

Biomechanika

Biomolekuláris és szöveti rugalmasság

Mártonfalvi Zsolt

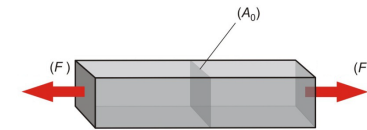


Biofizikai és Sugárbiológiai Intézet
Semmelweis Egyetem
Budapest

A biomechanika fizikai alapjai

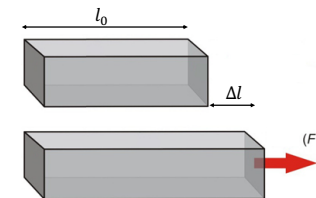
Feszültség (stressz)

$$\sigma = \frac{F}{A_0} \quad \left[\frac{N}{m^2} = Pa \right]$$



Deformáció

$$\varepsilon = \frac{\Delta l}{l_0} \quad \left[\frac{m}{m} \right] \text{ Dimenzió nélküli}$$

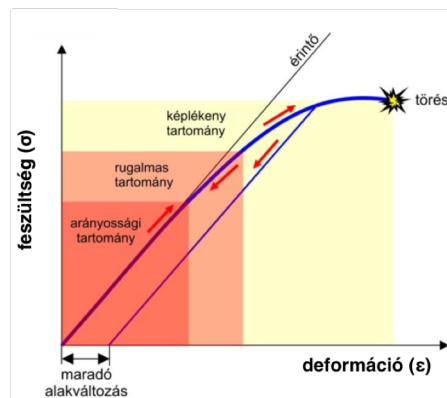


A deformáció arányos a mechanikai feszültséggel!

$$\sigma \sim \varepsilon$$

2

Feszültség – deformáció diagram

**Rugalmas tartomány**

A reverzibilis deformáció tartománya. Nincs se maradó alakváltozás de hiszterézis jelentkezhet.

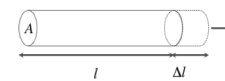
Arányossági tartomány
(*rugalmas tartomány része*)

A deformáció lineáris függvénye a feszültségnek. Hiszterézis nincs.

Képlékeny tartomány

Az irreverzibilis deformáció maradó alakváltozást okoz.

Hooke törvénye



$$\sigma = E \varepsilon$$

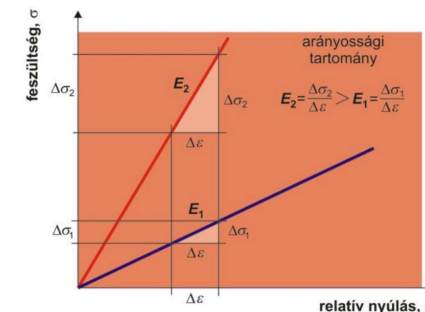
$$\frac{F}{A_0} = E \frac{\Delta l}{l_0} \quad \text{Hooke tv.}$$

$$F = \frac{E A_0}{l_0} \Delta l$$

$$F = D \Delta l$$

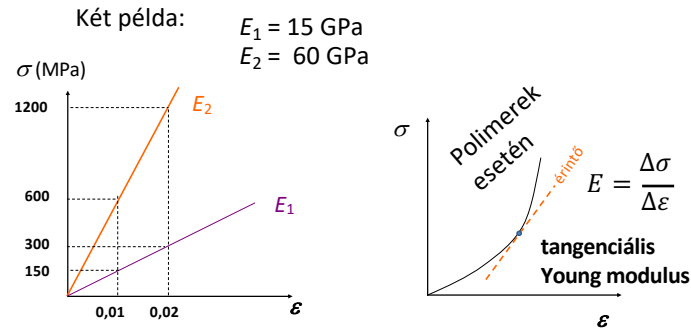
Young modulus
(anyag merevsége)

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} = \frac{F}{A_0} \frac{l_0}{\Delta l} \quad E = \left[\frac{N}{m^2} = Pa \right]$$



