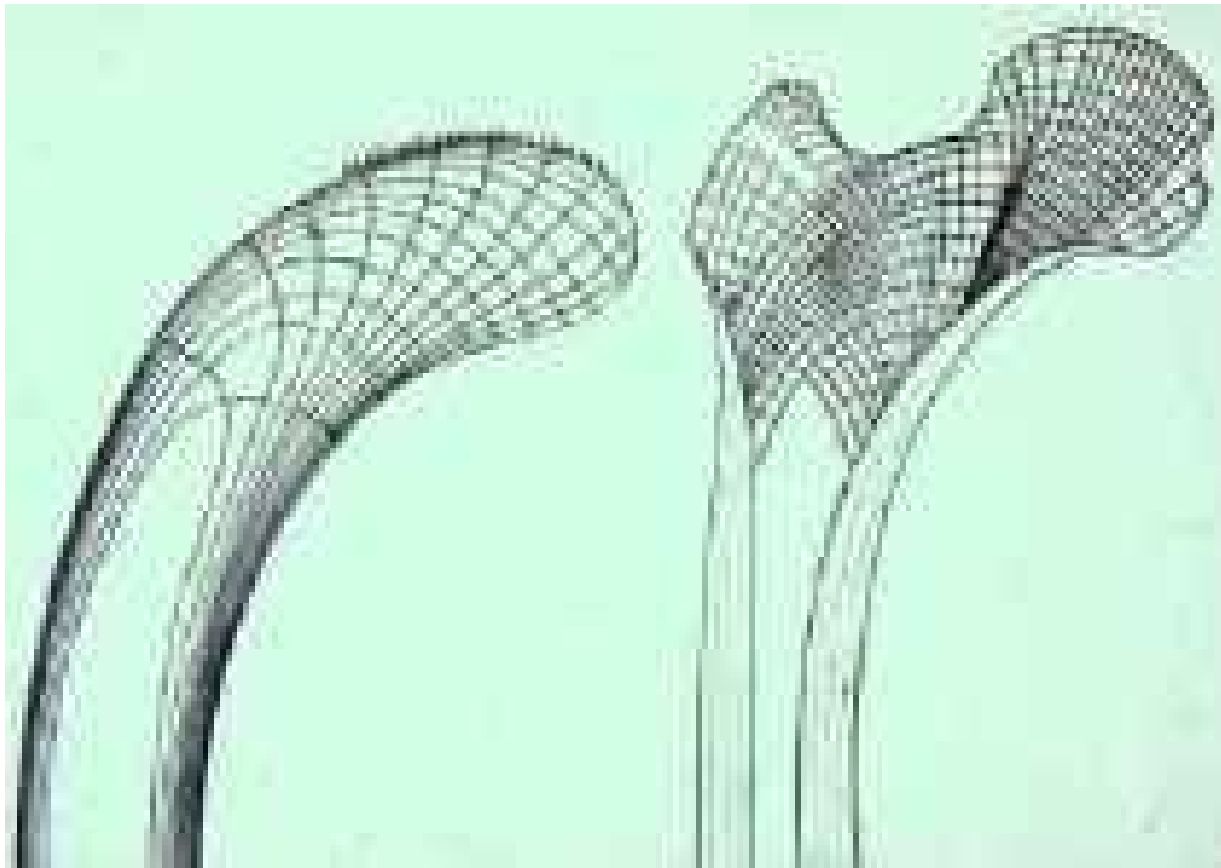


APLIKOVANÁ BIOMECHANIKA

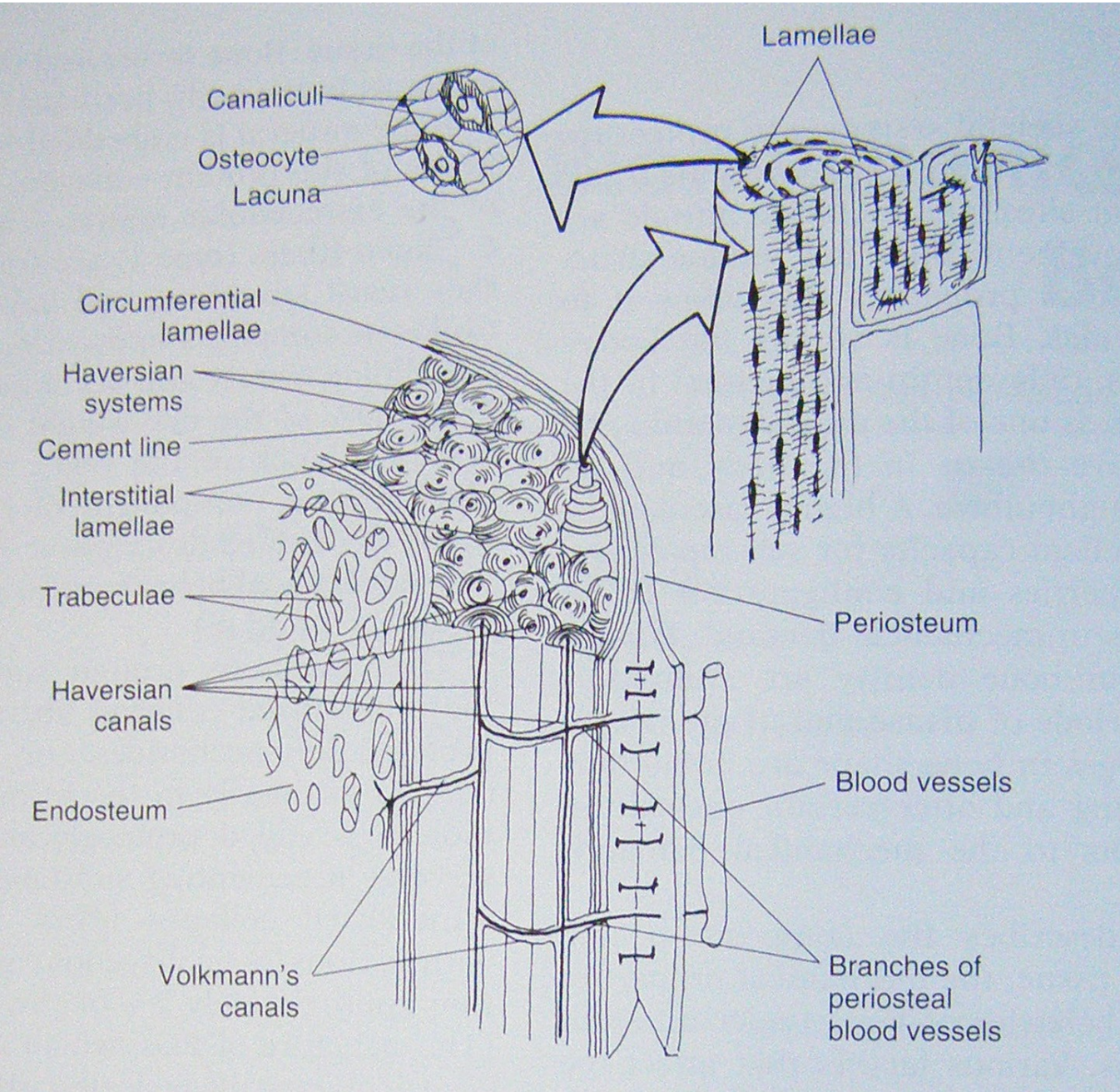
Mechanické vlastnosti tkání a orgánů

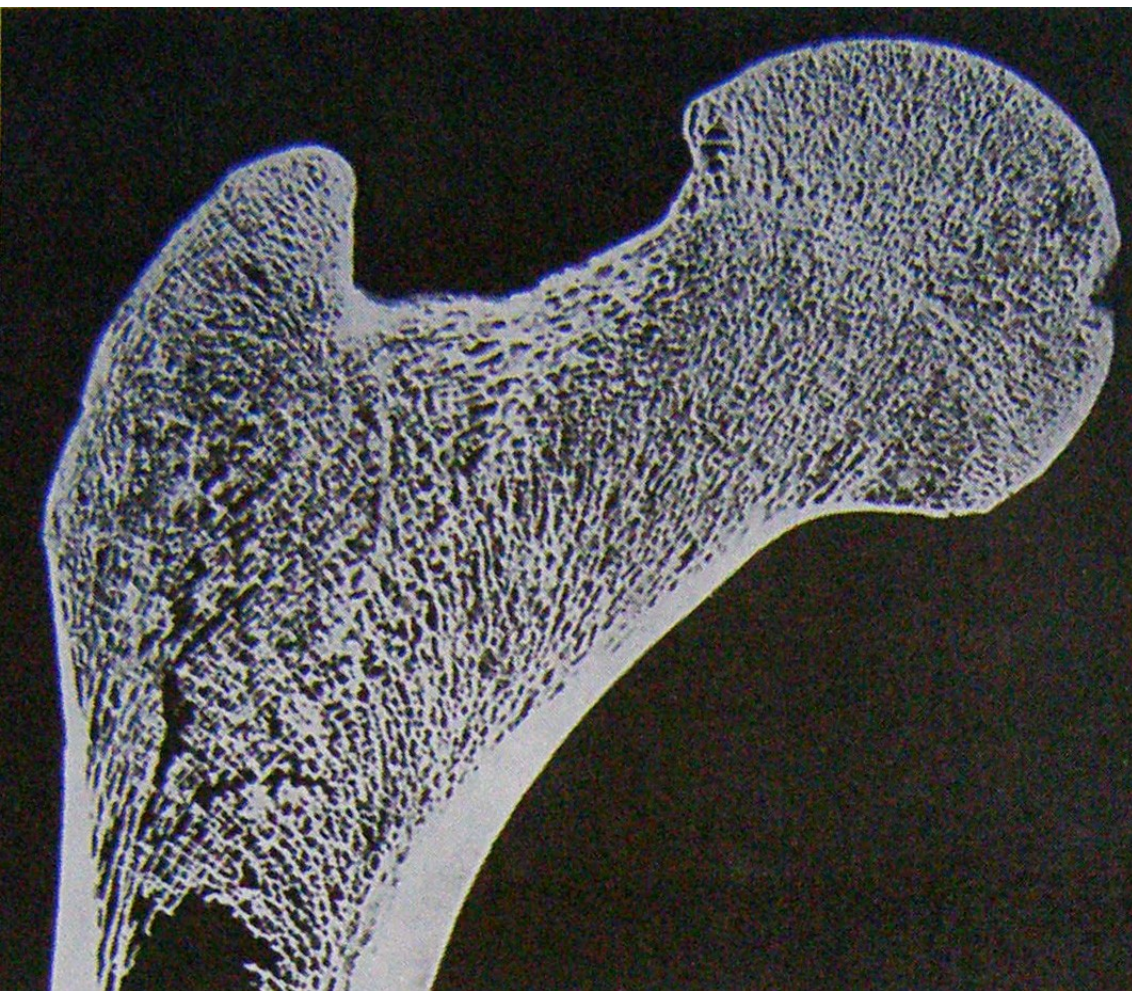
Mechanické vlastnosti kostní tkáně



Složení kosti

- organická matrix (flexibilita, odolnost)
 - osteony
 - extracelulární hmota
 - 90% vláknitá hmota - kolagen
(minimální extensibilita, 25-30% sušiny)
 - 5% amorfni hmota - proteoglykany
- anorganická minerální část (tvrdost, tuhost)
 - 60-70% sušiny kalcium + hydroxyapatit
- voda (až 25% hmotnosti živé kosti)





corticalis

hustota $1,85-2,00\text{kg/m}^3$

spongiosa

hustota $0,15-1,00\text{kg/m}^3$

Biomechanické vlastnosti kosti

● kompozitní materiál

- kolagen
- minerální složka

● strukturální nehomogenita + anizotropie:

