

## Biomechanika

### Biomolekuláris és szöveti rugalmasság

Mártonfalvi Zsolt

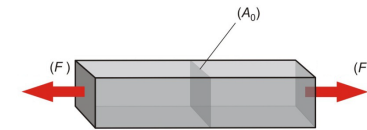


Biofizikai és Sugárbiológiai Intézet  
Semmelweis Egyetem  
Budapest

## A biomechanika fizikai alapjai

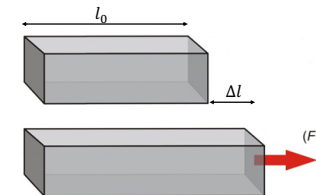
Feszültség (stressz)

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



Deformáció

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

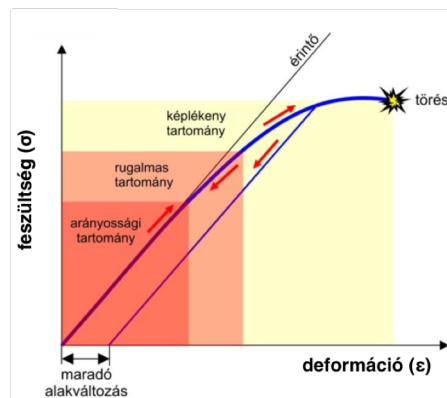


A deformáció arányos a mechanikai feszültséggel!

$$\sigma \sim \varepsilon$$

2

## Feszültség – deformáció diagram

**Rugalmas tartomány**

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

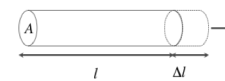
**Arányossági tartomány (rugalmas tart. része)**

A deformáció lineáris függvénye a feszültségnek. Hiszterézis nincs.

**Képlékeny tartomány**

Az irreverzibilis deformáció maradó alakváltozást okoz.

## Hooke törvénye



$$\sigma = E \varepsilon$$

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

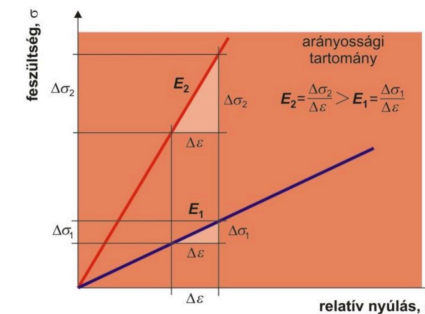
Hooke tv.

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

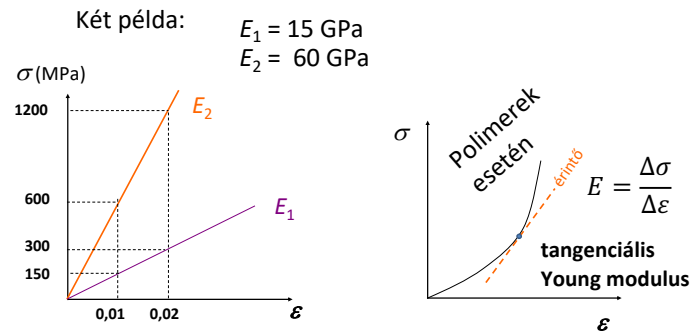
$$F = D \Delta l$$

**Young modulus (anyag merevsége)**

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

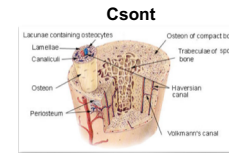
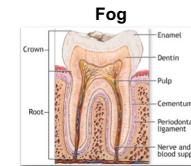
**Rugóállandó (test merevsége)**

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



5

## Kemény szövetek



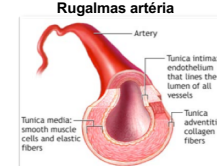
Fő alkotóelemek:  
 kollagén (szerves),  
 apatit (szervetlen)

