Complejo sistema de placas óseas y fenestradas conectadas entre sí por columnas redondeadas.

Hueso esponjoso maduro

El conocimiento de su estructura se debe a estudios realizados en la cresta ilíaca y en los cuerpos vertebrales.

Este tipo de tejido óseo laminar existe en mayor o menor cantidad en todos los huesos del cuerpo humano, y está dispuesto como un enrejado tridimensional de columnas y placas óseas que están rodeadas por el hueso cortical y en continuidad con él a través de su superficie interna (superficie endosteal).

Las trabéculas del hueso esponjoso están constituidas por hueso laminar no haversiano, aunque en ocasiones pueda observarse alguna osteona, y se orientan de manera que se obtenga el máximo de resistencia utilizando la mínima cantidad de material.

Podemos imaginarnos tridimensionalmente el hueso esponjoso, constituido por una serie de placas óseas, sólidas o fenestradas, paralelas entre sí y conectadas entre ellas por columnas redondeadas perpendiculares a estas placas. En el espacio entre ellas se sitúan los elementos propios de la médula ósea (figs. 3-3 y 3-4).

El grosor de las placas y de las columnas no excede nunca de 150 μ .

En los huesos humanos esta imagen idealizada varía según el hueso de que se trate, y a veces en diferentes zonas de un mismo hueso.

Además de sus propiedades mecánicas, el hueso posee tres características (*mecanismos adaptativos*) que lo hacen peculiar y distinto a los demás tejidos, y le permiten una respuesta dinámica frente a condiciones cambiantes. Estas características son:

1. El hueso no es un tejido que cuando llega a su madurez permanece inerte. Al contrario, durante toda su vida está en constante cambio a diferencia de los demás tejidos. En otras palabras, existe un modelado óseo fisiológico constante, que será comentado más adelante, que puede alterarse por múltiples factores, entre ellos los factores mecánicos.

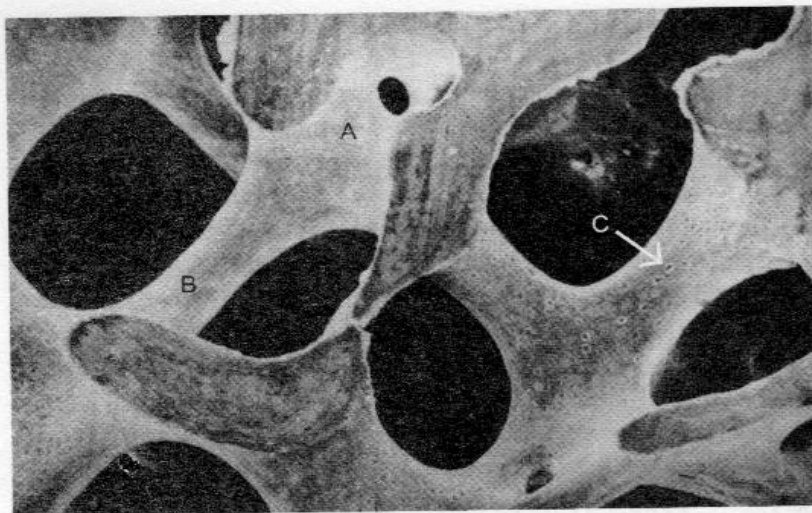


Figura 3-4. Detalle del cuerpo vertebral: placas sólidas (A); columnas redondeadas (B); nótese las lagunas (C) donde se alojan los osteocitos.

2. El hueso posee un potencial de regeneración mayor que cualquier otro tejido.
3. El hueso posee una habilidad especial para mineralizarse, a diferencia de otros tejidos que están constituidos por materiales bioquímicos similares.

Estas tres características influyen además de una manera específica en la estructura ósea y en sus propiedades mecánicas.