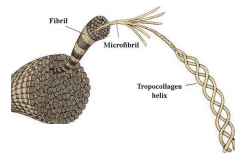
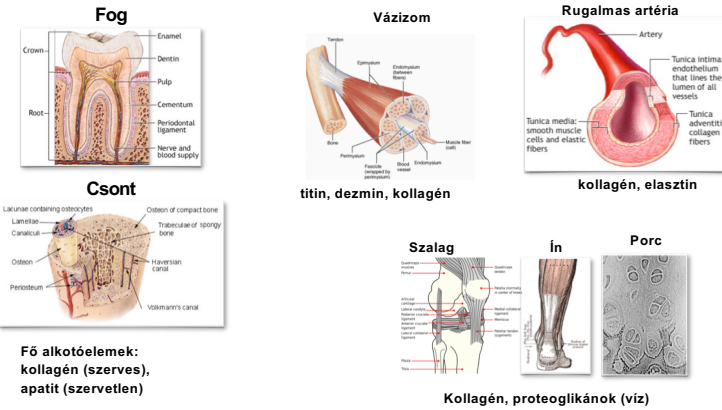
Rugóállandó
(test merevsége)

$$D = \frac{F}{\Delta l} \quad D = \left[\frac{N}{m} \right]$$



E: ~GPa

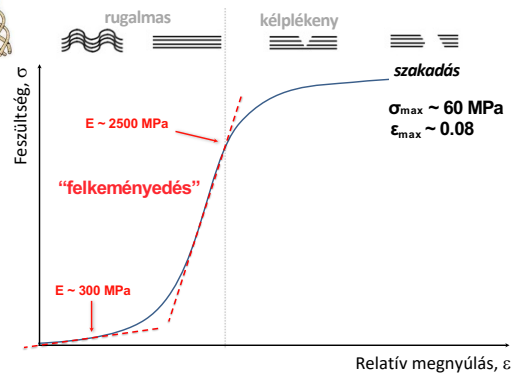
E: ~MPa



1400 aminosav/lánc
 3 lánc (tripla helix)
 Glicin (1/3)
 Prolin (1/10)
 Hidroxiprolin

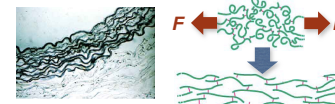
Mechanikai stabilitásához posztranszlációs módosítás szükséges:
 Prolin – hidroxiláz és C-vitamin!

Kollagén

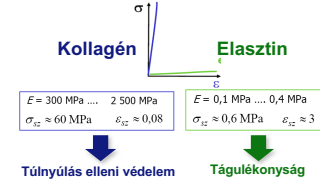


Rugalmas artériák biomechanikája

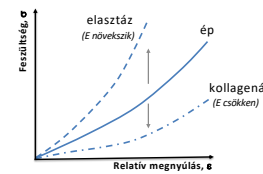
Elasztin – rugalmas fehérje háló



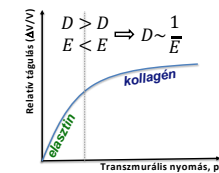
Kollagén és elasztin eltérő funkcióval bír



Emésztőenzimek hatása az érfa mechanikájára

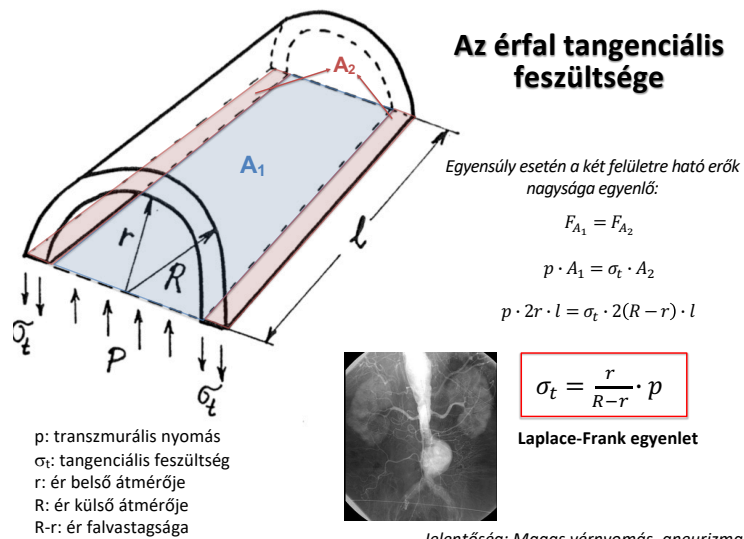


Aorta tágulása



Disztenzibilitás
 Az ér lumen térfogatának változása egységnyi nyomásváltozás hatására

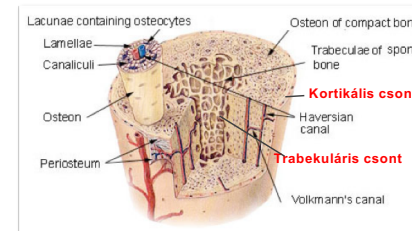
$$D = \frac{\Delta V}{\Delta p \cdot V_0}$$



Csontszövet

Az eltérő belső szerkezete miatt a csőves **csontok keresztmetszetén a Young modulus anizotróp módon oszlik el**. A tömörebb kortikális csontszövet nagyobb Young modulussal rendelkezik a trabekuláris csontszövetéhez képest.

