

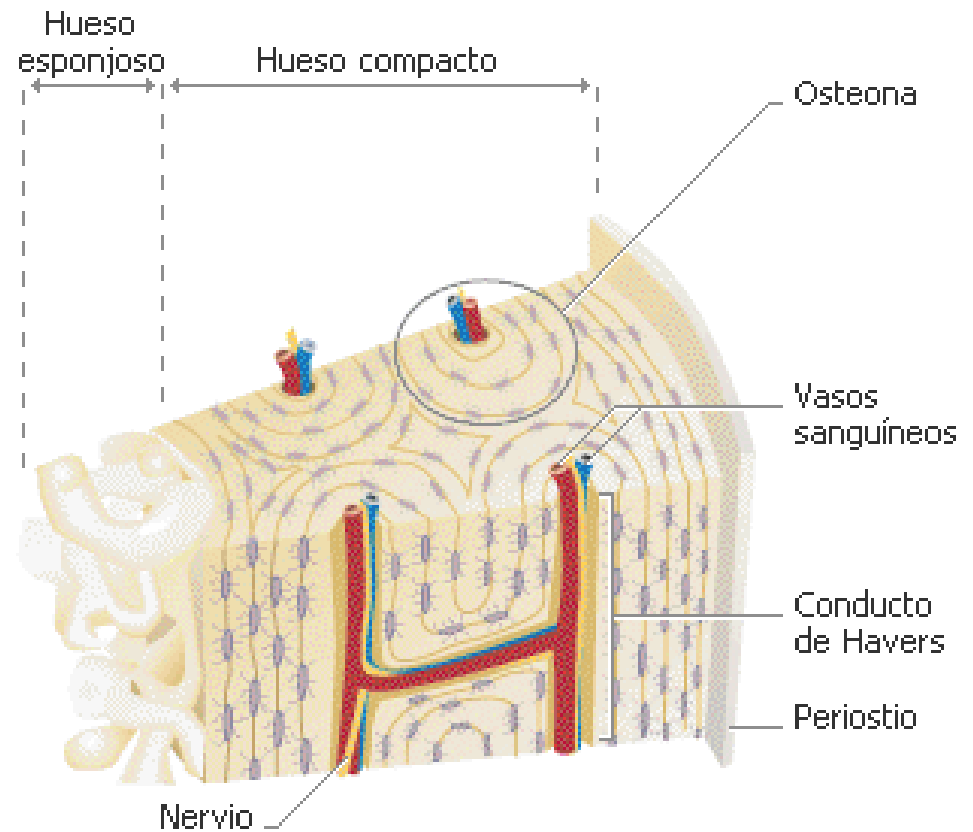
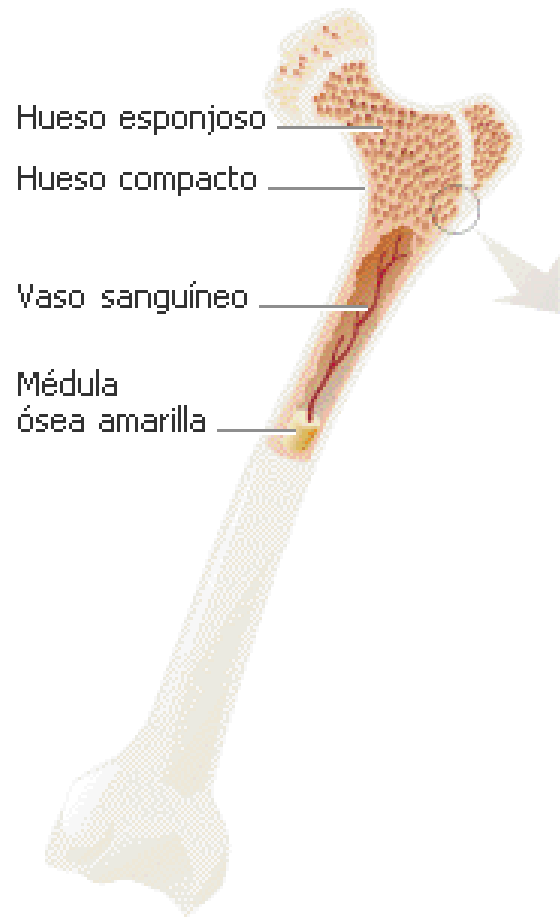
Biomecánica del hueso