Propiedades mecánicas del hueso

El sistema esquelético tiene como función principal conferir al cuerpo humano una estructura que por un lado es rígida, lo que le permite mantener la forma, y por otro está articulada, facilitándole los movimientos. Asimismo sirve de punto de anclaje al sistema muscular permitiendo que éste realice su función. Está sometido, por tanto, a las fuerzas estáticas del peso del cuerpo y a las dinámicas de la acción muscular y los ligamentos. También desempeñan un papel importante los impactos, las aceleraciones y las desaceleraciones. Contra lo que pudiera parecer, los esfuerzos soportados por el hueso dependen menos del peso del cuerpo que de la acción muscular o de las variaciones en la aceleración que puede sufrir.

El esqueleto humano constituye el elemento pasivo de nuestro aparato locomotor de modo que las fuerzas son transmitidas de un hueso a otro a través de las articulaciones, permitiendo a nuestro organismo una gran diversidad de posturas y movimientos.

Para poder ejercer su función el hueso tiene tres propiedades mecánicas fundamentales que son la *resistencia*, la *rigidez* y la *elasticidad*. Para comprender mejor estas propiedades sometemos una muestra de material, en este caso de hueso, a una carga, midiendo la deformación que se produce. Los resultados transportados a una gráfica dan una curva de carga-deformación como la que se muestra en la figura 3-5. En la primera parte de la curva (A-B), a medida que aumenta la carga aumenta la deformación y, al cesar la carga, la muestra recupera su forma inicial. Se cumple por tanto la ley de Hooke según la cual la deformación es proporcional a la carga. Esta primera parte de la curva es la llamada “región elástica” de la curva. Si a partir del punto B, denominado también “límite elástico”, continuamos aumentando la carga, observamos que la muestra continúa de-

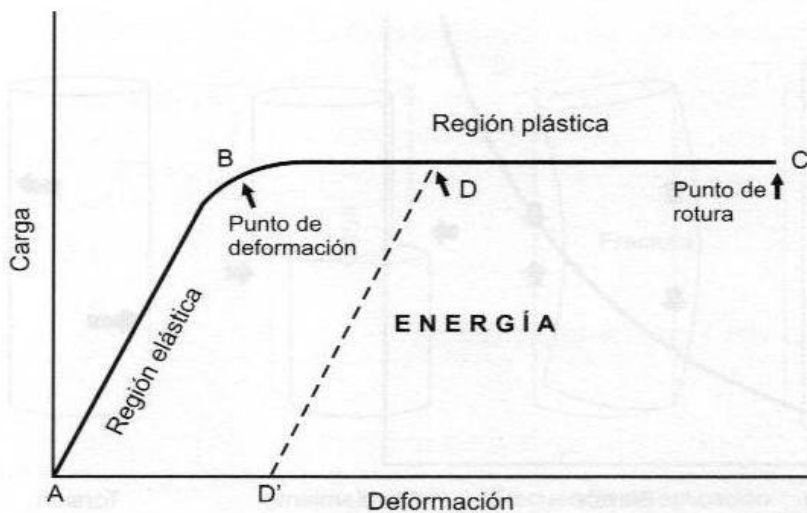


Figura 3-5. Curva de carga-deformación.

formándose hasta llegar al punto C, o “punto de rotura”, en que la muestra se rompe. La zona B-C de la curva es la llamada “región plástica” en la que, aunque cese la carga sobre la muestra ésta no recupera su forma inicial y permanece deformada.

La forma de la curva carga-deformación que se ha descrito varía en función de la velocidad de aplicación de la carga. A medida que aumenta la velocidad de aplicación, el hueso se hace más resistente. Dicho en otras palabras, hace falta más fuerza para romper un hueso bruscamente que para romperlo lentamente. La *resistencia de la muestra* puede valorarse mediante tres factores: *a)* la carga que puede resistir antes de romperse; *b)* la deformación que puede soportar antes de romperse, y *c)* la energía que es capaz de almacenar antes de romperse.

Se ha calculado que el hueso cortical sometido a tracción es capaz de soportar alrededor de 1.400 kp/cm.

La *rigidez* de la muestra está determinada por la pendiente de la curva en la región elástica, y puede medirse con el módulo de elasticidad de Young, que se obtiene dividiendo la fuerza en un punto de la región elástica de la curva por la deformidad en dicho punto. Por tanto, cuanto más rígido es el material, más alto es el módulo de Young.