Young-modulus: 5-20 GPa
 Dekalcifikált csont savas kezelés: rugalmas
 Szerves anyagától megfosztott (kiegyetett) csont: törékeny



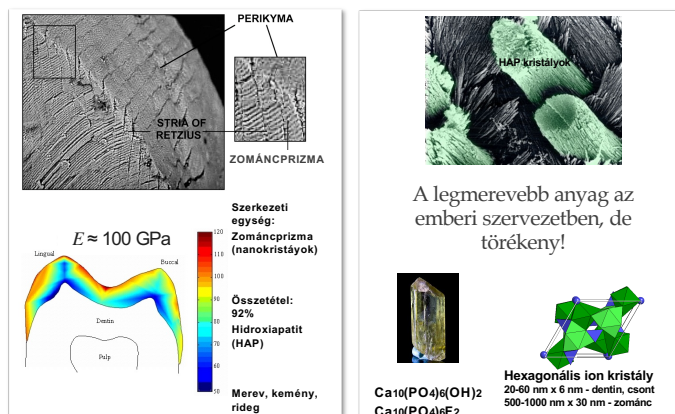
Számolási feladat:

A csőves csontok átlagos Young modulusa 18 GPa.
 A maximális kompressziós feszültség amit még a törés előtt kibír, $1.6 \cdot 10^8$ Pa.
 Számoljuk ki a 46 cm hosszú *femur* maximális kompressziós deformációját amit még törés nélkül elvisel!

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

$$\Delta l = \frac{1.6 \cdot 10^8 \text{ Pa}}{18 \cdot 10^9 \text{ Pa}} \cdot 46 \text{ cm} \approx 0,4 \text{ cm}$$

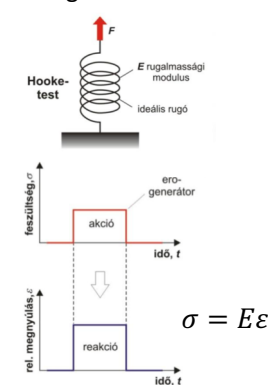
Fogzománc



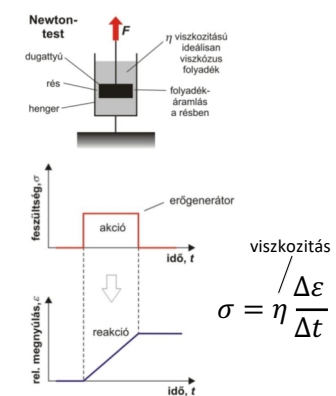
Viszkoelaszticitás

(mechanikai modell)

Rugalmas test

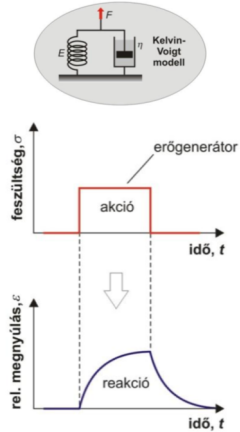


Viszkózus test



Viszkoelaszticitás

(mechanikai modell)



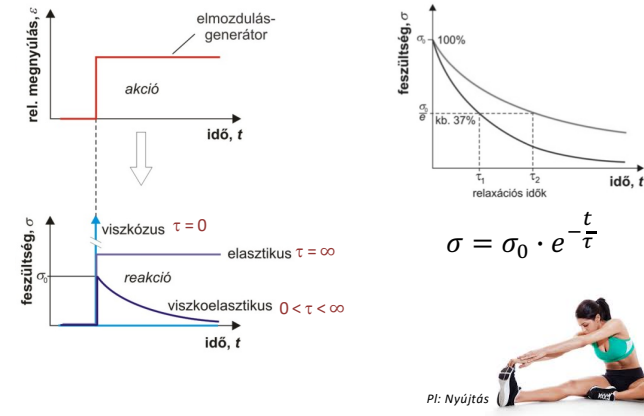
A viszkoelaszticitás a viszkózus és elasztikus viselkedés együttes megjelenését jelenti
modell: párhuzamosan kapcsolt rugó és dugattyú (Kelvin-Voight modell)