Dra. Patricia Pérez
Sepúlveda



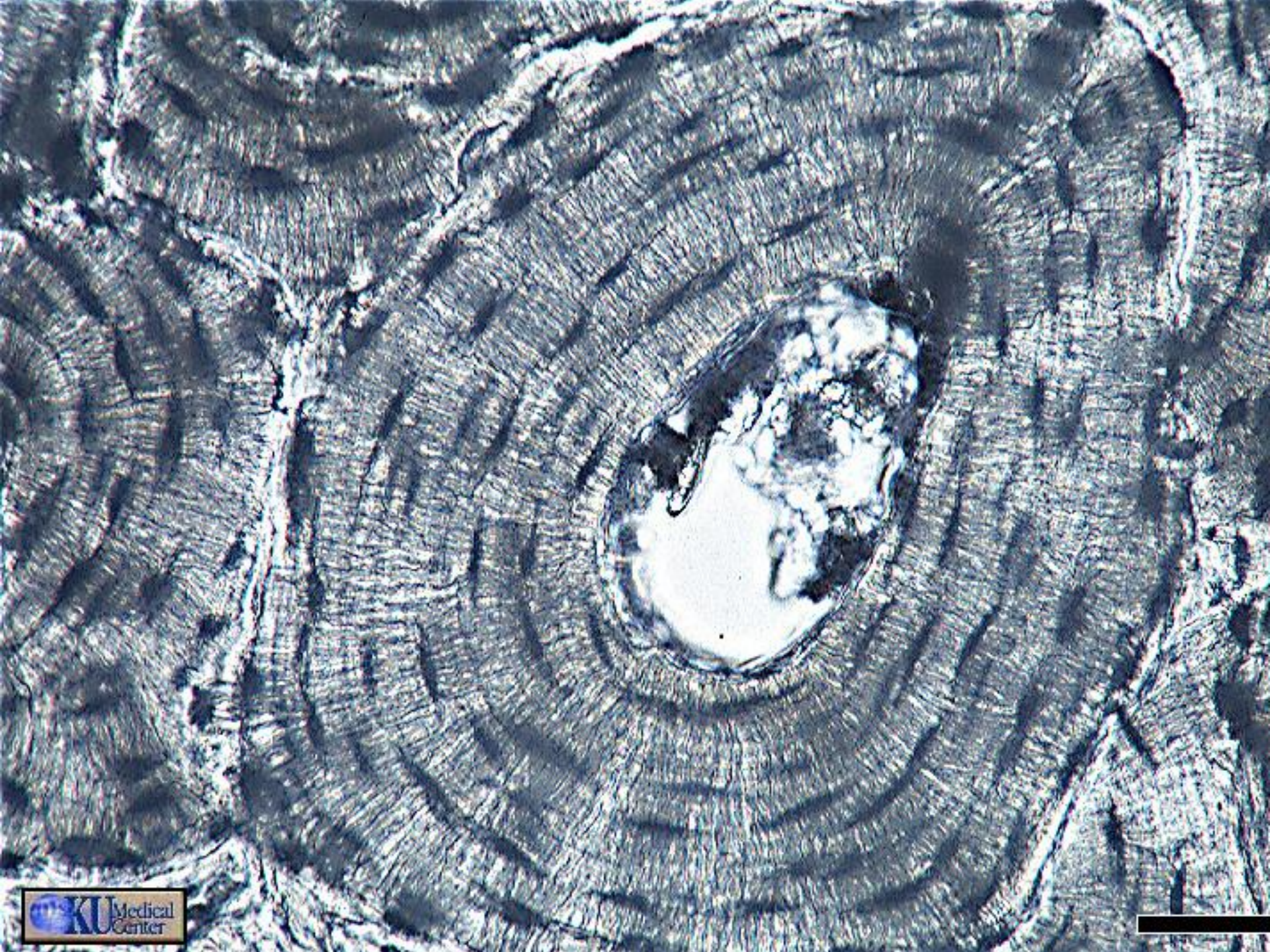
Concepto I

- El hueso es un material compuesto de dos fases: Una fase inorgánica de sales minerales y una matriz orgánica de colágeno y sustancia fundamental.
- Componente inorgánico: Dureza y rigidez
- Componente orgánico: Flexibilidad y elasticidad.



Concepto II

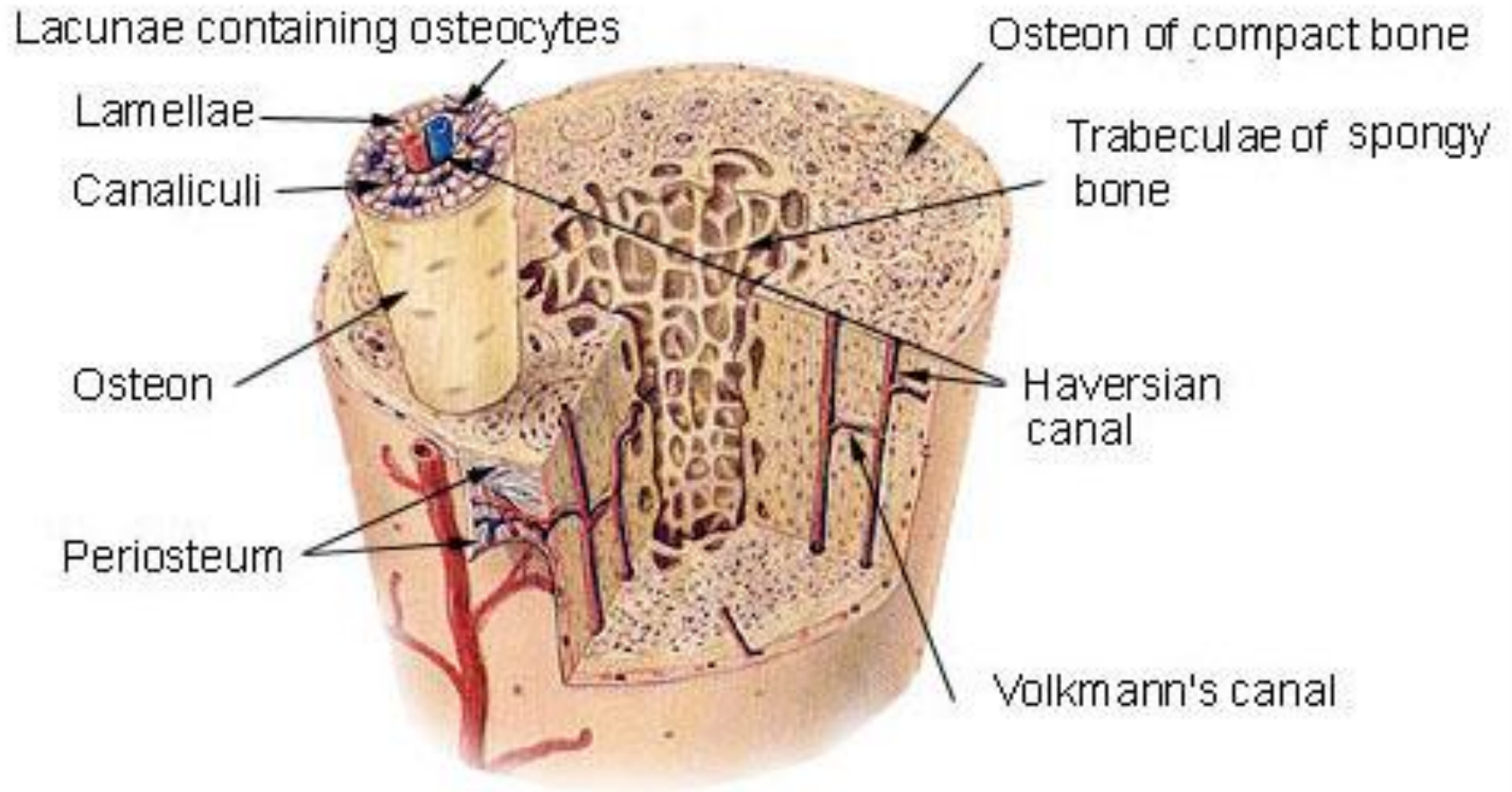
- La unidad estructural del hueso es el OSTEON o sistema haversiano, compuesto de láminas concéntricas (lamelas) de matriz mineralizada rodeadas de un canal central que contiene vasos sanguíneos y fibras nerviosas. No hay paso de colágeno entre un osteon y otro, los cuales se unen a través de una sustancia cementante.