Como ya se ha comentado, el hueso cortical y el hueso esponjoso presentan una estructura diferente lo cual condiciona, lógicamente, un comportamiento mecánico también distinto. El hueso cortical es más rígido que el esponjoso y puede soportar más carga pero menos deformación que este último. El hueso cortical se fractura cuando su deformación excede el 2 % de su longitud inicial mientras que el hueso esponjoso soporta hasta el 7 % de deformación. Asimismo, debido a su estructura porosa, el hueso esponjoso parece tener mayor capacidad de almacenamiento energético.

El hueso es un material anisotrópico y, por tanto, se comporta desde un punto de vista mecánico de forma diferente en función de la dirección en que se aplique una fuerza. Es más resistente a la compresión en sentido longitudinal que en sentido radial o tangencial.

Se ha podido comprobar también que el hueso seco es más resistente que el hueso hidratado. Este fenómeno depende de la velocidad de aplicación de la carga: si ésta se aplica en forma de impacto, el hueso hidratado se vuelve mucho más resistente, y presenta mayor capacidad de absorción energética. Este hecho pone en evidencia otra característica mecánica del hueso que es su *viscoelasticidad*.

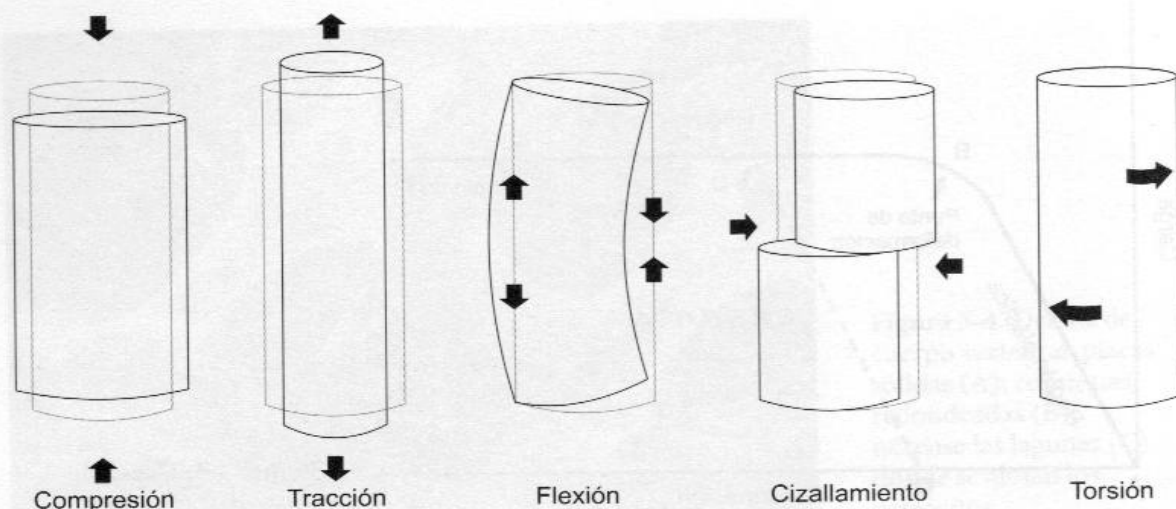


Figura 3-6. Fuerzas a que puede ser sometido el hueso.

Fuerzas a que puede ser sometido un hueso

Un hueso puede ser sometido a fuerzas de compresión, de tracción, de cizallamiento, de flexión y de torsión (fig. 3-6). Aunque se comentarán de forma separada, debe recordarse que en el ser vivo, durante la actividad diaria el hueso está sometido constantemente a todas ellas de forma simultánea.

Fuerzas de compresión

Dos fuerzas iguales y opuestas se aplican sobre la superficie del hueso. Como consecuencia, éste tiende a acortarse y ensancharse. Las fuerzas máximas tienen lugar en un plano perpendicular al de la línea de carga.

En la práctica clínica, un ejemplo característico de fractura por este mecanismo son los aplastamientos vertebrales.

