

Biomechanika

Biomolekuláris és szöveti mechanika

Mártonfalvi Zsolt



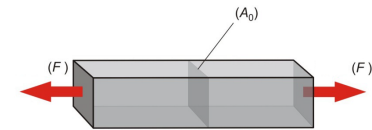
Biofizikai és Sugárbiológiai Intézet
Semmelweis Egyetem
Budapest

1

A biomechanika fizikai alapjai

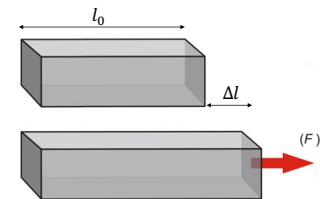
Feszültség (stressz)

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



Deformáció

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



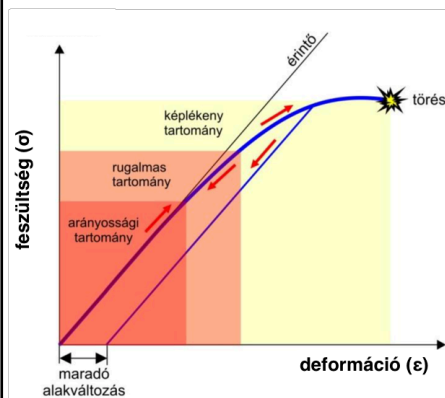
A deformáció arányos a mechanikai feszültséggel!

$$\sigma \sim \varepsilon$$

2

2

Feszültség – deformáció diagram



1. Rugalmas tartomány

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

Arányossági tartomány (rugalmas tartomány része)

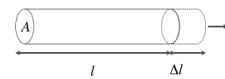
A deformáció lineáris függvénye a feszültségnek. Hiszterézis nincs.

2. Képlékeny tartomány

Az irreverzibilis deformáció maradó alakváltozást okoz.

3

Hooke törvénye



$$\sigma = E \cdot \varepsilon$$

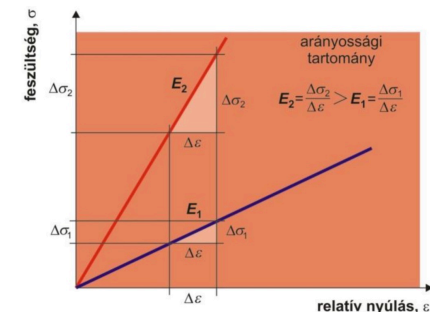
$$\frac{F}{A_0} = E \cdot \frac{\Delta l}{l_0} \quad \text{Hooke tv.}$$

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

$$F = D \cdot \Delta l$$

Young modulus (anyag merevsége)

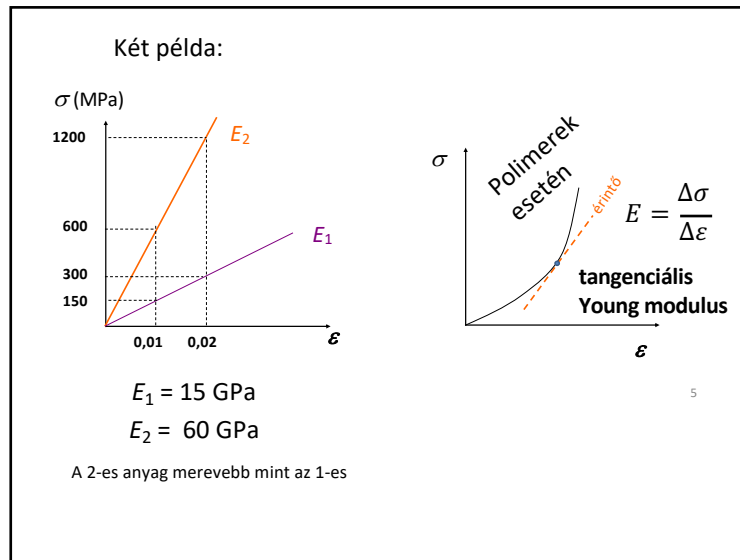
$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} = \frac{F}{A_0} \cdot \frac{l_0}{\Delta l} \quad E = \left[\frac{N}{m^2} = Pa \right]$$