Concepto III

- Macroscópicamente el hueso está compuesto de hueso compacto y esponjoso. Puede considerarse que es un continuo entre un material menos a uno más poroso.

Compact Bone & Spongy (Cancellous Bone)



Concepto IV

- El hueso es un material ANISOTROPICO, exhibiendo diferentes propiedades mecánicas cuando es cargado en diferentes direcciones.
- El hueso maduro es más fuerte y rígido en compresión.

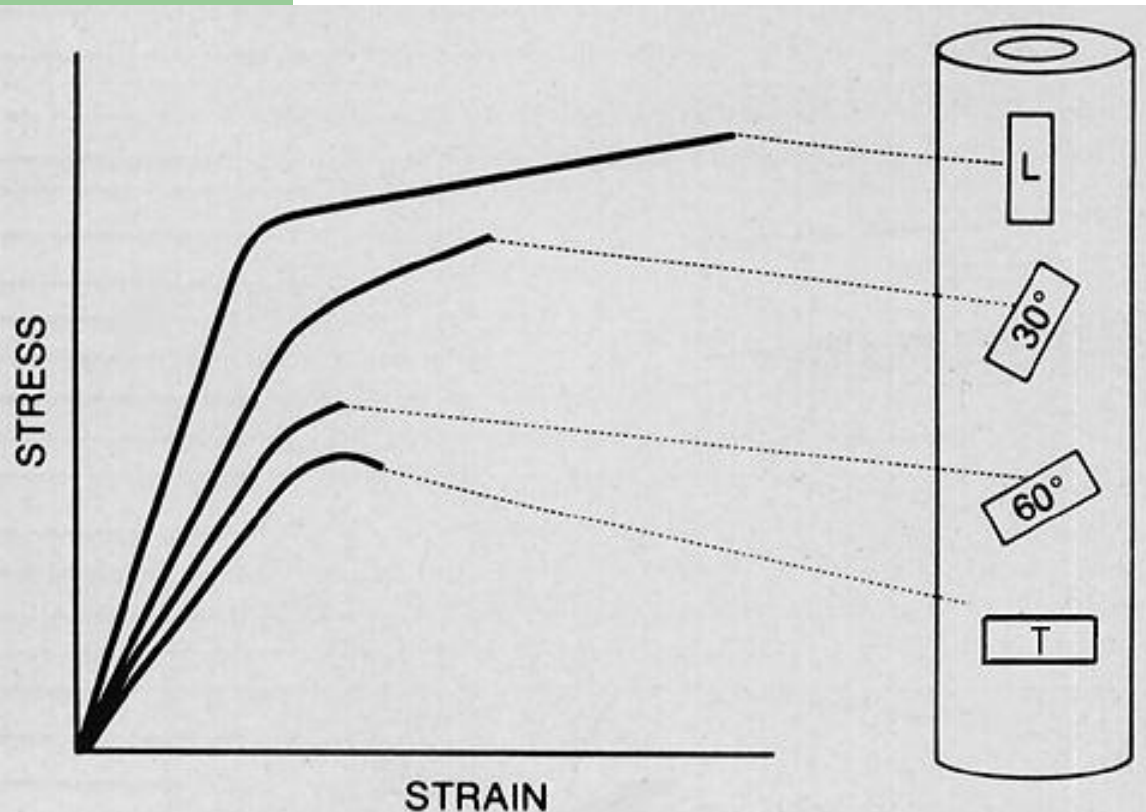


FIG. 12-8 Anisotropic behavior of cortical bone specimens machined from a human femoral shaft and tested in tension. The orientation of load application—longitudinal (*L*), tilted 30° with respect to the bone axis, tilted 60°, and transverse (*T*)—strongly influences both the stiffness and the ultimate strength. (Frankel VH, Nordin M: Basic Biomechanics of the Skeletal System, p. 22. Philadelphia, Lea & Febiger, 1980)