Fuerzas de tracción

En este caso, dos fuerzas iguales se aplican en sentido contrario sobre el hueso. Como resultado el hueso tiene tendencia a alargarse y a hacerse más estrecho. Al igual que en el caso anterior las fuerzas máximas tienen lugar en un plano perpendicular a la línea de carga.

Un ejemplo de fractura por este mecanismo es el arrancamiento de la estiloides del quinto metatarsiano, por tracción del tendón del peroneo lateral corto.

Fuerzas de cizallamiento

La fuerza se aplica perpendicular a la superficie del hueso y las fuerzas máximas tienen lugar en un plano paralelo a la dirección de aplicación de la fuerza. El hueso cortical so-

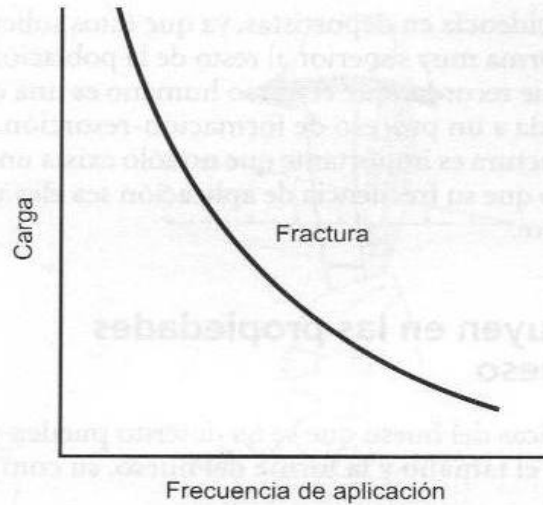


Figura 3-7. Curva de fatiga.

porta mejor la compresión que la tracción, y la tracción mejor que el cizallamiento. Un ejemplo de este tipo de fractura es la fractura intercondílea del fémur.

Fuerzas de flexión

Las fuerzas aplicadas sobre el hueso hacen que éste se doble sobre su eje mayor, y aparecen en el interior del hueso fuerzas de compresión en el lado de aplicación de la fuerza y fuerzas de tracción en el lado opuesto. Estas fuerzas son mayores cuanto más alejadas están del eje neutro del hueso. Ejemplo de este tipo de fractura serían las del antebrazo al caer y poner la mano en el suelo.

Fuerzas de torsión

En este caso, la fuerza aplicada sobre el hueso tiende a hacerlo rotar alrededor de su eje. Aparecen fuerzas de cizallamiento que se distribuyen a lo largo de toda la estructura, siendo más intensas, cuanto más alejadas están del eje neutro del hueso.

Ejemplo de este tipo de fuerzas sobre el hueso es la fractura espiroidea de tibia, que se produce cuando se esquía al caer rotando sobre el pie fijo anclado por el esquí.

Concepto de fatiga ósea

Como se ha comentado, un hueso se fractura cuando la carga aplicada sobre él excede su resistencia. Ahora bien, el hueso también puede fracturarse con una carga inferior a su resistencia si ésta es aplicada de una forma repetitiva. Este tipo de fractura se conoce como “fractura por fatiga”. Como se muestra en la figura 3-7, a medida que aumentamos el número de repeticiones de carga con determinada frecuencia, disminuye la magnitud necesaria de ésta para producir la fractura.

En ensayos *in vitro* se ha comprobado que el hueso se fatiga rápidamente cuando la carga aplicada se acerca al punto de rotura. Esto explica por qué las fracturas por sobre-

carga tienen una alta incidencia en deportistas, ya que éstos solicitan mecánicamente su aparato locomotor de forma muy superior al resto de la población.

Por otra parte, hay que recordar que el hueso humano es una estructura viva que está constantemente sometida a un proceso de formación-resorción. Por tanto, para que se produzca este tipo de fractura es importante que no sólo exista un número elevado de repeticiones de carga, sino que su frecuencia de aplicación sea elevada, para no dar tiempo a que el hueso se recupere.

Factores que influyen en las propiedades mecánicas del hueso

Las propiedades mecánicas del hueso que se ha descrito pueden verse influenciadas por diversos factores como el tamaño y la forma del hueso, su composición y la actividad muscular.