Szerves anyag: ellenállás  
 Szervetlen anyag: keménység

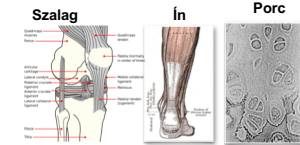
## Lágy szövetek



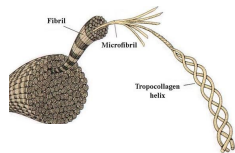
titin, dezmin, kollagén



kollagén, elasztin



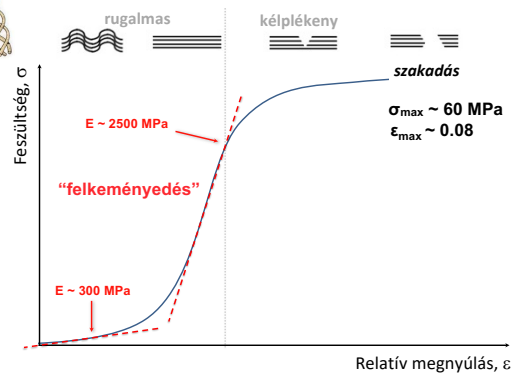
Kollagén, proteoglikánok (víz)



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

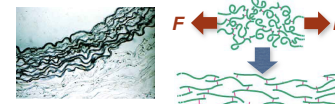
Mechanikai stabilitásához posztranszlációs módosítás szükséges:  
 Prolin – hidroxiláz és C-vitamin!

## Kollagén

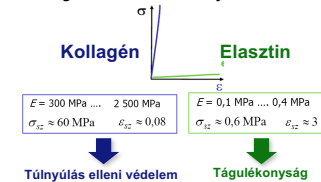


## Rugalmas artériák biomechanikája

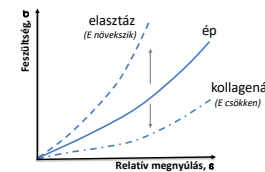
Elasztin – rugalmas fehérje háló



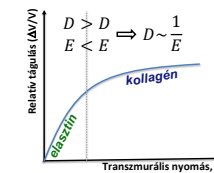
Kollagén és elasztin eltérő funkcióval bír



Emésztőenzimek hatása az érfa  
 mechanikájára

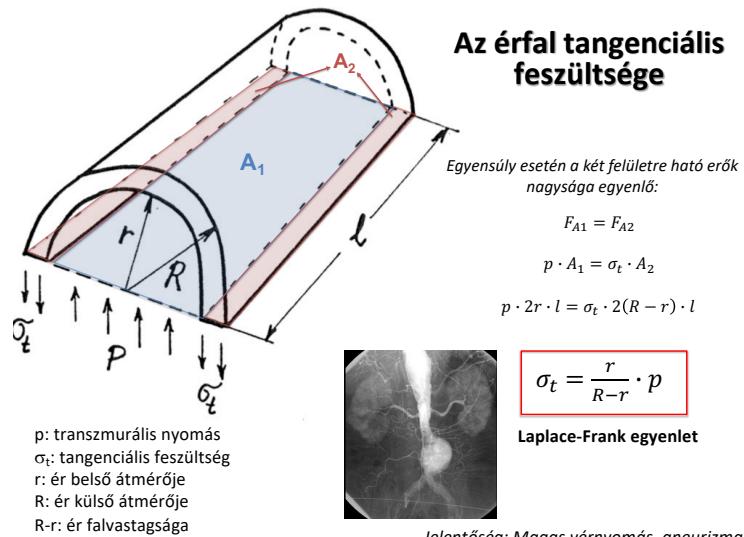


Aorta tágulása



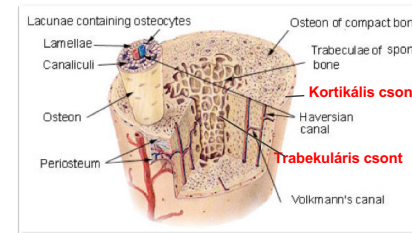
Disztenziabilitás  
 Az ér lumen térfogatának  
 változása egységnyi  
 nyomásváltozás hatására

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



## Csontszövet

Az eltérő belső szerkezete miatt a csöves csontok keresztmetszetén a Young modulus anizotróp módon oszlik el. A tömörebb kortikális csontszövet nagyobb Young modulussal rendelkezik a trabekuláris csontszövethez képest.  
 Young-modulus: 5-20 GPa  
 Dekalcifikált csont savas kezelés: rugalmas  
 Szerves anyagától megfosztott (kiégetett) csont: törékeny



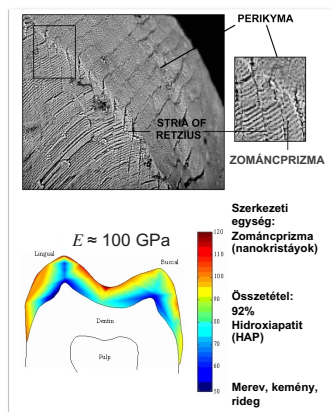
Számolási feladat:

A csöves csontok átlagos Young modulusa 18 GPa.  
 A maximális kompressziós feszültség amit még a törés előtt kibír,  $1,6 \times 10^8$  Pa.  
 Számoljuk ki a 46 cm hosszú femur maximális kompressziós deformációját amit még törés nélkül elvisel!