Propiedades biomecánicas del hueso

- Fuerza
- Rigidez

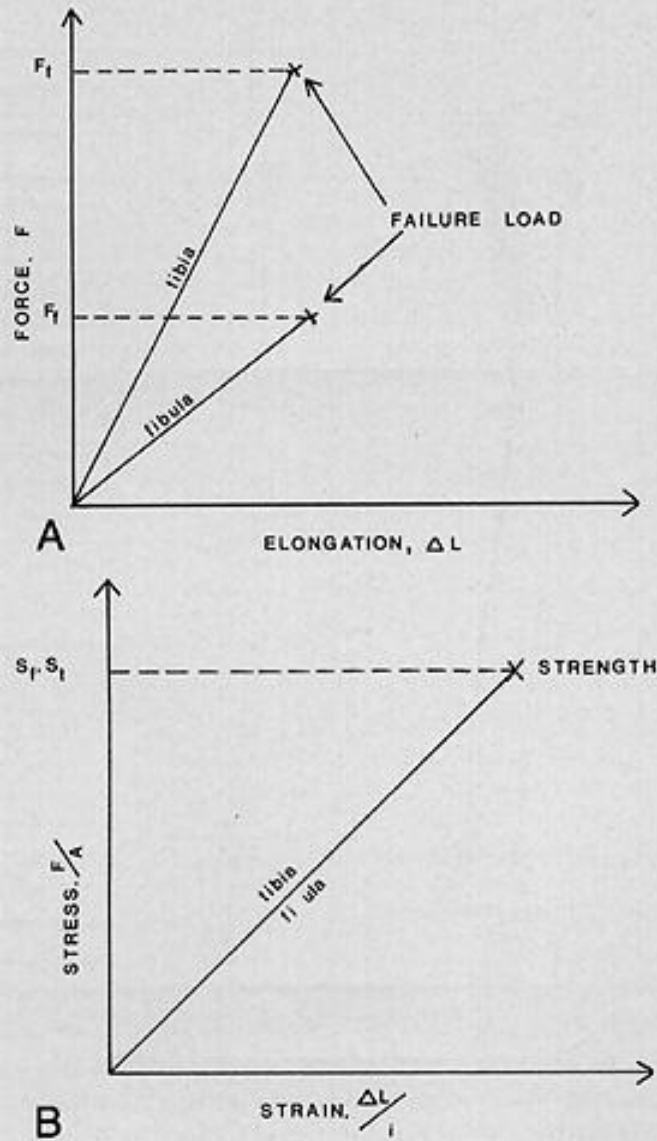


FIG. 12-3 (A) Idealized force/elongation plot of the relative mechanical behaviors of the tibia and fibula depicted in Figure 12-2. The fibula experiences failure at a lower force, F_f , than the tibia, F_t . This graph represents the *structural* parameters of the tibia and fibula. (B) In contrast, *material* parameters are represented on a plot of stress versus strain where the failure loads in A are divided by the corresponding bone cross-sectional areas, thus yielding the relative tensile strengths (stress). Additionally, elongation (ΔL) is converted to strain ($\Delta L/L_i$). Under such conditions the bone of the fibula and the bone of the tibia (as a material) can be shown to have approximately equivalent strength ($S_f = S_t$).

Curva de deformación tensión

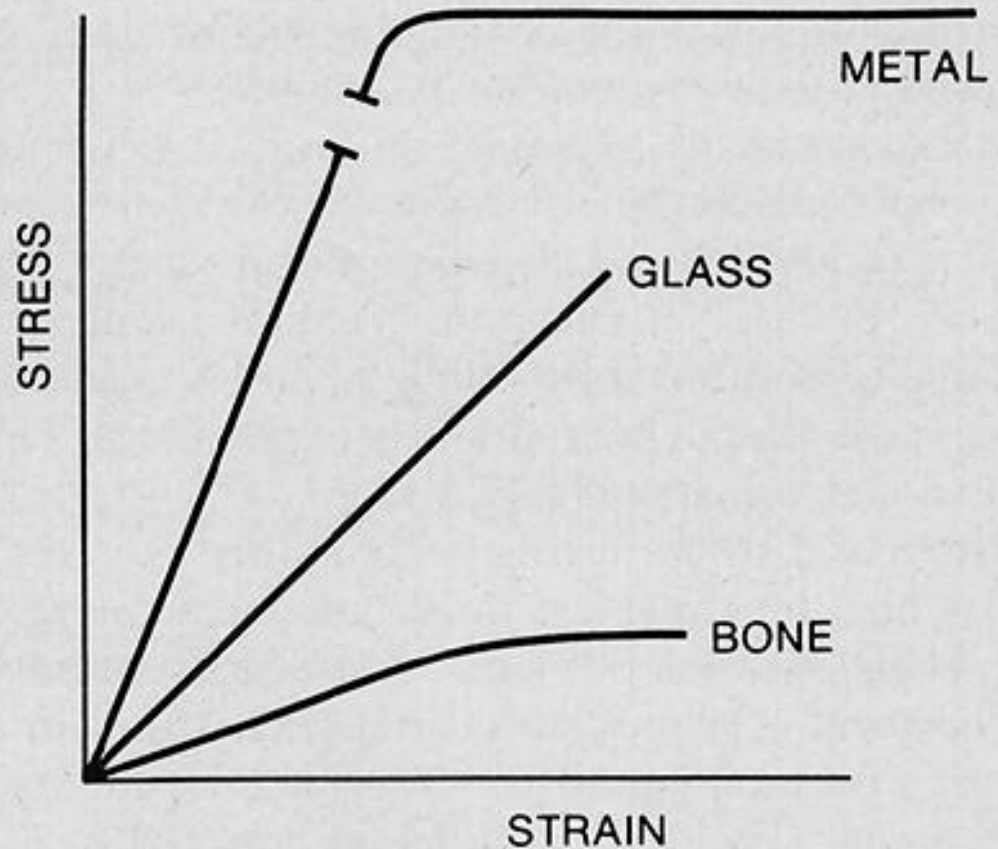


FIG. 12-5 Idealized stress-strain behavior for three materials: metal, glass, and bone. Note the relative differences in stiffness (slope) and ultimate strength. Bone, although exhibiting some plastic deformation (deviation from linearity), behaves more like the brittle glass than the ductile metal. (Frankel VH, Nordin M: Basic Biomechanics of the Skeletal System, p. 19 Philadelphia, Lea & Febiger, 1980)

Propiedades biomecánicas del hueso

- Comportamiento óseo a diferentes tipos de carga

Comportamiento bajo diferentes modos de carga

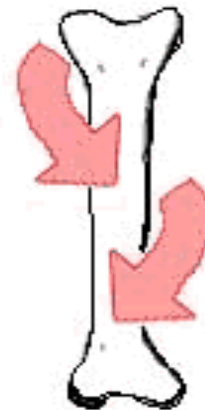
Compression



Tension



Shear (torsion)



Tensión

- Alteran la cementación y excluyen osteones.
- Usualmente se ve en huesos de grandes proporciones de hueso esponjoso.
- Ej: Fracturas por avulsión.

Quinto metatarsiano- tendón peroneo I. Corto
Calcáneo - Aquiles



FIG. 12-7 Radiograph of an injury produced by tensile forces imposed on the tibial tuberosity by the quadriceps musculature. (Courtesy of RB Hohn, DVM)

Compresión

- El máximo estrés compresivo ocurre en el plano perpendicular a la carga aplicada,
- La estructura se acorta y ensancha.
- Microscópicamente hay agrietamiento oblicuo de osteones.
- Ej: Vértebras: Fractura tipo Burst – Fractura subcapital.