- různé mech. vlastnosti dle:
-
-
-
-

● autoreparační schopnosti

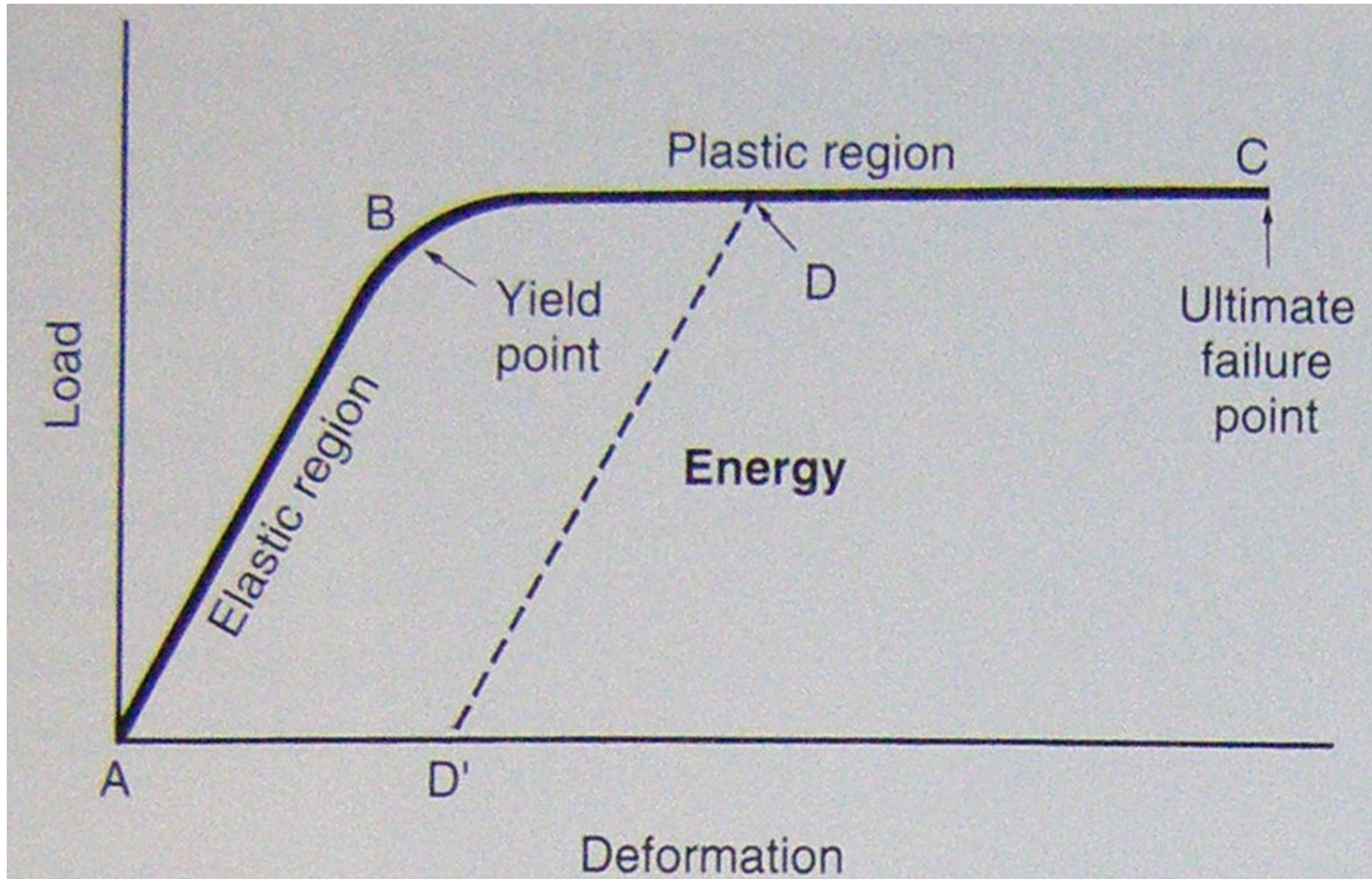
● schopnost adaptace na zátěž !!!

Pevnost a pružnost tkání

= schopnost tkáně odporovat účinkům vnějších sil

- dána vnitřními silami působícími mezi molekulami tkáně
- pevnost tkáně (odpor tkáně kladený vůči jejímu porušení) závisí na:
 - vnitřní strukturu tkáně
 - tvaru tkáně
 - způsobu jejího zatížení
- tkáně se pod vlivem zatížení deformují tak dlouho, dokud jsou schopné jejich vnitřní síly odporovat účinkům vnějších sil, vyvolávajících toto zatížení
 - pružnost představuje takovou deformaci tkáně, která je po ukončení působení vnějších sil schopná plného návratu do původního stavu
 - k tomu dochází není-li překročena mez pružnosti (až po tuto hranici považujeme tkáň za ideálně pružnou – např. kosterní sval, šlachy, vazivo)
- všechny tělesné tkáně jsou odolné vůči účinkům síly tahu, tlaku, skrutu a ohybu
 - pevnost a pružnost v tahu
 - pevnost a pružnost v tlaku
 - pevnost a pružnost ve skrutu
 - pevnost a pružnost v ohybu

Demonstrační křivka pro ohebný materiál "zátěž - deformace"

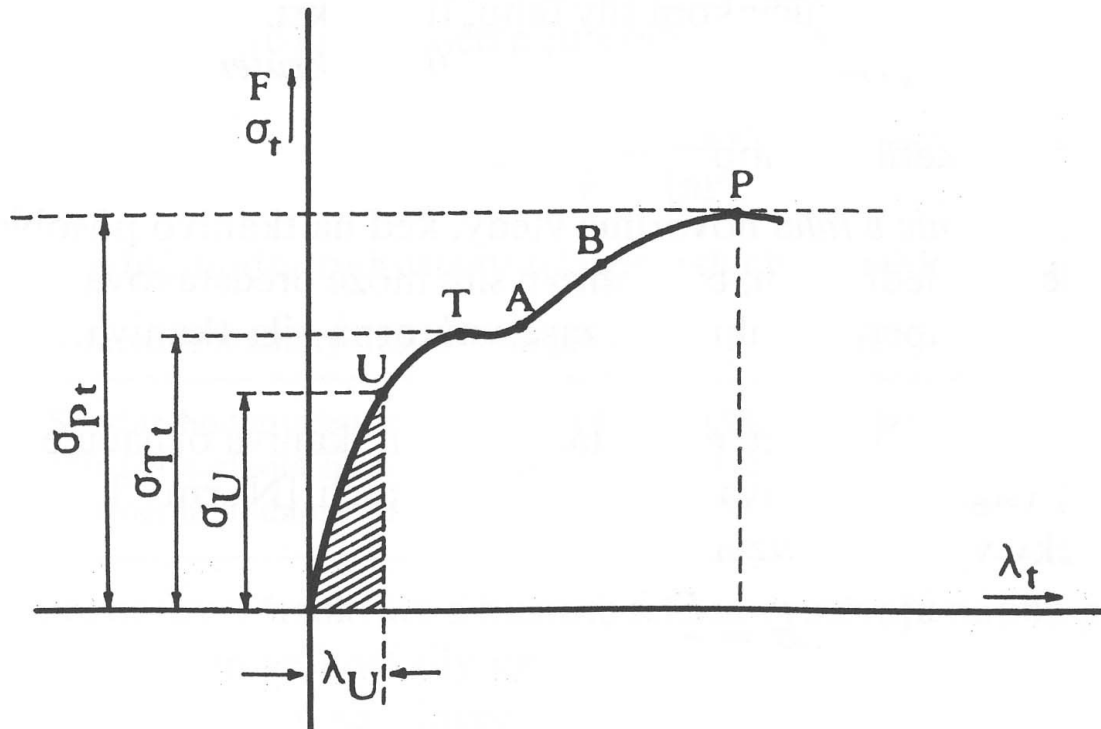


Energie napjatosti

U

- roste prodlužováním tkáně v mezích pružnosti
- odpovídá obsahu plochy diagramu pod křivkou

Závislost prodloužení tkáně na tahové síle



- U mez úměrnosti
- T mez skluzu v tahu
- P mez pevnosti v tahu

Deformace tkáně

- nastává při působení nadprahové síly
- projevem deformace je změna tvaru tkáně (reversibilní změna) až do dosažení dovoleného tahového napětí $\sigma_{dov\ t}$ [N.cm⁻²]
- rovnice pevnosti tkáně (musí platit v každém průřezu tkáně):

$$\sigma_{dov\ t} \geq \sigma_t$$

- prodloužení tkáně je označováno λ_t

$$\lambda_t = l_1 - l_0$$

l_1

délka tkáně po zatížení

l_0

délka tkáně před zatížením

Aktuální problematika především u sportů, kde působí velké tahové síly:

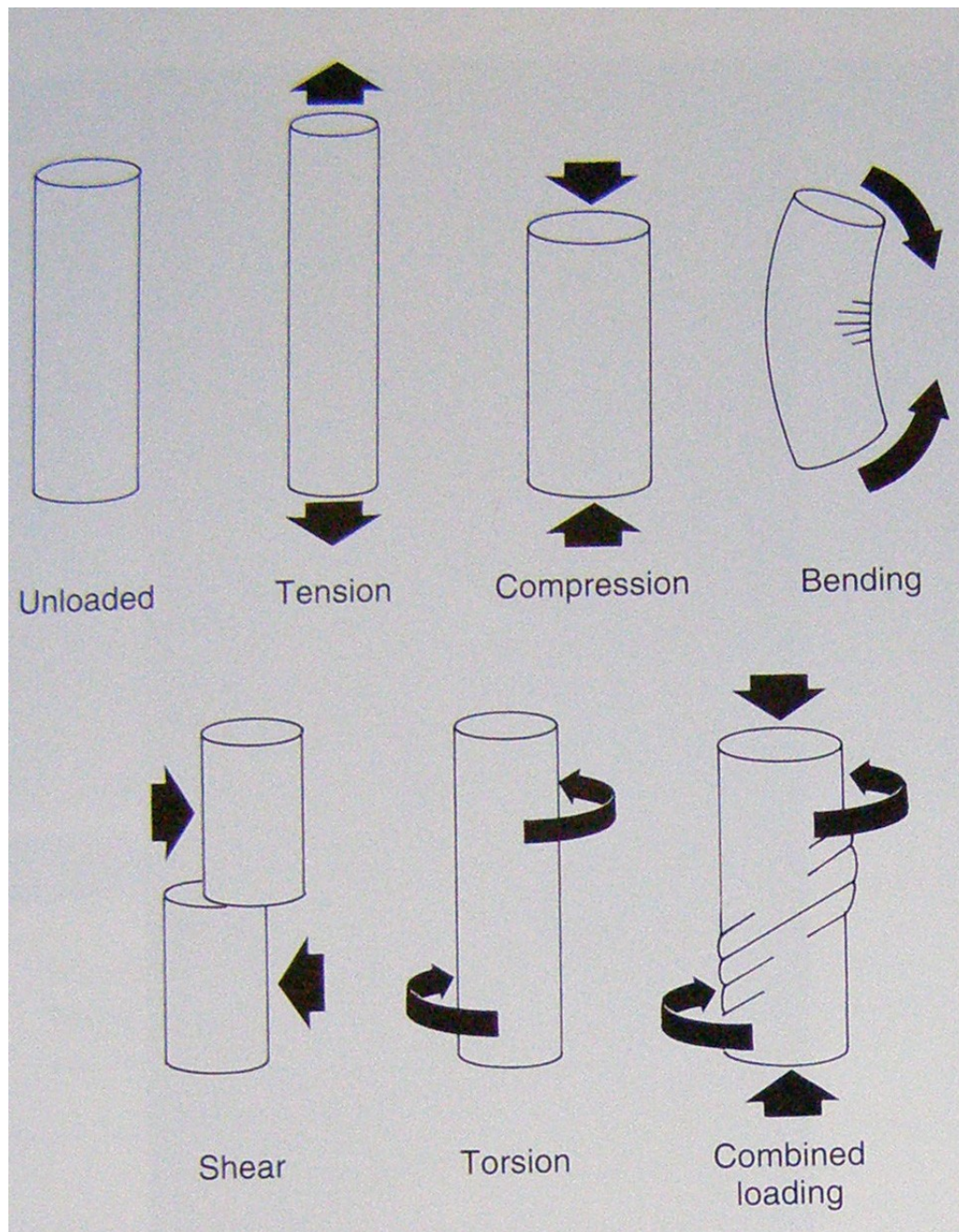
- zvedání činek
- toče na nářadí
- hod kladivem atd.

Faktory ovlivňující mechanickou impedanci

= tj. odolnost proti silovému namáhání

- hmotnost
akumulace E
- elasticita (Youngův modul pružnosti)
akumulace E
- plasticita (součinitel tření)
disipace E
- viskozita (součinitel kinematické vazkosti)
disipace E

Zatížení kostní tkáně



Pevnost a pružnost tkání v tlaku

při působení 2 sil proti sobě ve směru dovnitř tkáně platí:

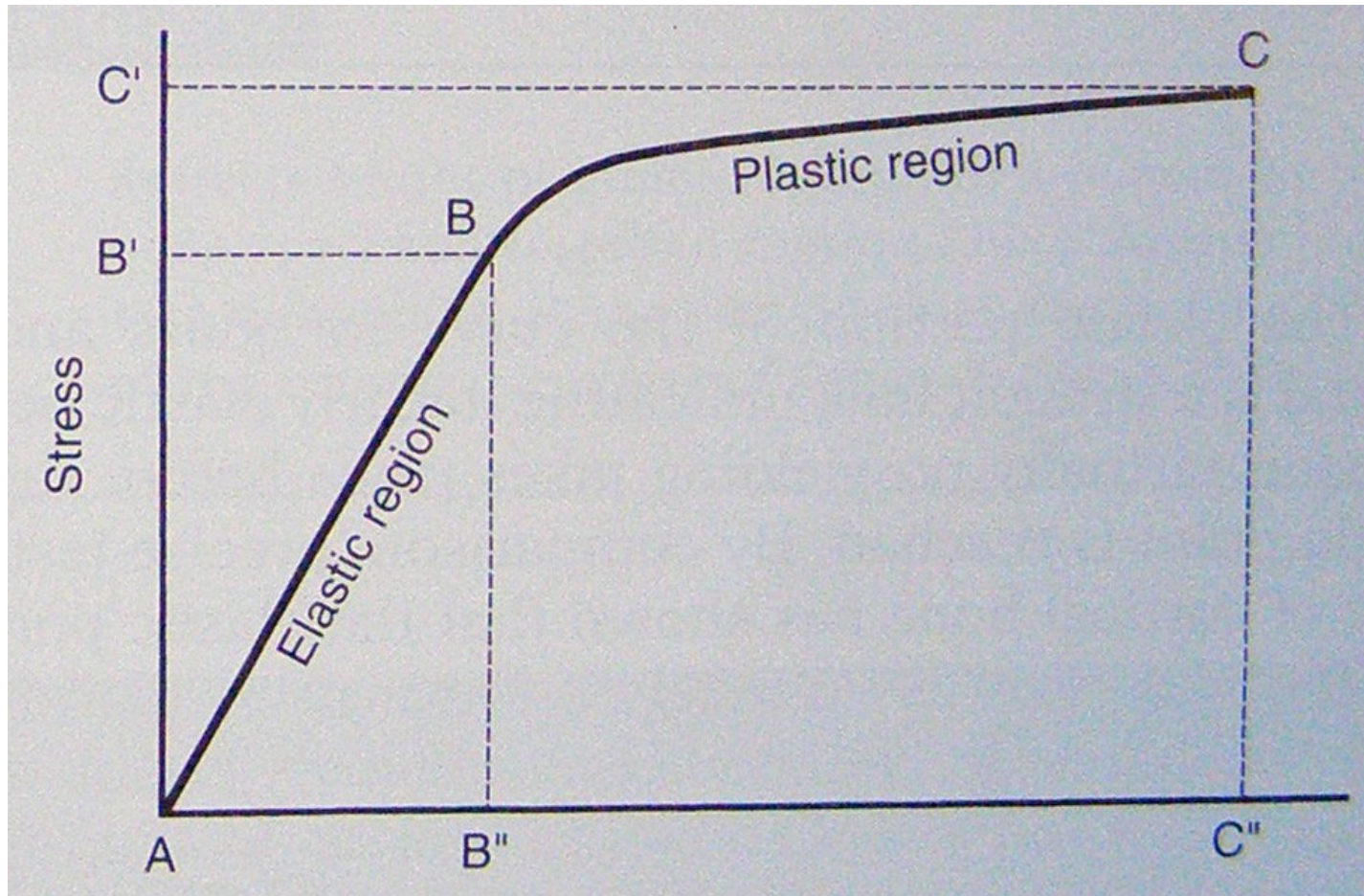
$$\sigma_d = \frac{F}{S} \quad [\text{N} \cdot \text{cm}^2]$$

● při tlaku se kost zkrátí o délku

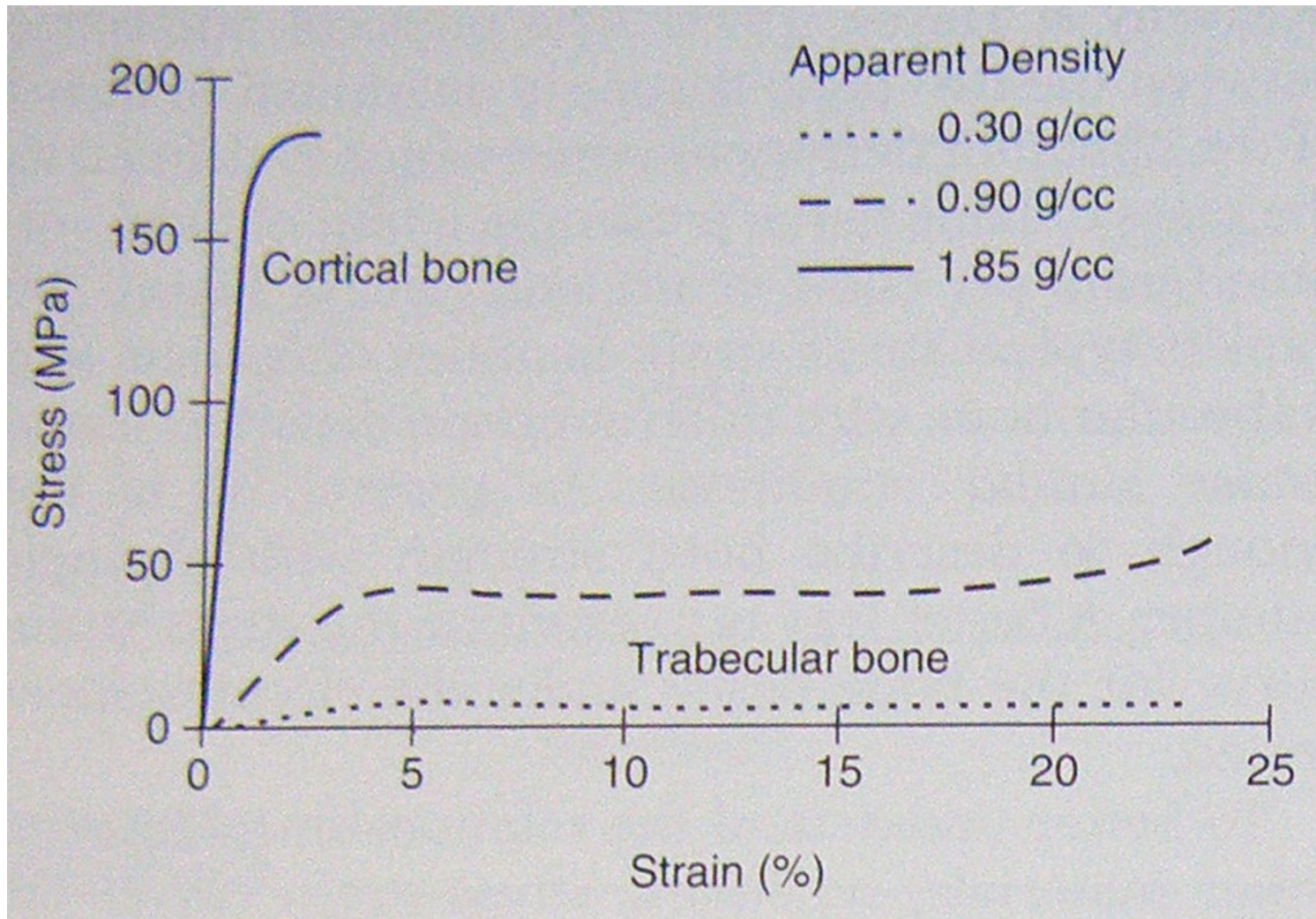
$$\lambda_d = l_1 - l_0$$

● a rozšíří svůj obvod (soudkovitá deformace)