Rugó: ideális rugalmas (Hooke) test
Dugattyú: ideális viszkózus (Newton) test

1. Nyújtáskor a rugó nem tud azonnal megnyúlni, a dugattyú nem engedi. A nyúló rugó lassítja dugattyú mozgását.
2. A nyúlás addig tart, amíg a rugóban növekvő feszültség ki nem egyenlíti az erőgenerátor által a rendszerre kapcsolt feszültséget.
3. A külső feszültség eltűnésekor a rugó igyekszik összehúzódni, de a lengéscsillapító megint csak fokozatosan, egyre lassabb tempóban engedi.

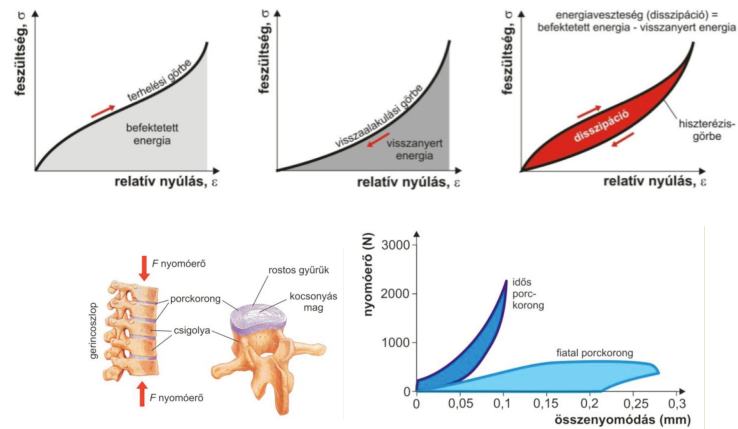
Feszültség-relaxáció a viszkoelasztikus rendszerben

Állandó deformáció mellett a feszültség idővel csökken

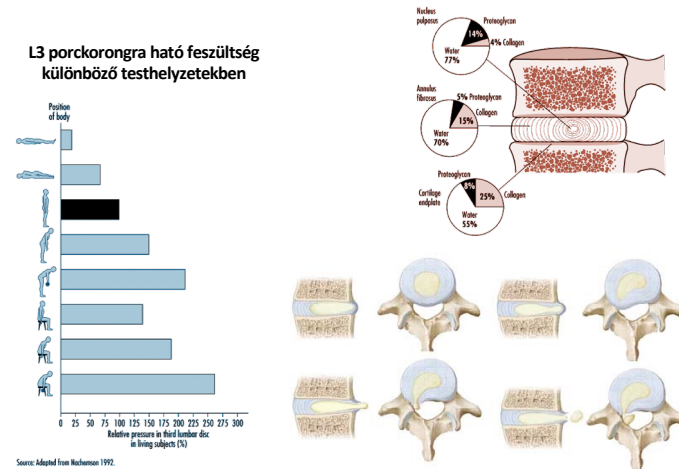


$$\sigma = \sigma_0 \cdot e^{-\frac{t}{\tau}}$$

Energiavesztés a viszkoelasztikus rendszerben (hiszterézis)

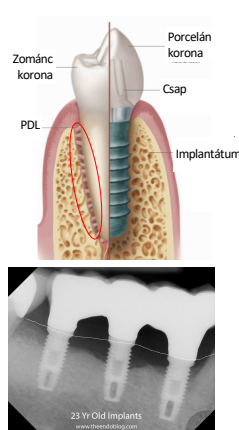


Péda: A porckorongot érő mechanikai feszültségnek következménye (*discus hernia*)



Péda II: Implantátum vagy fog?

A különbség a periodontális ligamentum!