Cizalle

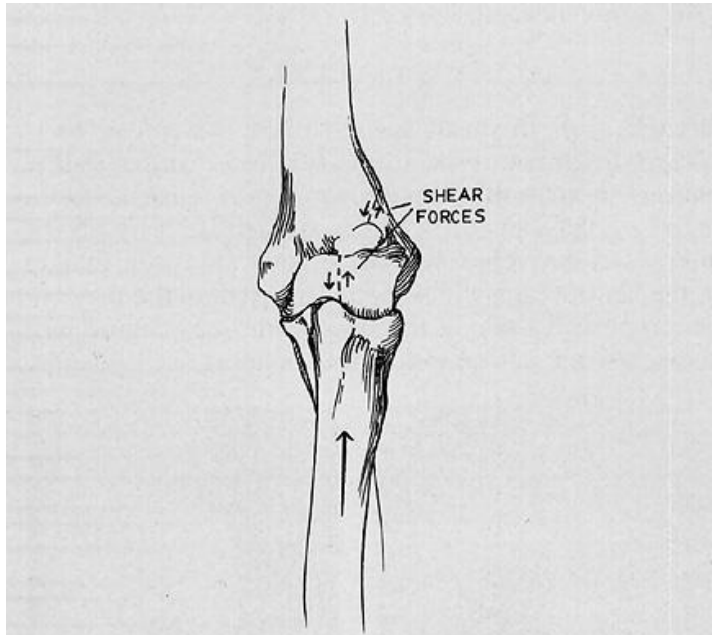


FIG. 12-9 Biomechanics of a lateral humeral condyle fracture. Forces transmitted proximally along the radius impact largely on the lateral humeral condyle, thus creating shear forces in the intercondylar and epicondylar areas, where failure is prone to occur.

- Ej: Fractura de platillos tibiales
- Módulo de cizalle

Flexión

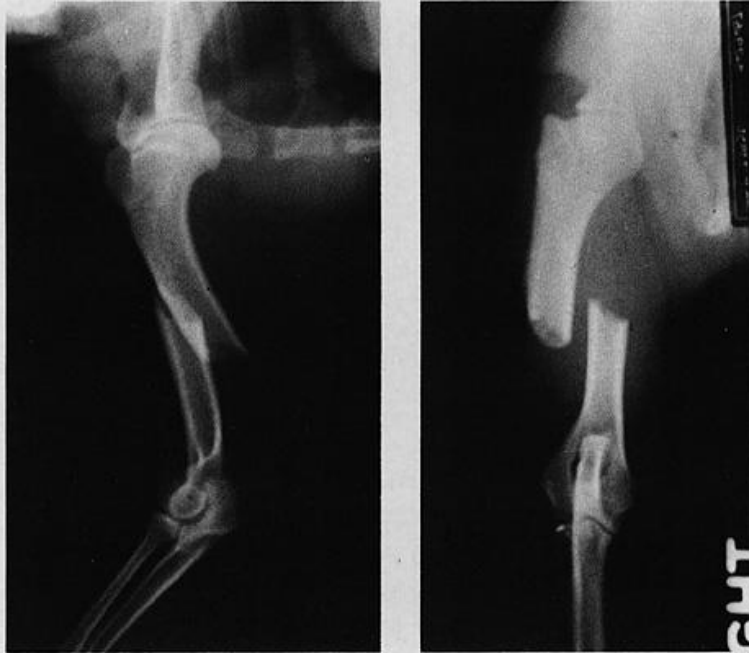


FIG. 12-12 Radiograph of a short oblique long-bone fracture probably produced by bending forces imposed on the midshaft humerus.

- Flexión es combinación de tensión y compresión.
- Ejemplo: “Boot top fracture”

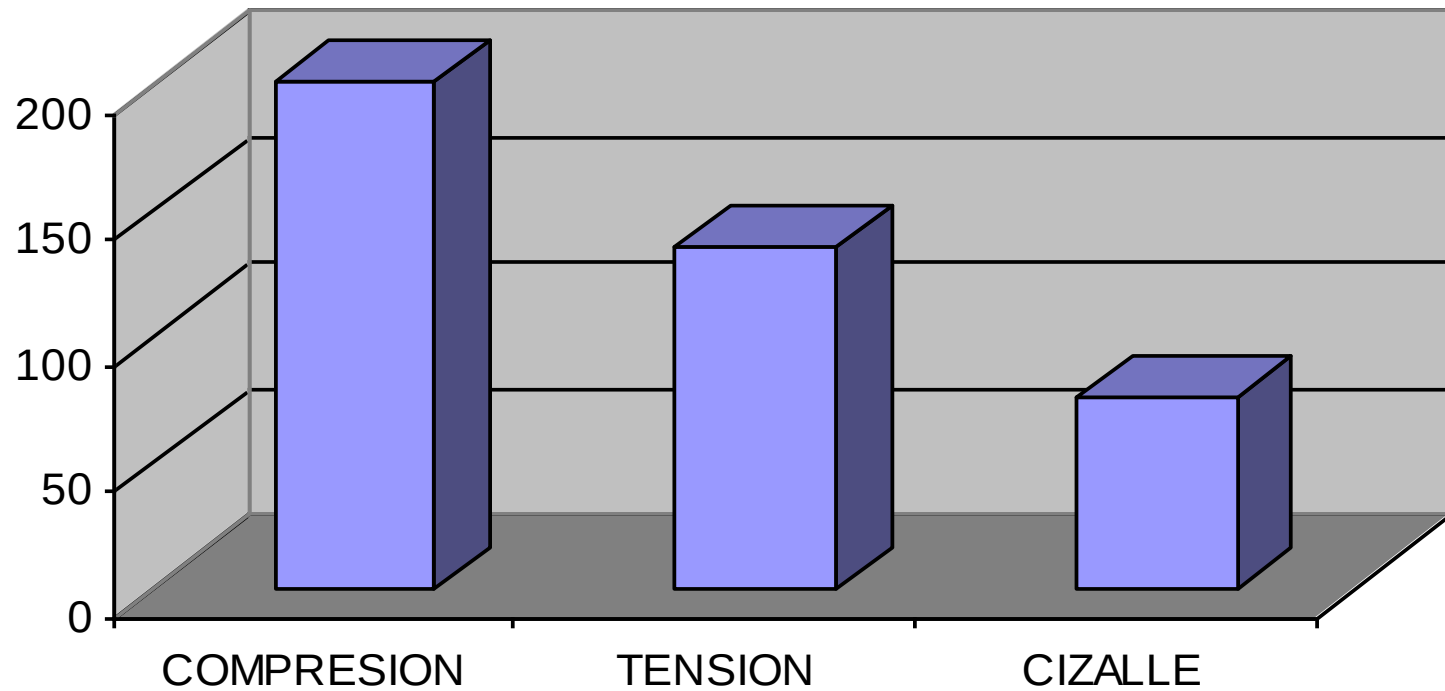
Torsión

- Primero se ejerce cizalle y después desplazamiento en giro.