Stress-strain křivka pro kompresi kompaktní kosti

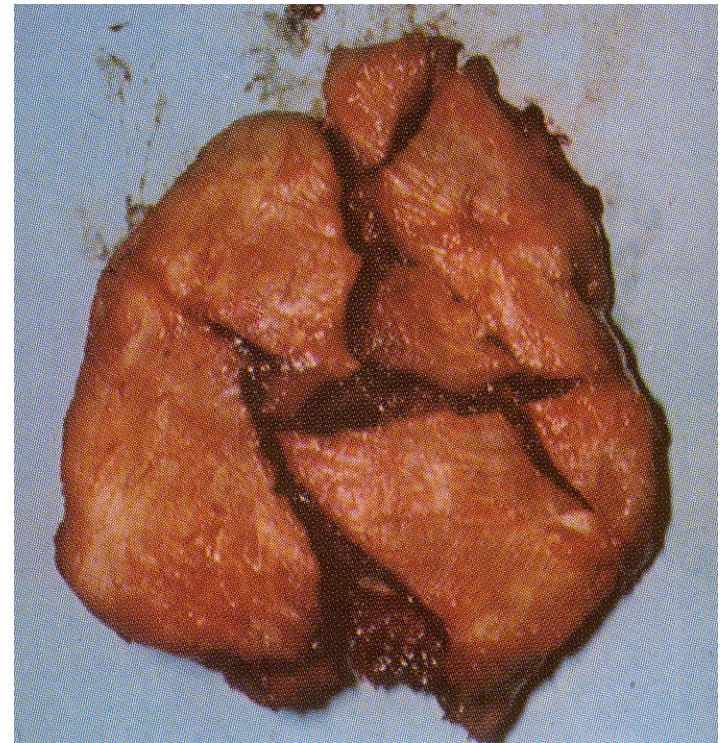


Srovnání komprese kortikální a trabekulární kosti

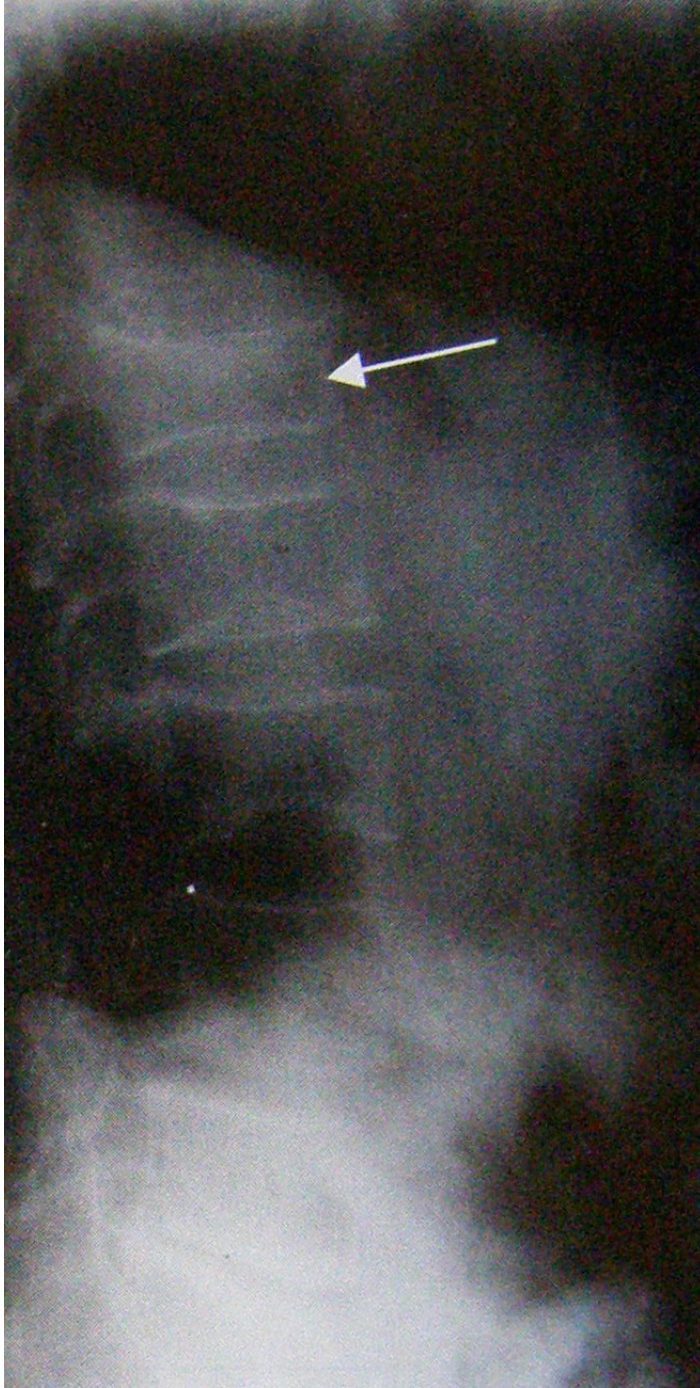


Vybrané kritické tlakové hodnoty

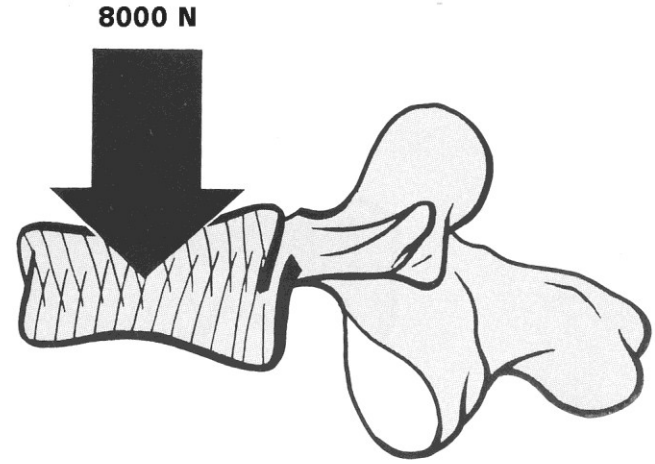
● humerus	6 KN
● femur	7,5 KN
● tibia	5 KN
● patella	2 KN



kompresní zlomenina (L1)

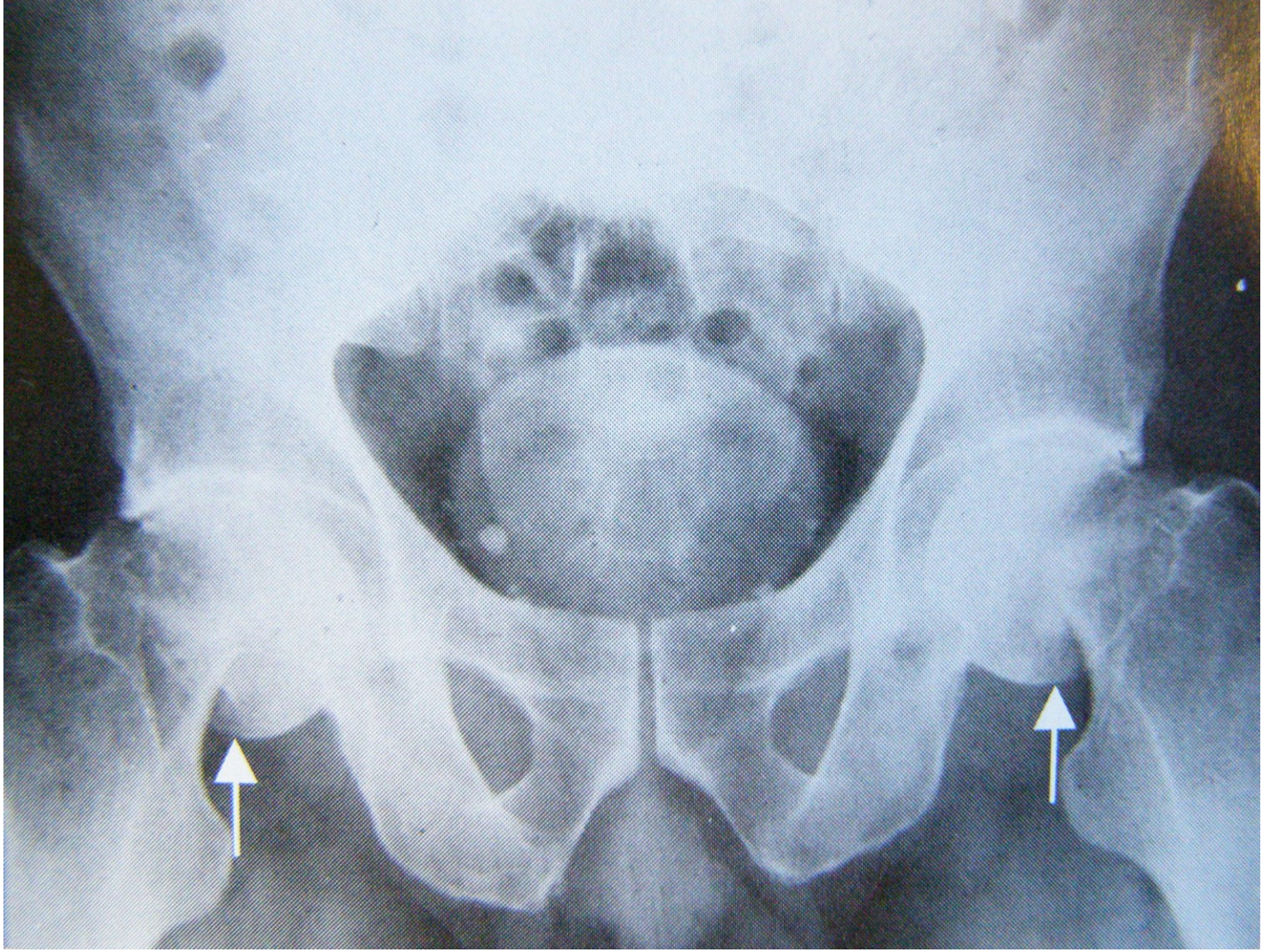


Kompresní fraktury



bilaterální subkapitální fraktura krčku femuru

Kompresní fraktury



Pevnost a pružnost v tahu

- podmínka působení dvou sil opačného směru
 - vnější síla tahová (např. tíže trupu při visu, tahová síla soupeře, tahání dětí za ruku atd.)
 - kost se deformuje
 - zvětšuje svou délku
 - snižuje svůj průřez
 - mezi molekulami tkáně působí vnitřní síla, tzv. napětí σ_t [N.cm⁻²]



$$\sigma_t = \frac{F}{S} \text{ [N.cm}^2\text{]}$$

σ	napětí (vnitřní síla tkáně)
F	tahová síla
S	plocha průřezu tkáně

HOOKŮV ZÁKON:

Když na těleso začneme působit silou, prodlouží se z původní délky l o délku Δl na délku l_1

$$l_1 = l + \Delta l$$

Δl – prodloužení → závisí na počáteční délce tělesa.