Tamaño y forma del hueso

La resistencia del hueso, tanto a la compresión como a la tracción, está influenciada por su tamaño. Cuanto mayor es el hueso, mayor es su resistencia.

La resistencia del hueso a la flexión está determinada también por su forma (distribución del tejido óseo alrededor del eje neutro del hueso) y por su longitud. Cuanto mayor cantidad de tejido óseo existe alrededor del eje neutro, más resistente es a la flexión. Cuanto mayor es la longitud del hueso, mayor es el momento flector de la fuerza aplicada sobre él. Por ello, los huesos tubulares largos del cuerpo son los que principalmente se fracturan por este mecanismo.

La resistencia del hueso a la torsión también está determinada por el tamaño y la forma del hueso. Cuanto más grande es el hueso y cuanto más alejada del eje neutro está situada la masa ósea, más resistente es. Por ello, las tibias sometidas a una fuerza de torsión se fracturan antes por el tercio distal, de menor diámetro, que por el proximal.

Composición del hueso

Diversas situaciones fisiológicas o patológicas modifican la composición del hueso. Entre ellas cabe destacar la obesidad, la menopausia, el envejecimiento, la enfermedad de Paget, la osteopetrosis, el hiperparatiroidismo, etc. Como es lógico, al modificarse la estructura del hueso, se modifican sus propiedades mecánicas.

De todas las situaciones comentadas, la más frecuente es el envejecimiento en el que se produce una pérdida de masa ósea. Esta pérdida afecta tanto el hueso cortical que pierde diámetro y se adelgaza, como el esponjoso en el que disminuye el número de trabéculas, que a su vez se hacen más delgadas. Estudios recientes indican que esta pérdida de masa ósea afecta más la resistencia del hueso esponjoso que la del hueso cortical. Esto se explica por la estructura cúbica de este último en tres dimensiones, en la que una reducción de un tercio de la masa ósea implica una reducción de nueve veces en sus propiedades mecánicas.

Esta pérdida de la resistencia en el hueso del anciano justifica la frecuencia de fracturas en él.

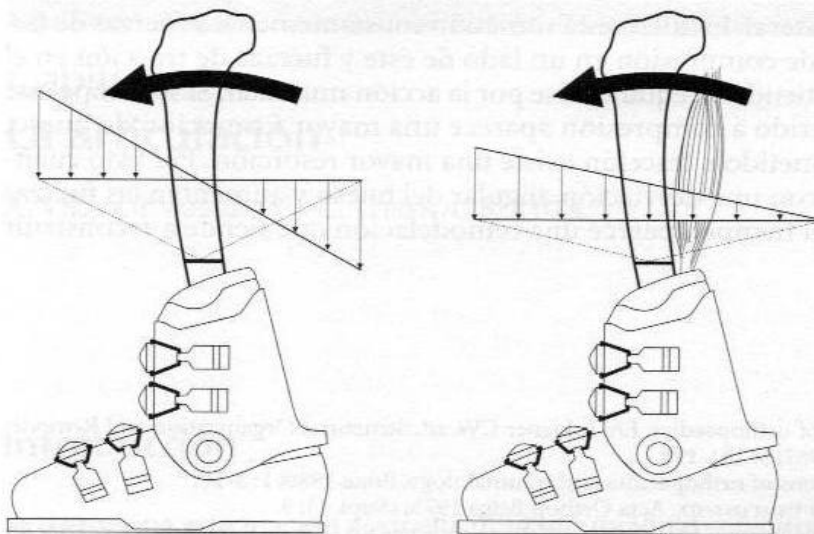


Figura 3-8. Influencia de la actividad muscular en la distribución de cargas en el hueso. (Adaptada de V. H. Frankel y M. Nordin.)

Actividad muscular

En el esqueleto humano, los ejes anatómicos y mecánicos de los huesos no coinciden, por lo que el hueso vivo, además de ser solicitado mecánicamente a compresión, también lo es en flexión. La contracción muscular tiene como función regularizar las cargas que son transmitidas por el hueso, neutralizando las fuerzas de tracción y haciendo trabajar el hueso a compresión.