Cargas combinadas



Estrés máximo para hueso cortical adulto



- El hueso está sometido a complejos patrones de carga durante las actividades fisiológicas comunes tales como caminar o correr. La mayoría de las fracturas óseas son producidas por una combinación de varios modos de carga.

Influencia de la actividad muscular sobre la distribución del estrés en el hueso

- La contracción muscular afecta patrones de estrés en el hueso por producción de estrés compresivo que parcial o totalmente neutraliza el stress tensil actuando sobre el hueso.

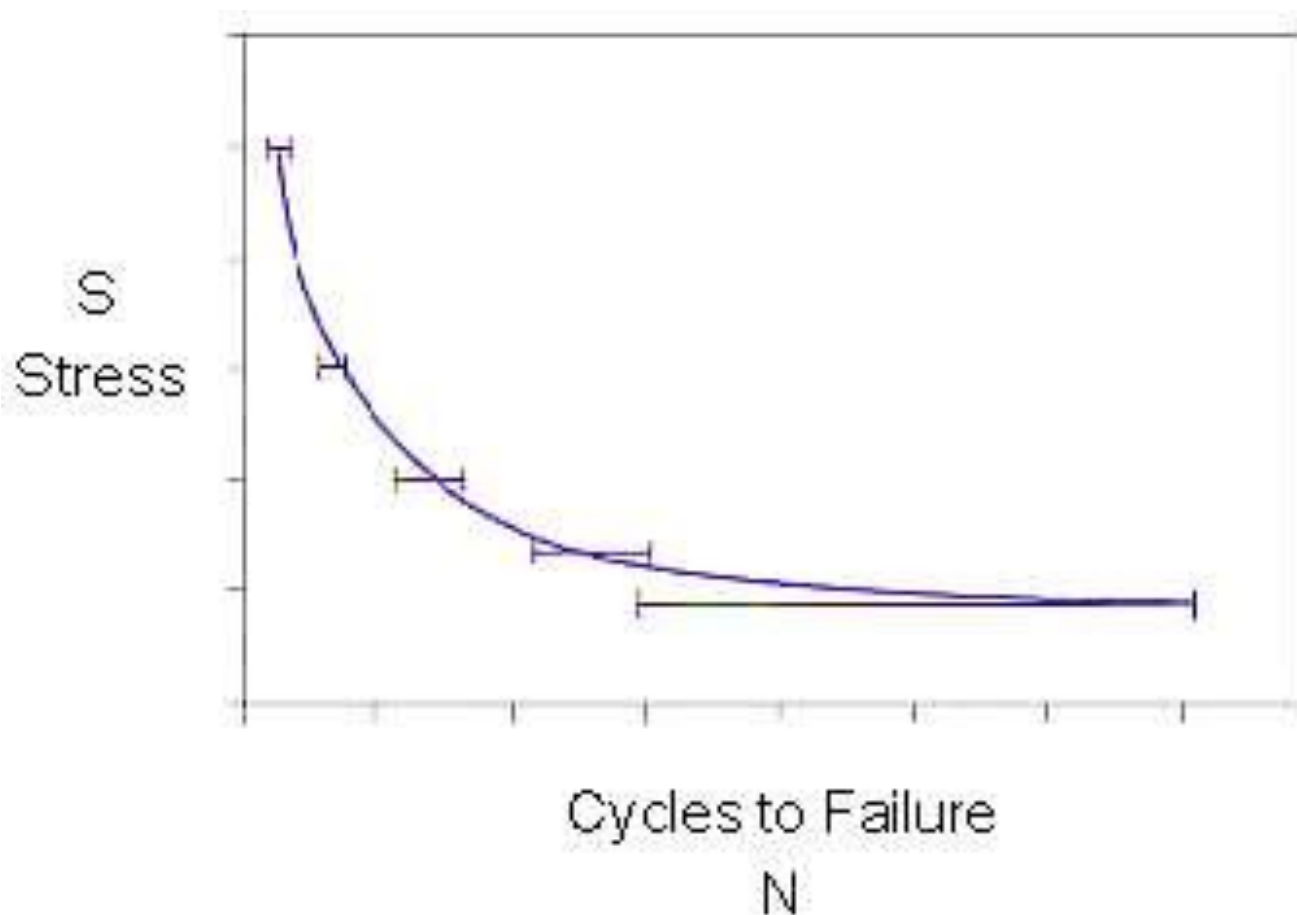
Comportamiento velocidad dependiente del hueso

- A mayor velocidad de la carga el hueso almacena una mayor cantidad de energía (dentro de rangos fisiológicos) que a velocidad de carga baja, sin embargo la deformación antes de la fractura es la misma.

Clasificación de las fracturas.

- Baja energía
- Alta energía
- Muy alta energía.