ε – **relativní prodloužení** – (tj. prodloužení tělesa o původní délce 1 m)

$$\varepsilon = \Delta l / l_1$$

Normálové napětí je přímo úměrné relativnímu prodloužení.

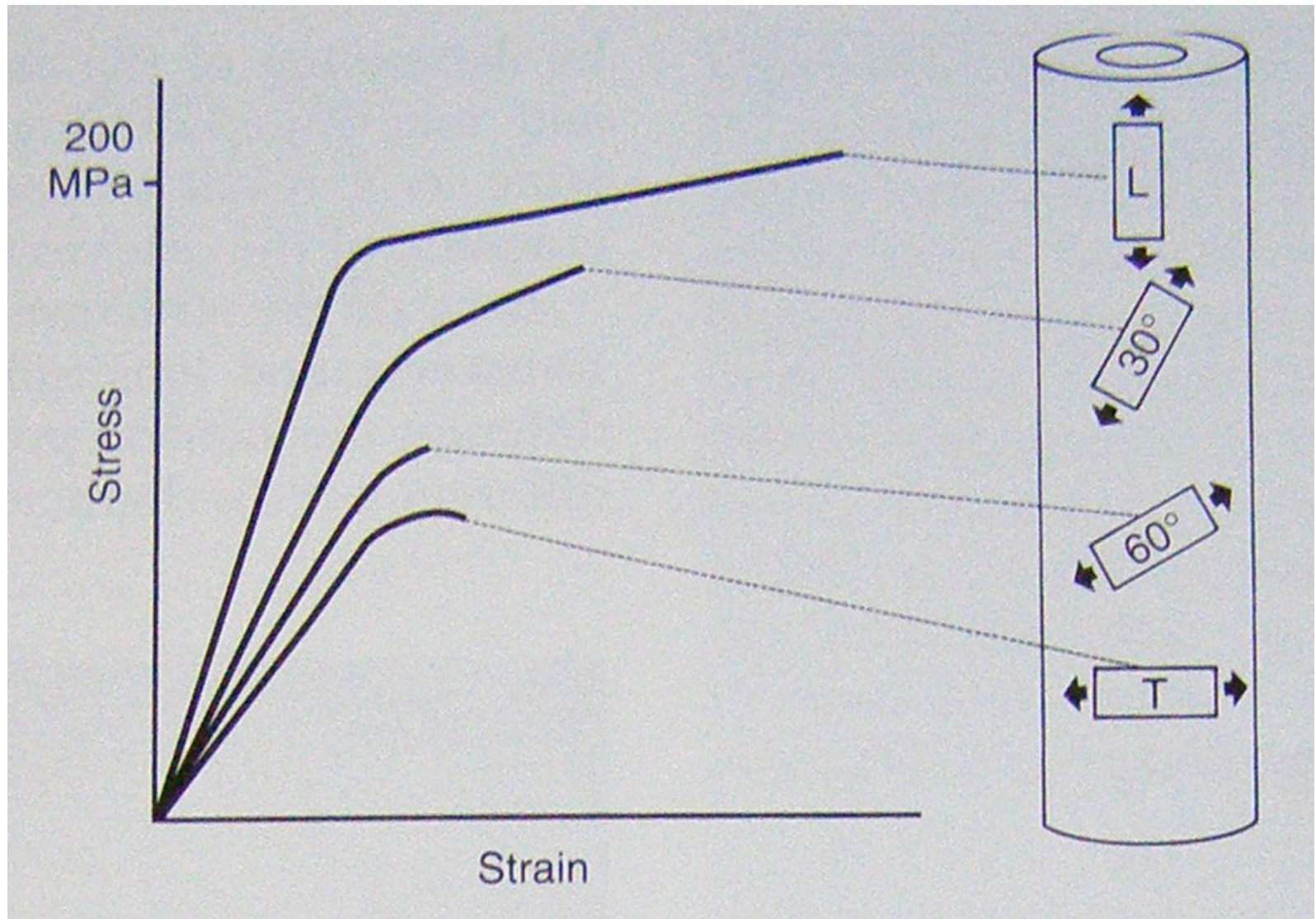
$$\sigma_n = E * \varepsilon$$

✦ E je **modul pružnosti** – je to normálové napětí, které by v předmětu bylo, když by se prodloužilo o svoji délku.

Vybrané hodnoty Youngova modulu pružnosti v tahu

<i>Materiál</i>	<i>Průměrná hodnota [MPa]</i>
Kompaktní kost (mezi 50. a 60. rokem života)	Femur 17 000
Tibie	20 000
Kompaktní kost	Femur 15 700 (12 700 – 19 400)
Ligamentum patellae	400
Elastin	0,6
Ocel	170 000
Sklo	70 000
Dubové dřevo	10 000
Vulkanizovaná guma	1,4