PDL hiánya:

- A rágási erők érzékelése csökken
- A viskoelasztikus csillapítás elvész rágáskor
- Egyes szenzoros funkciók elvesznek
- Az implantátum nem képes mozogni az állkapocsbán

Az implantátum direkt kontaktusban áll az állkapoccsal



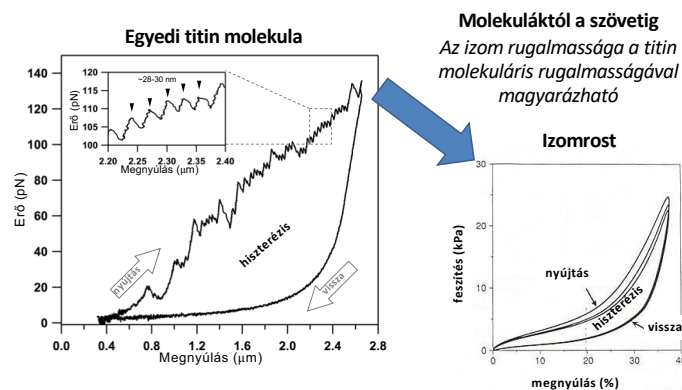
Megnövekedett kompressziós feszültség (rágás)



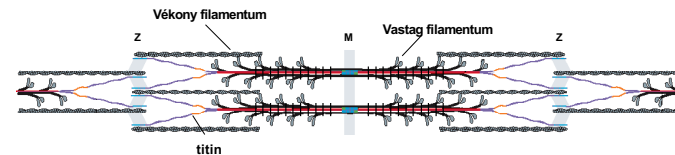
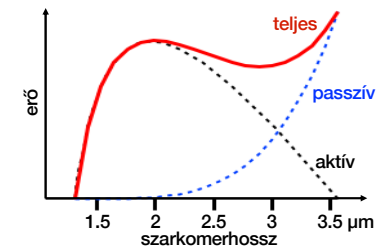
Csontvesztés (0.2 mm / év)
Ínyvisszahúzódás

Implantátum ↔ Gyökérkezelés

A titinmolekula az izom passzív rugalmasságának fő meghatározója



Titin: a szarkomer rugalmas filamentuma



Visszatekintés: Mit tanultunk az ultrahang terjedéséről....?

Melyik szövettípusban terjed gyorsabban a hang?

Az egyes szövetek akusztikai tulajdonságait a merevségük is megszabja

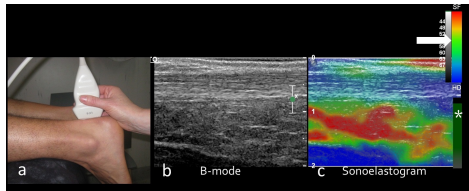
	E (GPa)	K (GPa ⁻¹)	c_{hang} (m/s)
Tömör csont	18	0.05	3600
Izomszövet	7×10^{-5}	0.38	1568

$$c_{hang} = \frac{1}{\sqrt{\rho \cdot \kappa}}$$

$\kappa = \frac{-\Delta V/V}{\Delta p}$ — térfogati deformáció
feszültség
kompresszibilitás

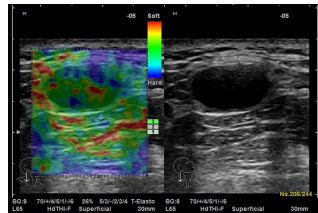
Nagyobb Young-modulus, nagyobb hangsebesség

Diagnosztikai felhasználás: szonoelasztográfia



Achilles vizsgálata

Nyirokcsomó vizsgálata



Példák

A bicepsz elernyed állapotban 25 N erő hatására 3 cm-t nyúlik, míg maximális megfeszítés mellett ugyanekkora megnyúláshoz 500 N erő szükséges. Számolja ki a bicepsz Young modulusát elernyed és megfeszített állapotokra egyaránt. A számoláshoz az egyszerűség kedvéért feltételezzük, hogy a bicepsz egy 6 cm átmérőjű és 20 cm hosszú homogén henger. (59 kPa, 1.18 MPa)

Kollagén rostot nyújtunk 12 N erővel. A rost keresztmetszete 3 mm², a kollagén Young modulusa 500 Mpa. Hány százalékos a rost relatív megnyúlása? (0.8%)

Egy fogszabályozásban használt rugalmas szál hossza 6 cm, keresztmetszete 1 mm², Young modulusa 5 Mpa. A szál 40%-al megnyújtjuk. Mekkora a visszatérítő erő és mennyi a szálban tárolt rugalmas energia? (2 N, 24 mJ)