Fatiga del hueso bajo carga repetitiva



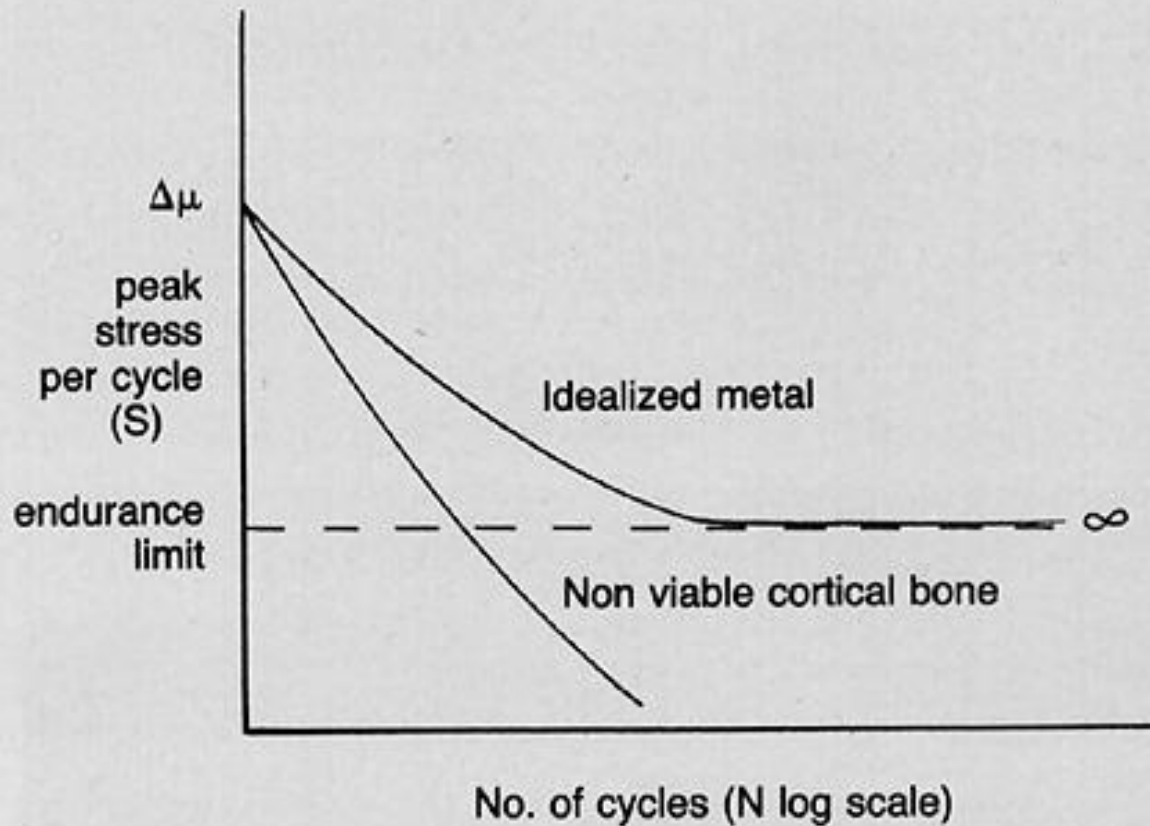
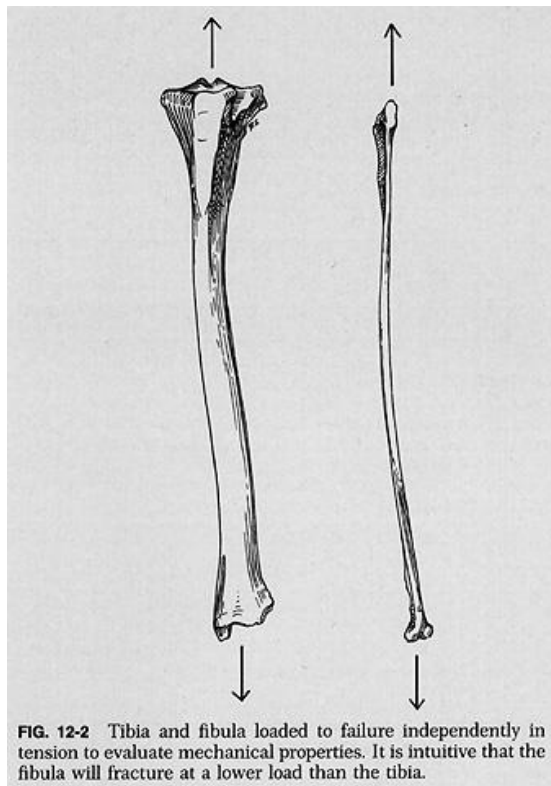


FIG. 12-21 S-N curves for an idealized metal and for cortical bone show a marked difference in fatigue behavior. At stresses below the endurance limit, the metal can be cycled endlessly without experiencing failure. Dead cortical bone, however, has been shown to be susceptible to microdamage and ultimate fatigue failure at small load magnitudes well below the ultimate strength of bone σ_u and therefore is thought not to demonstrate a recognizable endurance limit. (Carter DR: The Fatigue Behavior of Compact Bone. PhD dissertation, Stanford University, 1976)

- Sobreviene fatiga ósea cuando la frecuencia de carga evita la remodelación necesaria para prevenir la falla.

Influencia de la geometría ósea sobre el comportamiento biomecánico

- En torsión y compresión.
A mayor área de sección transversal del hueso, mayor es su fuerza y rigidez.
- En flexión: Área de momento de inercia es proporcional a un hueso más fuerte y rígido.
- Factores: Área y la distribución del tejido óseo alrededor del eje neutral.



Factores

- Area sección transversal
- Momento de inercia
- Largo del hueso

- El comportamiento mecánico del hueso está influido por su geometría (longitud, área de sección transversal, y distribución del tejido óseo alrededor del eje neutral).

Remodelación ósea



- La remodelación ósea en respuesta a la demanda mecánica ubicada sobre él, es establecida donde es necesario y reabsorbida donde no lo es. Ley de Wolf

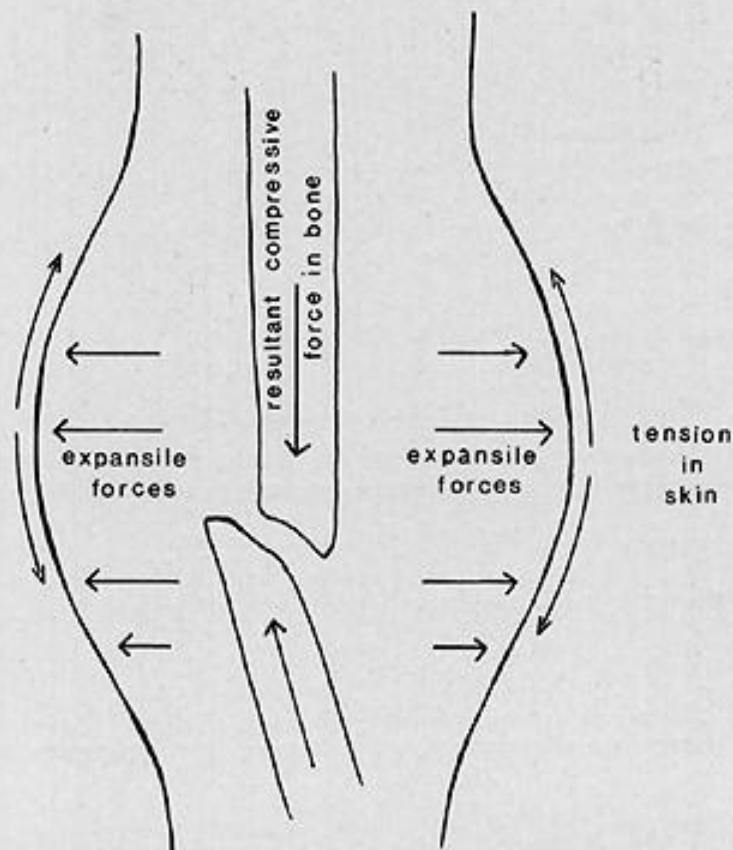


FIG. 12-22 Idealized model of fracture edema leading to compression and shortening of the extremity. To achieve fracture reduction in the presence of significant edema, forces must be applied to overcome the lateral expansile forces of edema filling tissue compartments and interstitial spaces. Alternatively a compressive wrap can be used prior to fracture reduction to minimize or reverse the extent of edema formation.