Stress-strain křivka pro kortikální kost při různých úhlech zatížení



vytržení úponu m. triceps surae z calcanea



Nejčastější
tahové
fraktury

výraznější fraktura u tenisového hráče

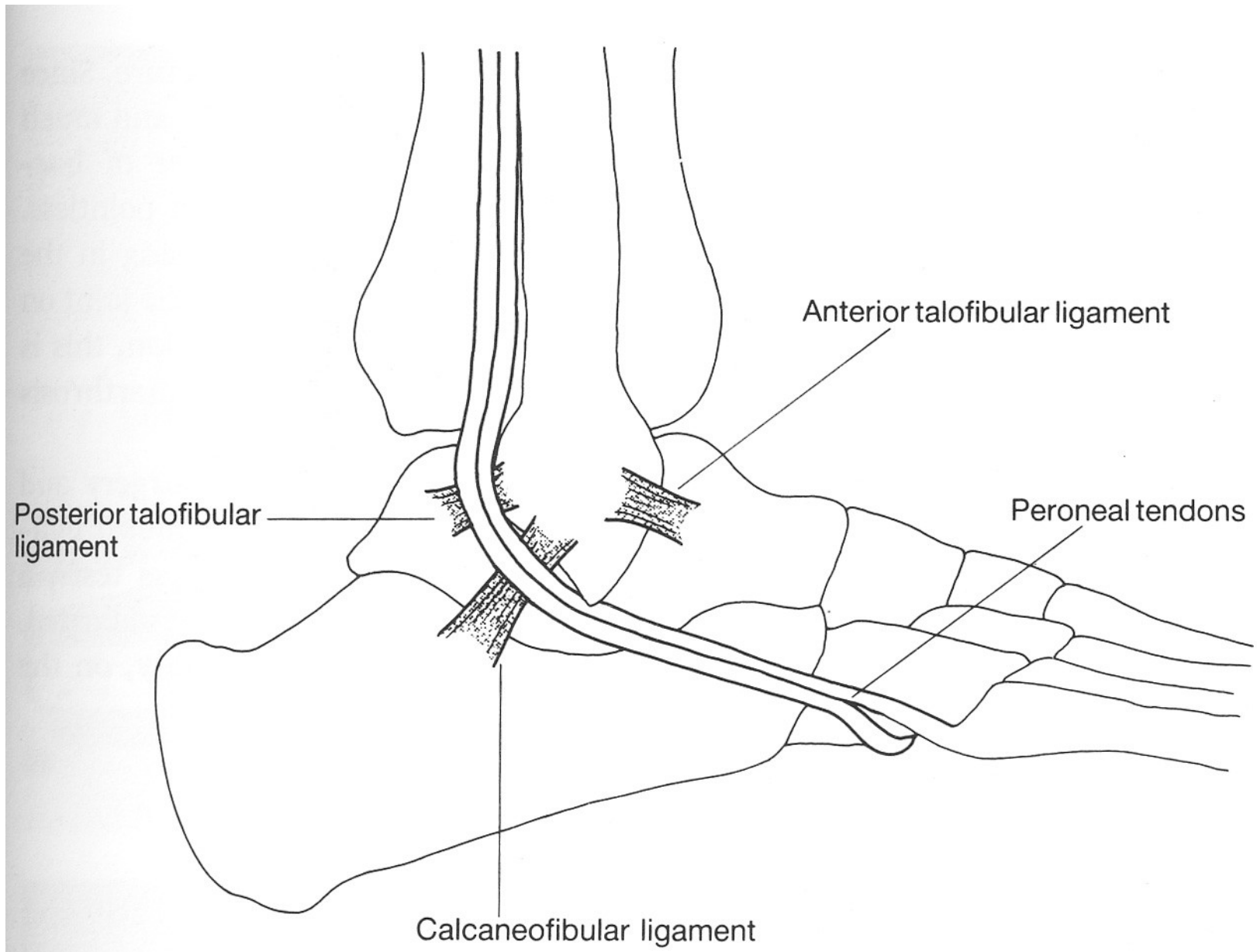


avulze tuberositas tibiae

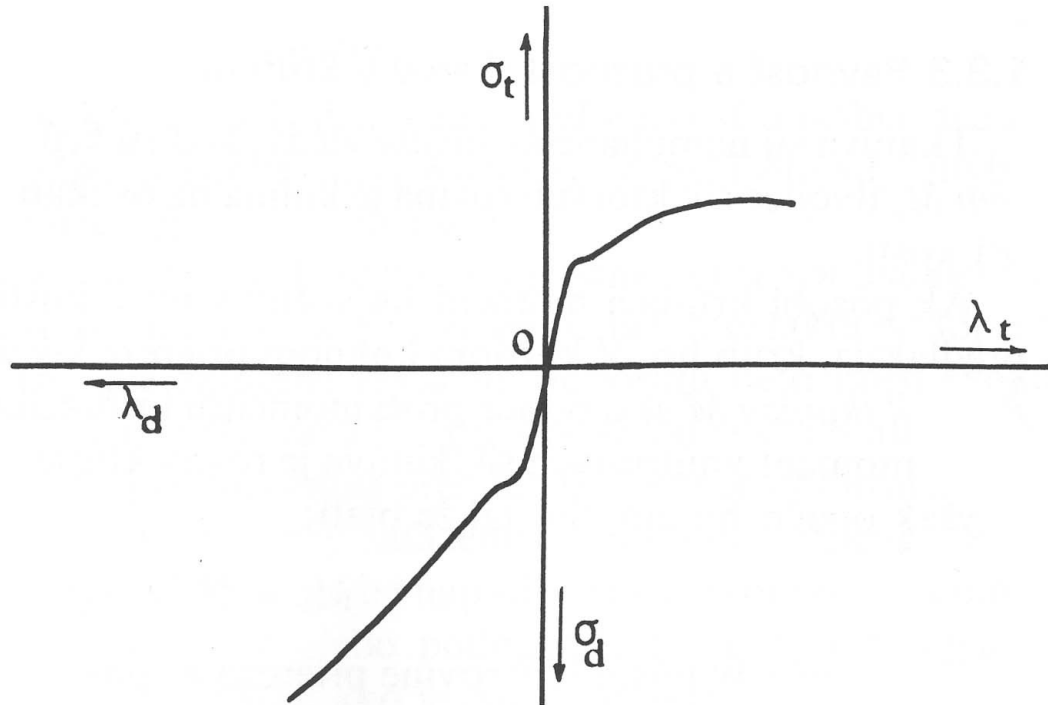


Nejčastější
tahové
fraktury

vytržení úponu m. peroneus brevis z baze V. metatarzu



Závislost prodloužení a zkrácení tkáně na tahové a tlakové síle

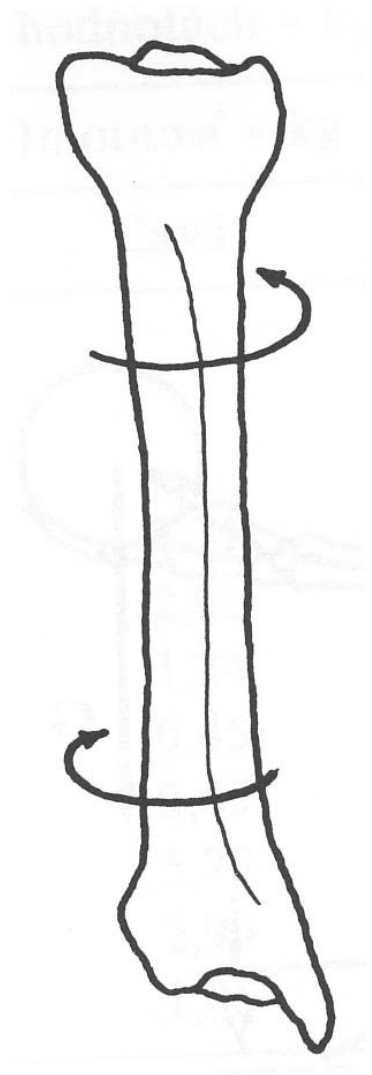


- přibližně stejný průběh křivky tahu i tlaku
- přibližně stejně velká mez skluzu v tahu i tlaku

Pevnost a pružnost tkání ve zkrutu

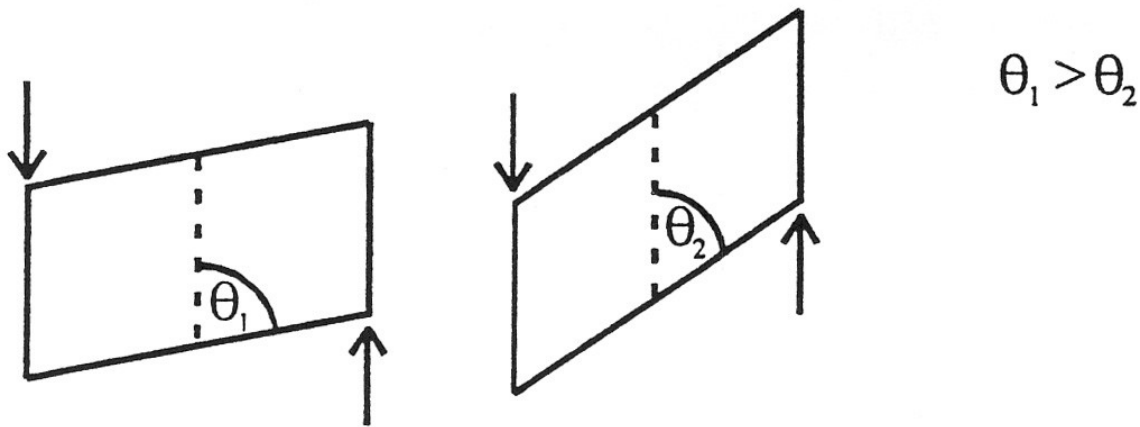
- kroučící moment tvořen dvěma silami
- roviny jejich vektorů jsou kolmé k ose tkáně (např. k podélné ose kosti)
- V každém kolmém průřezu kosti vzniká moment vnitřních sil tkáně M jako odpor proti momentu kroučících sil M_k

$$M_k = M$$



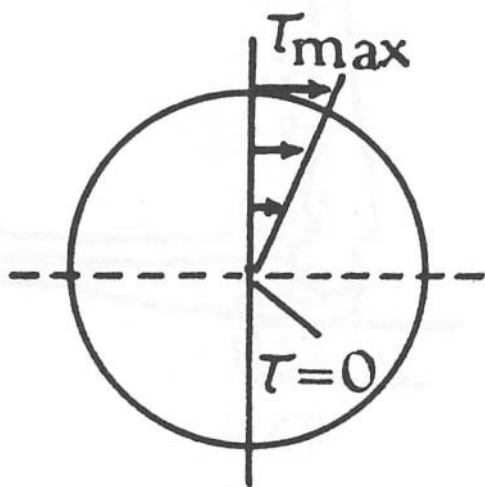
Smykové napětí τ

- způsobují vnitřní síly působící v rovině průřezu



Posun molekul při smykové deformaci materiálu

- roste přímo úměrně se vzdáleností vláken tkáně od podélné osy kosti



- τ_{\max} je největší na obvodu
- osa kosti je bez napětí
 $\tau = 0$

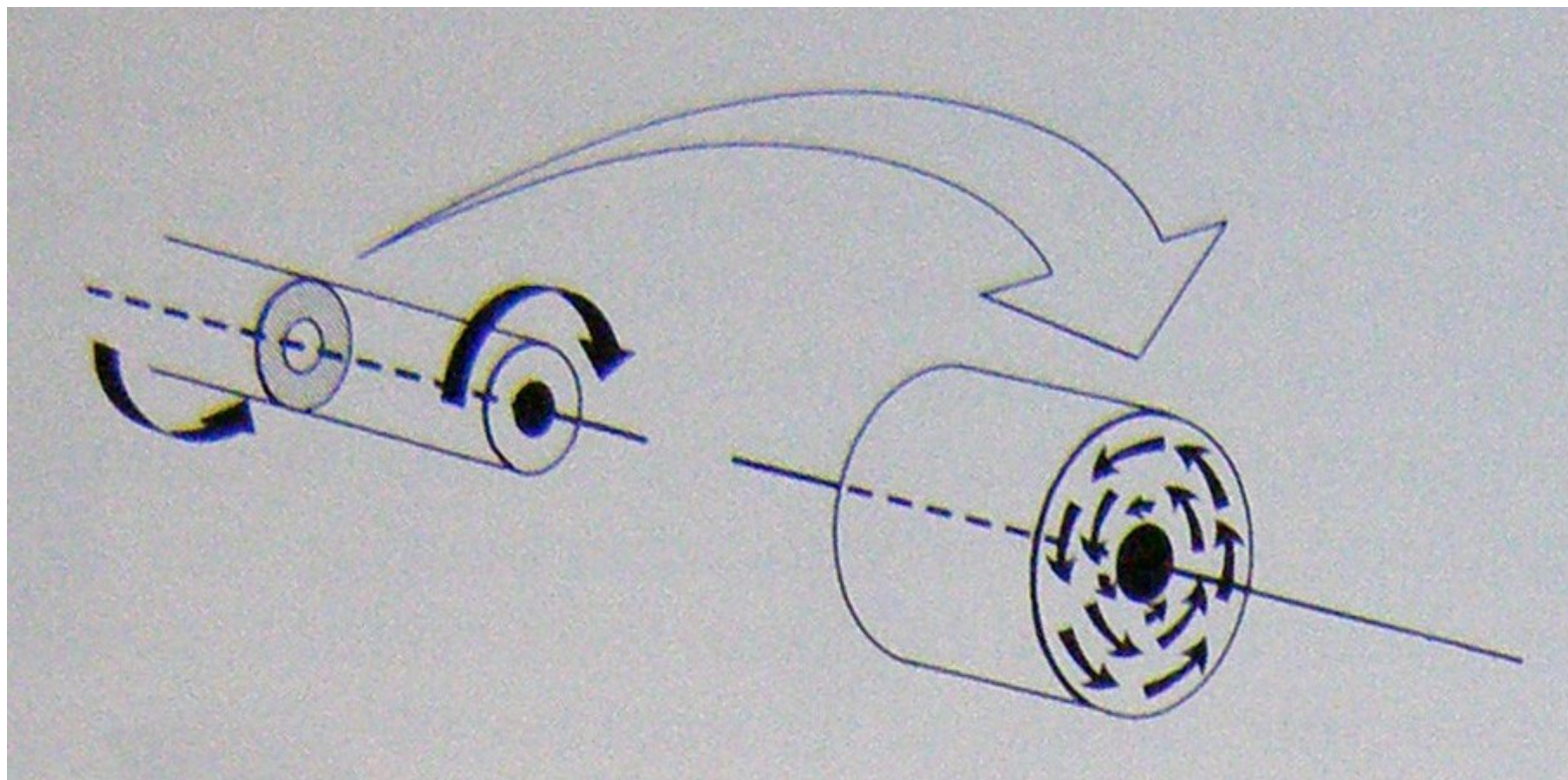
Platí-li:

$$\tau_{\max} \geq \tau_{\text{dok}}$$

dochází k poruše tkáně a
trhání vláken

● Ke kroucení dochází nejčastěji u sportovních činností rotačního charakteru:

- sjezdové lyžování
- hody a vrhy s otočkou (tretry ...)
- zápas



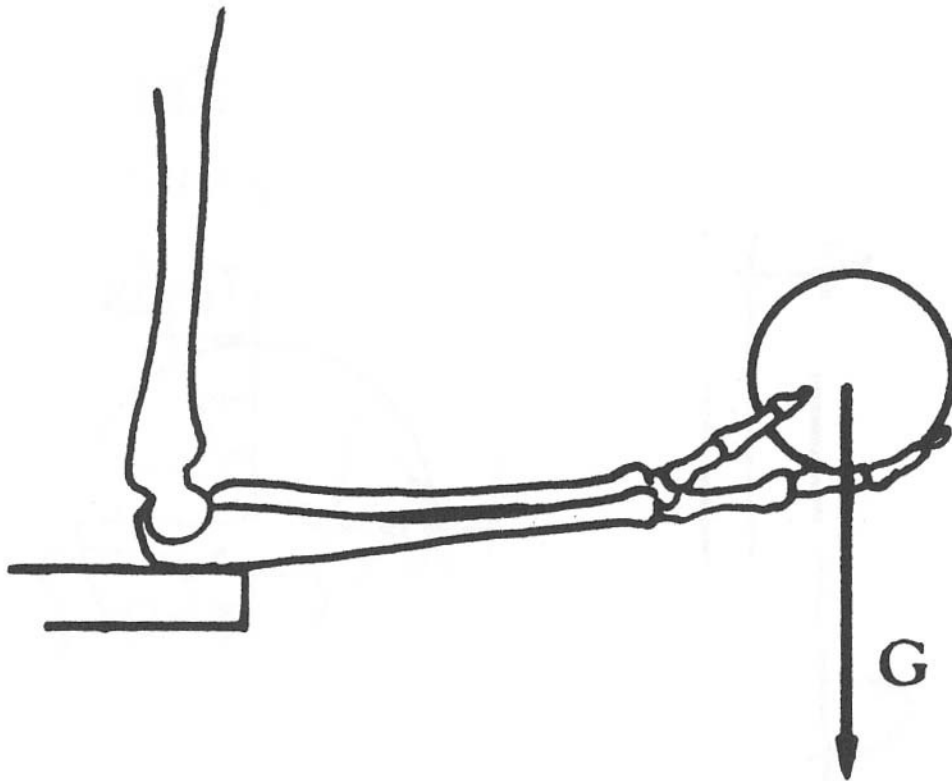
Příklady kritických hodnot odolnosti proti zkrutu