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

$$\Delta l = \frac{1,6 \cdot 10^8 \text{ Pa}}{18 \cdot 10^9 \text{ Pa}} \cdot 46 \text{ cm} \approx 0,4 \text{ cm}$$

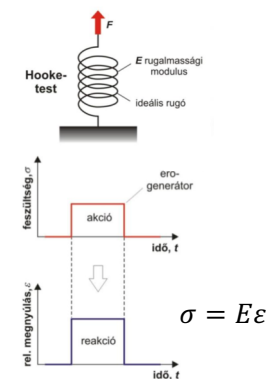
## Fogzománc



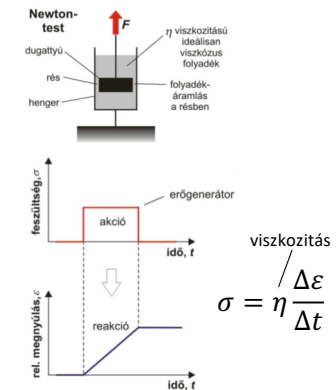
## Viszkoelaszticitás

(mechanikai modell)

### Rugalmas test

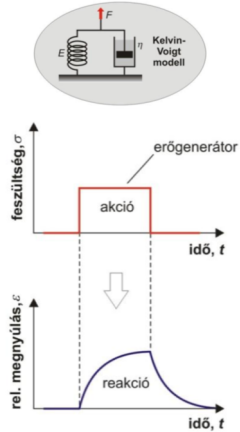


### Viszkózus test



## Viszkoelaszticitás

(mechanikai modell)



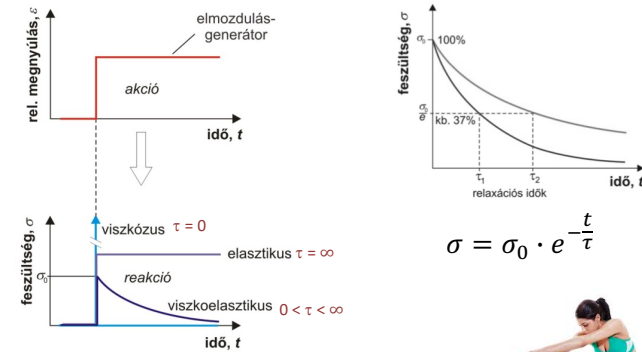
A viszkoelaszticitás a viszkózus és elasztikus viselkedés együttes megjelenését jelenti  
modell: párhuzamosan kapcsolt rugó és dugattyú (Kelvin-Voight modell)