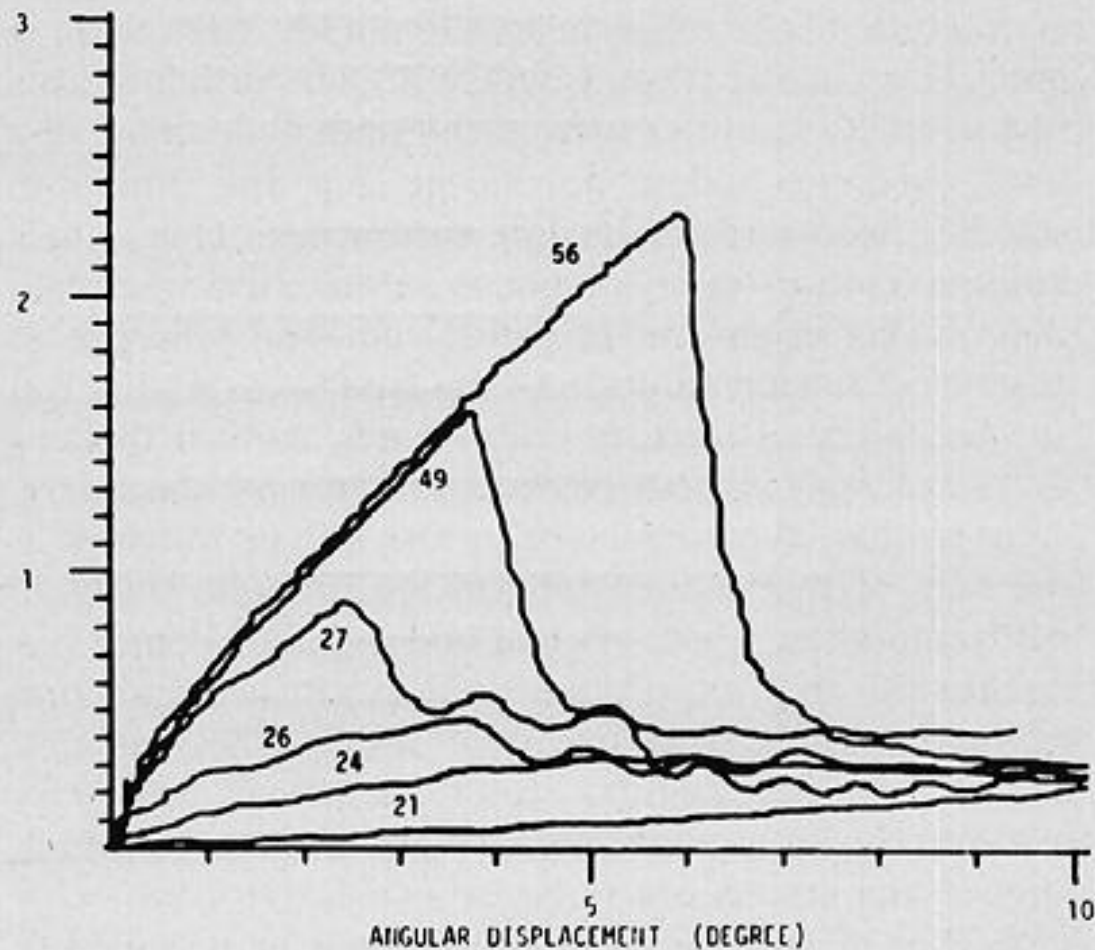
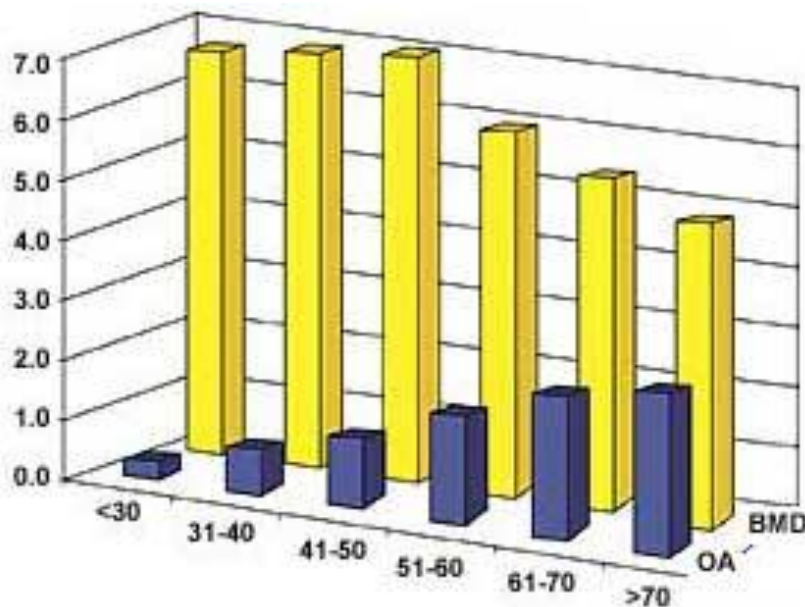


FIG. 12-31 A composite torque-angle graph of six bones representative of the entire bone-healing period. The numbers on the graph indicate days of healing time. As healing progresses, there is increase in the strength of union as shown by the changes in the torque-angle graphs. (White AA, Panjabi MM, Southwick WD: The four biomechanical stages of fracture repair. *J Bone Joint Surg* 59A:188, 1977)

Cambios degenerativos en el hueso asociado a la edad



- Adelgazamiento de trabéculas
- Mismo stress
- Disminución significativa del strain.

- Con el envejecimiento hay una marcada reducción en la cantidad de hueso esponjoso y una disminución en el espesor del hueso cortical. Estos cambios disminuyen la fuerza y rigidez ósea.