● humerus	0,5 KN
● clavícula	0,08 KN
● tibia	0,06 KN

- Nepůsobí-li kroutivý moment v pravém úhlu s osou kosti, dochází ke kombinaci s tahovým nebo tlakovým zatížením

Pevnost a pružnost tkání v ohybu

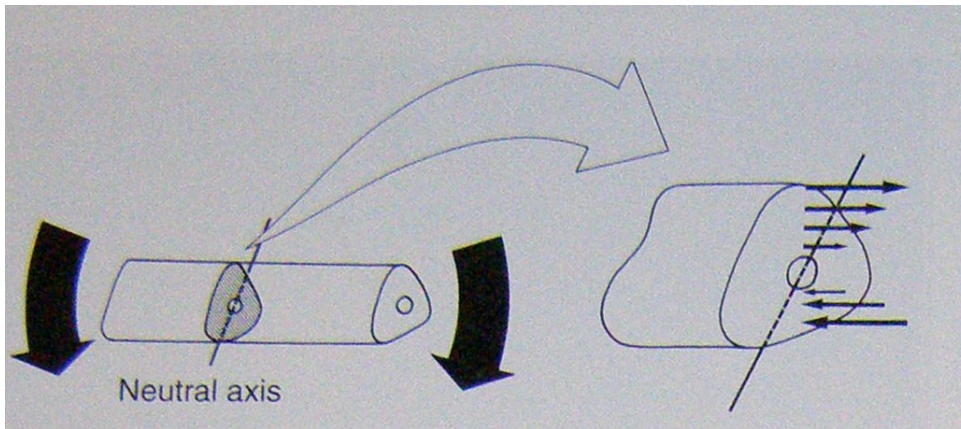
- působí-li 2 síly proti sobě ve stejné rovině, ale ne v jedné přímce



- Ohybový moment M závisí na délce ohýbané části těla a na zatížení

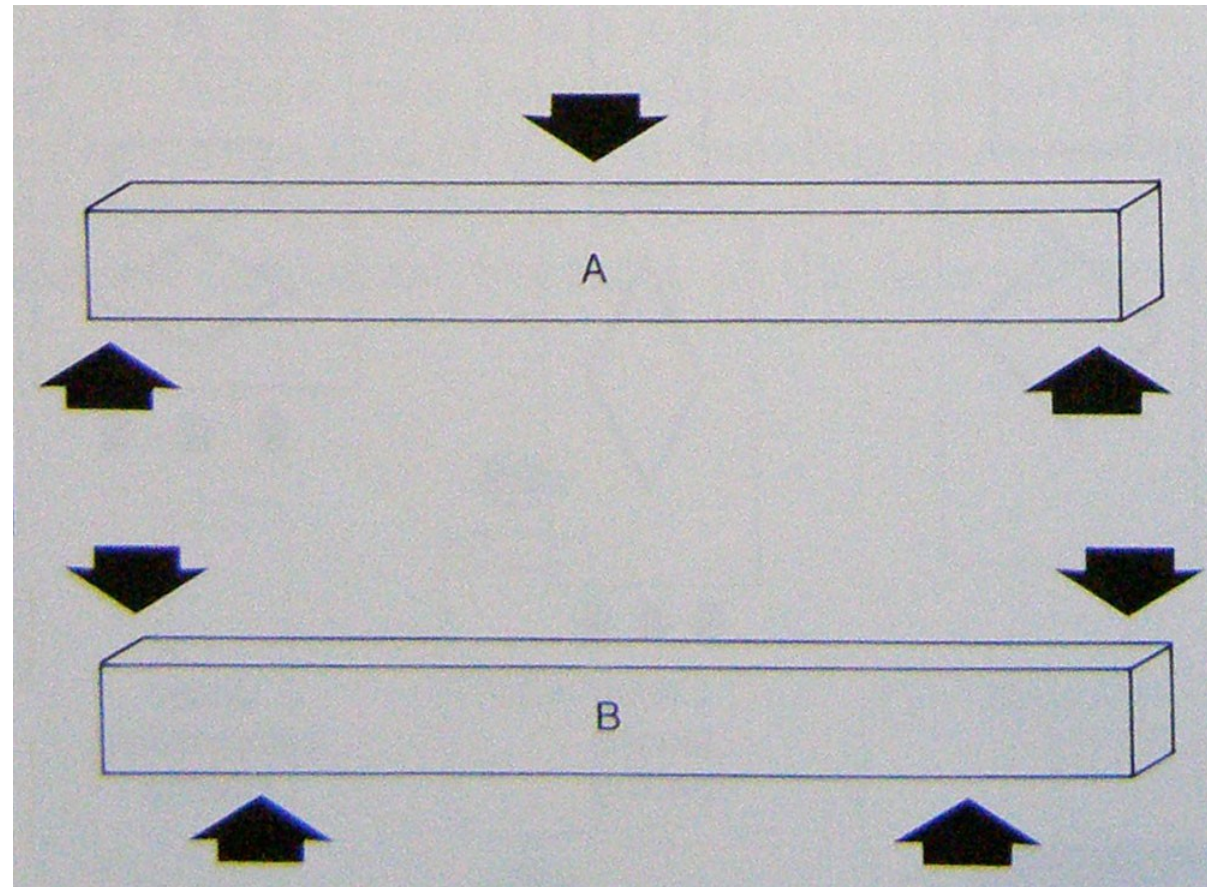
- Největší ohybový moment je v místě zpevnění nebo opory

Mechanismus ohybu



Třibodový
ohyb

Čtyřbodový
ohyb



... je-li ohybový moment větší než dovolené ohybové napětí

$$M_{\theta} \geq W \cdot \sigma_{dovolené}$$

W průřezový
modul (závislý na
rozměrech průřezu kosti)

... nastává zlomení kosti

Při ohýbání kosti dochází k prodloužení svrchní části kosti (tahové napětí) a ke zkrácení spodní části kosti (tlakové napětí)

Napětí roste od nulové hodnoty v ose ohybu směrem k okraji kosti

"boot-top"
fraktura
(tříbodová fr.
u sjezdového
lyžování)





Study ID: 365196
Desc: JAMBES FACE
SE: 6
IM: 6
Rows: 2320
Columns: 2828



NAME: WASILEWSKI MARCIN RYSZARD
INS: CLINIQUE DU PARC LEOPOLD
AGE: 029Y
Sex: M
ID: 185123339
Acc#: 365196
Study Date: 08/30/2009
Study Time: 22:47:55.000000

D



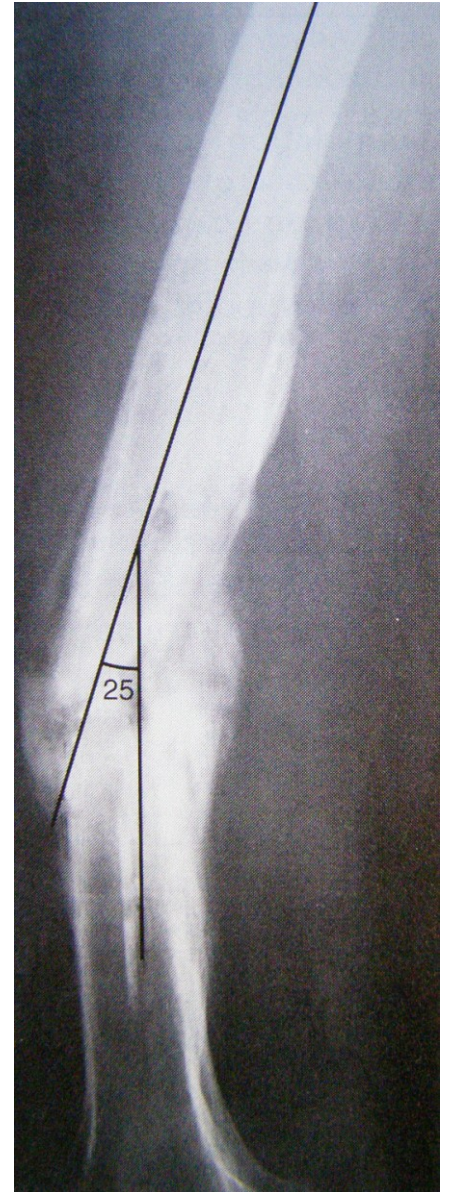
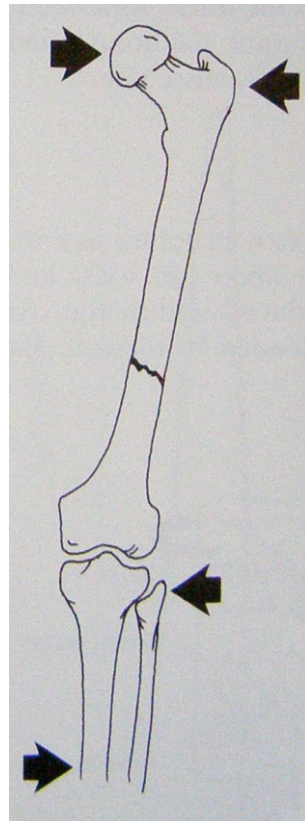
Zlomená noha Wasilewskiego na rentgenovém snímku.