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

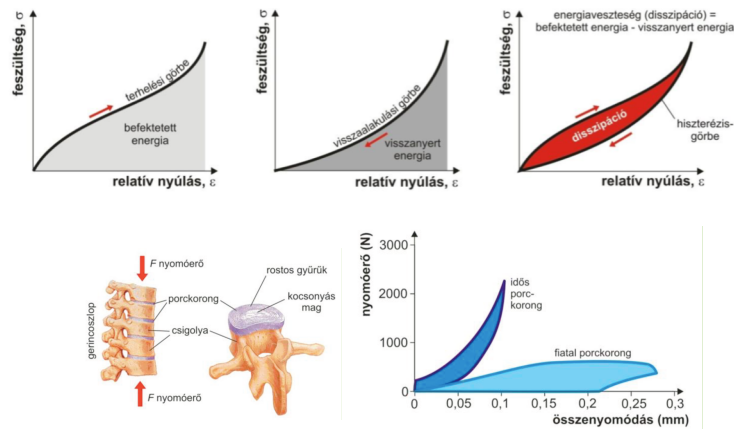


$$\sigma = \sigma_0 \cdot e^{-\frac{t}{\tau}}$$

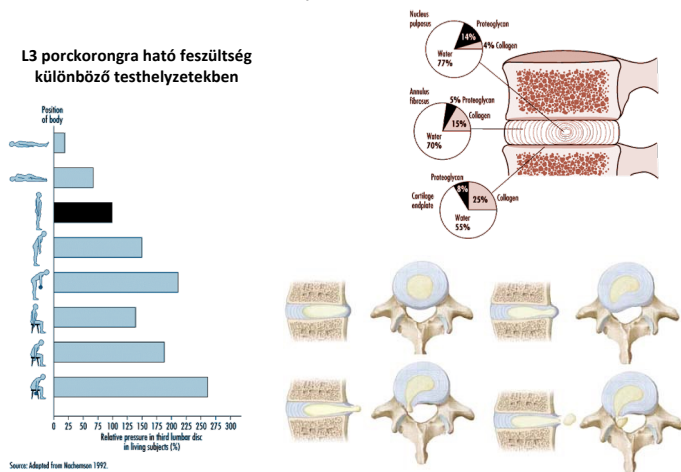


## Energiavesztés a viszkoelasztikus rendszerben

(hiszterézis)

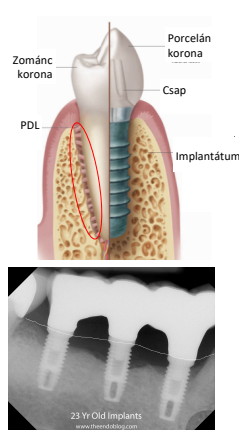


Péda: A porckorongot érő mechanikai feszültségnek következménye (*discus hernia*)



## Péda II: Implantátum vagy fog?

A különbség a periodontális ligamentum!



PDL hiánya:

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

Az implantátum direkt kontaktusban áll az állkapoccsal



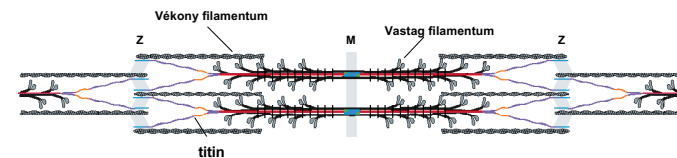
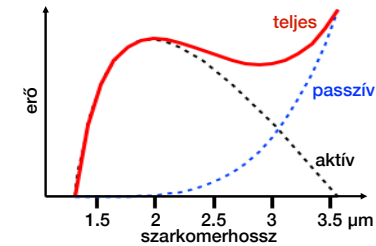
Megnövekedett kompressziós feszültség (rágás)



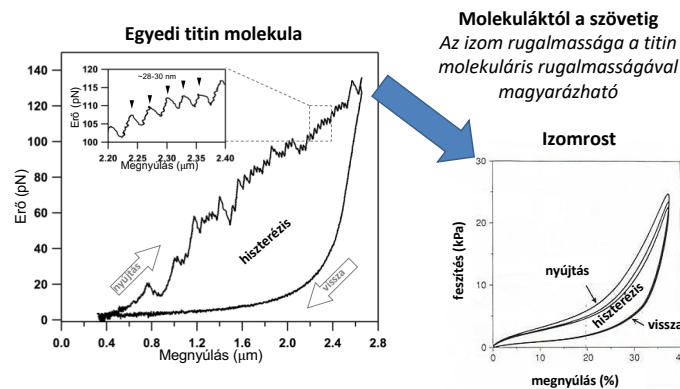
Csontvesztés (0.2 mm / év)  
Ínyvisszahúzódás

Implantátum ↔ Gyökérkezelés

## Titin: a szarkomer rugalmas filamentuma



## A titinmolekula az izom passzív rugalmasságának fő meghatározója



Molekuláktól a szövetig  
Az izom rugalmassága a titin  
molekuláris rugalmasságával  
magyarázható

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

**Melyik szövettípusban terjed gyorsabban a hang?**  
Az egyes szövetek akusztikai tulajdonságait a rugalmasságuk is megszabja

|             | $E$ (GPa)          | $K$ (GPa <sup>-1</sup> ) | $c_{hang}$ (m/s) |
|-------------|--------------------|--------------------------|------------------|
| Tömör csont | 18                 | 0.05                     | 3600             |
| Izomszövet  | $7 \times 10^{-5}$ | 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**