Para ilustrar lo expuesto tomamos como ejemplo la tibia de un esquiador que cae hacia delante (fig. 3-8). En esta situación, la tibia es sometida a una fuerza de flexión en la que aparecen fuerzas de compresión en la cortical anterior, y fuerzas de tracción en la cortical posterior. Al contraerse el tríceps sural aparecen fuerzas de compresión en la parte posterior que neutralizan las fuerzas de tracción citadas, con lo cual el hueso en su conjunto trabaja a compresión que es el tipo de sollicitación mecánica que mejor soporta.

Los músculos tienen, por tanto, una función protectora del hueso. Cuando falla la contracción muscular, por fatiga o por parálisis, se favorecen las lesiones óseas. De ahí la mayor incidencia de fracturas en los huesos poliomiélicos o las fracturas por sobrecarga en los deportistas cuando éstos alcanzan estados de fatiga importantes.

Remodelación ósea

Por la ley de Wolff sabemos que el hueso adapta su tamaño, forma y estructura a las sollicitaciones mecánicas que recibe. Como se ha comentado, el hueso vivo está sometido constantemente a un proceso continuo de formación-resorción.

Este proceso tiene lugar de forma equilibrada bajo unas condiciones mecánicas que podríamos llamar "ideales". Si las sollicitaciones mecánicas reales son superiores o inferiores a las ideales, aumenta o disminuye la formación ósea, hasta un techo máximo en que aparece una resorción patológica de hueso. Esto explica hechos tan frecuentes en la práctica diaria como que el tamaño del hueso de una pierna paralizada sea inferior al de una pierna sana, que después de la inmovilización de una fractura el hueso pierda masa ósea, o que el húmero de un tenista esté más desarrollado en la extremidad que soporta

la raqueta que en la contralateral. El hueso está sometido constantemente a fuerzas de flexión, que generan fuerzas de compresión en un lado de éste y fuerzas de tracción en el lado opuesto. Estas fuerzas tienden a equilibrarse por la acción muscular. Si se rompe este equilibrio, en el lado sometido a compresión aparece una mayor formación de hueso, mientras que en el lado sometido a tracción existe una mayor resorción. Por esto cuando una fractura consolida con una desviación angular del hueso y aumentan las fuerzas de flexión sobre éste, con el tiempo aparece una remodelación que tiende a reconstruir la forma inicial del hueso.

BIBLIOGRAFÍA

- Albright UA. The scientific basis of orthopaedics. En: Eskianer CW, ed. *Structural Organization and Remodeling Dynamics*, 2ª ed. Bone 1987; 5: 161-198.
- Bullough PG. Scientific foundations of orthopaedics and traumatology. Bone 1980; 1: 3-10.
- Burny F. Propriétés mécaniques du tissu osseux. *Acta Orthop Belga* 1975; (Supl. 1): 9.
- Burstein AH, Reilly DT, Martens M. Aging of bone tissue. Mechanical properties. *J Bone Joint Surg* 1976; 58A: 82.
- Carter OR, Hayes WC. Compact bone fatigue damage. A microscopic examination. *Clin Orthop* 1977; 127: 265.
- Devas M. *Stress fractures*. Edimburg, London y New York: Churchill Livingstone, 1975.
- Frankel VH, Nardin M. *Basic biomechanics of the skeletal system*. Philadelphia: Lea and Febiger, 1980.
- Freemont AJ. Pathology of bone and joint neoplasms. *Bone Development Structure, and Turnover* 1999; 2: 15-33.
- Jones H, Priest J, Mayes W, Nagel D. Humeral hypertrophy in response to exercise. *J Bone Joint Surg* 1977; 59A: 204.
- Pauwels F. *Biomechanics of the locomotor apparatus*. Berlin: Springer-Verlag, 1980.
- Salter RB. *Estructura y función normales de los tejidos musculoesqueléticos en trastornos y lesiones del sistema musculoesquelético*. Barcelona: Salvat, 1986.
- Trueta J. *La estructura del cuerpo humano. Estudios sobre su desarrollo y su decadencia*. Barcelona: Labor, 1975.