Autor: internetový oficiální zdroj

Le [25116]

AC:

čtyřbodová fr.
(v místě zhojené
starší fr. u
pacienta
rehabilitovaného
pro omezení
hybnosti
kolenního kloubu)

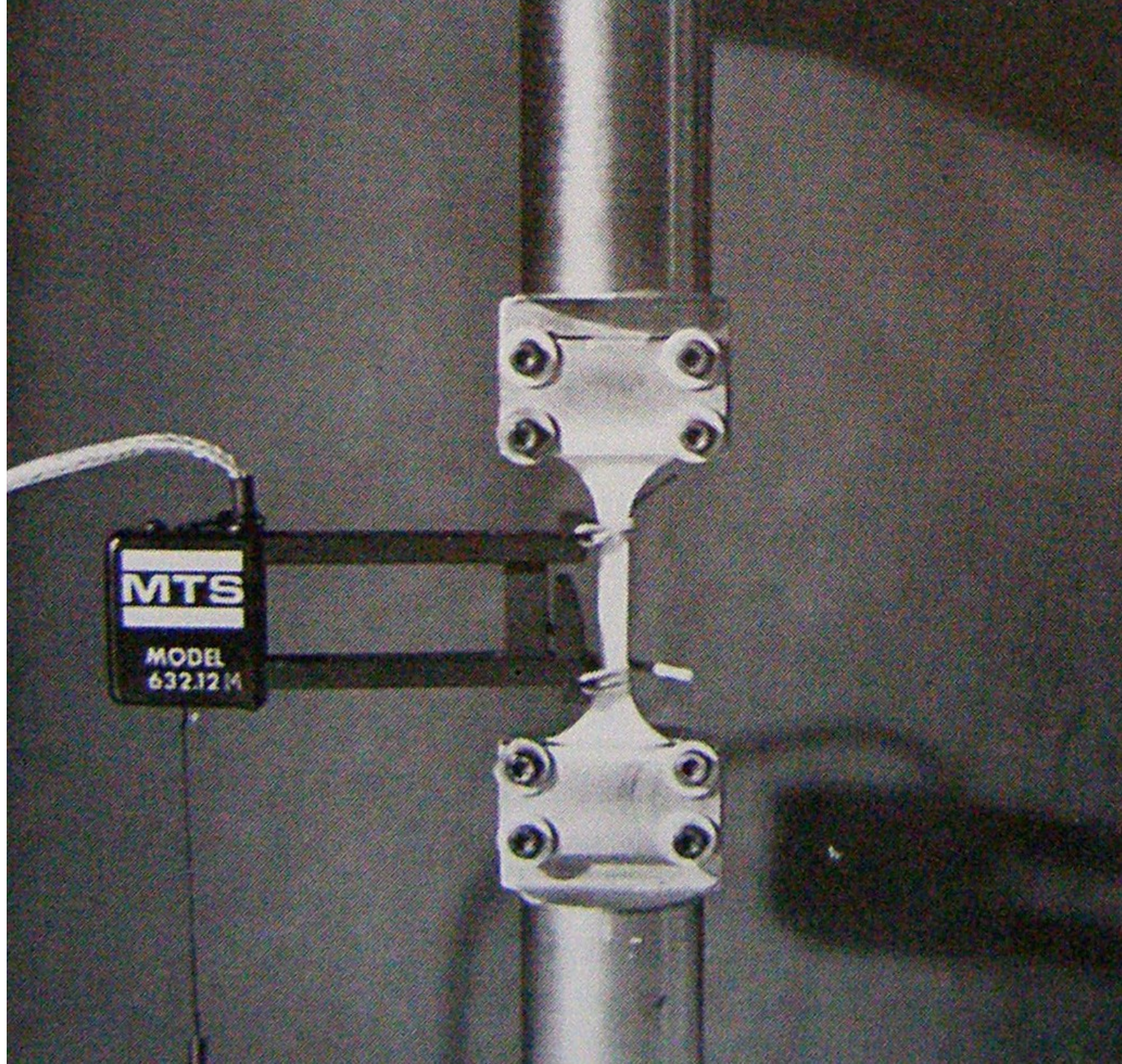


Příklad rezistence proti ohybovému momentu:

- délka kosti 80 mm
- povrch průřezu kosti 2-3,5 mm²
- dovolené ohybové napětí

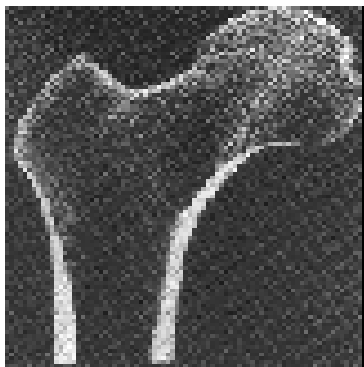
$$\sigma_{\text{dov.oh}} < 21 \text{ N}$$

Měření stress-strain křivek

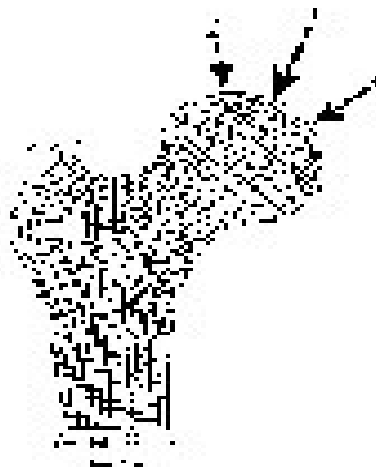


Schopnost adaptace na zátěž

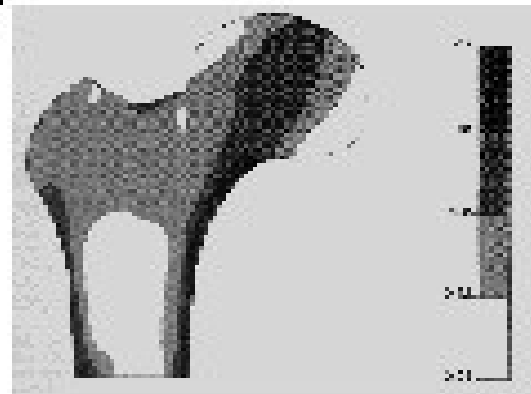
Struktura kosti je vybudována s minimálním množstvím materiálu při maximální pevnosti v daném směru prostřednictvím zpětné vazby (piezoelektrický jev)



Radiogram
trabekulární
struktury



Sít konečných
elementů a
zátěžové varianty



Distribuce teoreticky
predikované density



Hřezložení
predikované
tuhosti

Další faktory

gravitace, odpor prostředí	determinace modelace a remodelace kosti
stav beztlíže, svalová dystrofie, nízká náročnost pohybu	pokles pevnosti pasivních tkání pohybového systému
dlouhodobé/opakované působení napětí nepřekračujícího mez pevnosti	biologická únosnost , únavové jevy, mikrotraumatizace
věk	změna poměru mezi kolag.a min. složkou kosti - zl. vrbového proutku - adolescentní zl. - osteoporot. zl.

stresové (únavové) fraktury



atlet - 400 m běh



jogger

Patologické jevy

- Osteoporóza
- Fraktury
 - ohybové
 - kompresní
 - smykové
 - torzní
- Osteogenesis imperfecta (mutace genu pro tvorbu I. typu kolagenu)

Viskoelastické vlastnosti kosti

(srovnání s ostatními tkáněmi
pohybového systému)

↑ rychlost deformace

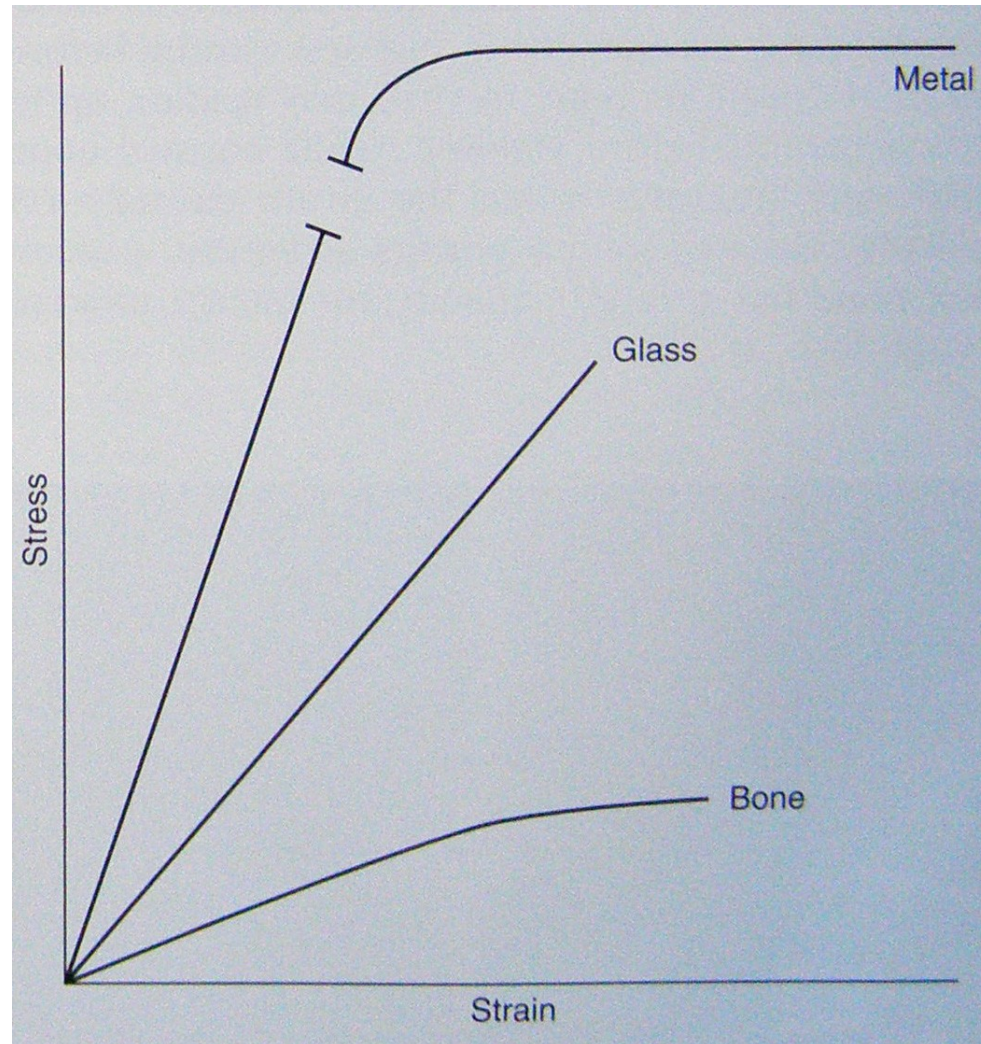
● ↑ mez pevnosti

● ↑ absorpce energie

● ↓ maximální dovolená deformace

Viskoelastické vlastnosti kosti (srovnání s jinými anorganickými materiály)

využití v endoprotetice ...



Mechanické vlastnosti vybraných materiálů

	Ultimate Strength (MPa)	Modulus (GPa)	Elongation (%)
Metals			
Co-Cr alloy			
Cast	600	220	8
Forged	950	220	15
Stainless steel	850	210	10
Titanium	900	110	15
Polymers			
Bone cement	20	2.0	2-4
Ceramic			
Alumina	300	350	<2
Biological			
Cortical bone	100-150	10-15	1-3
Trabecular bone	8-50		2-4
Tendon, ligament	20-35	2.0-4.0	10-25