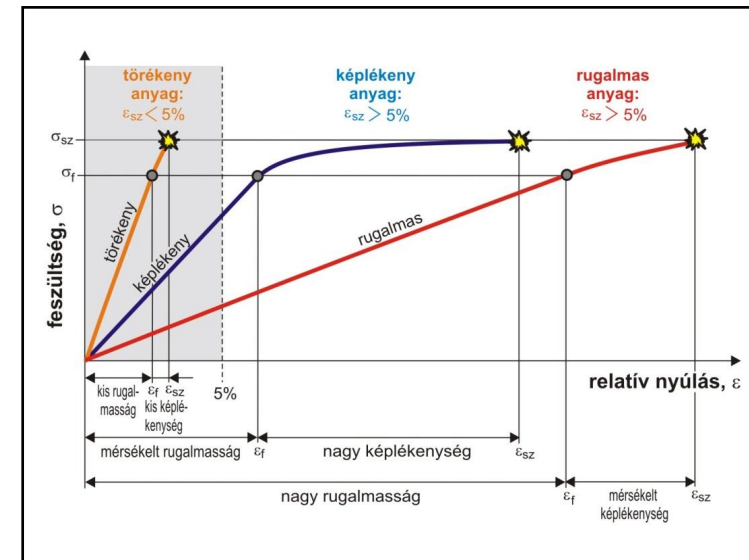
Rugóállandó (test merevsége)

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

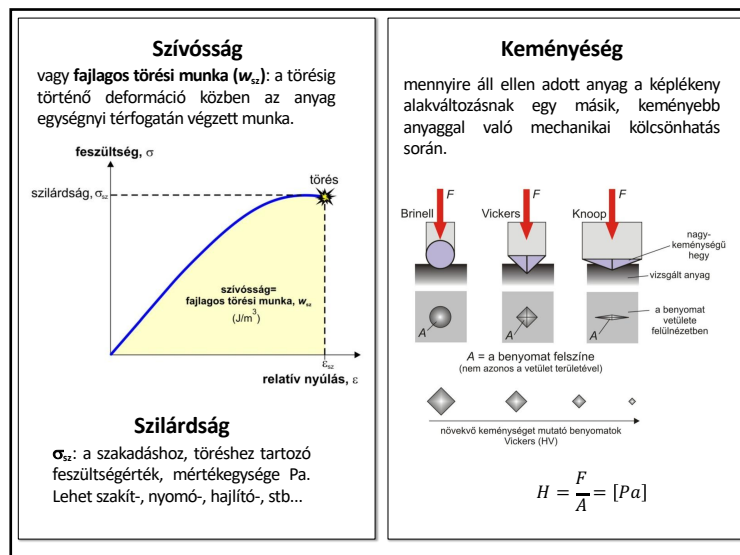
4



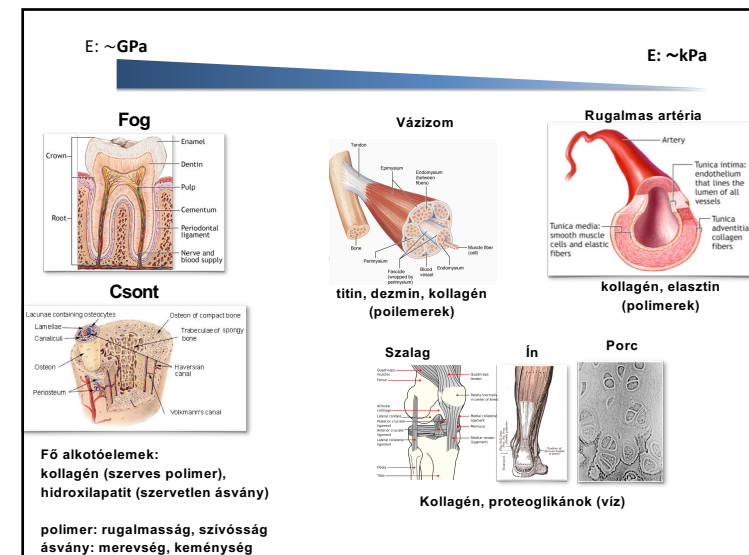
5



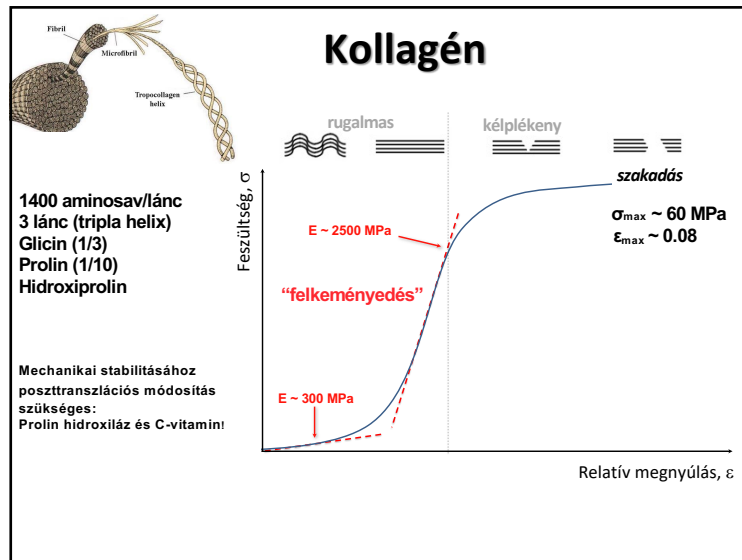
6



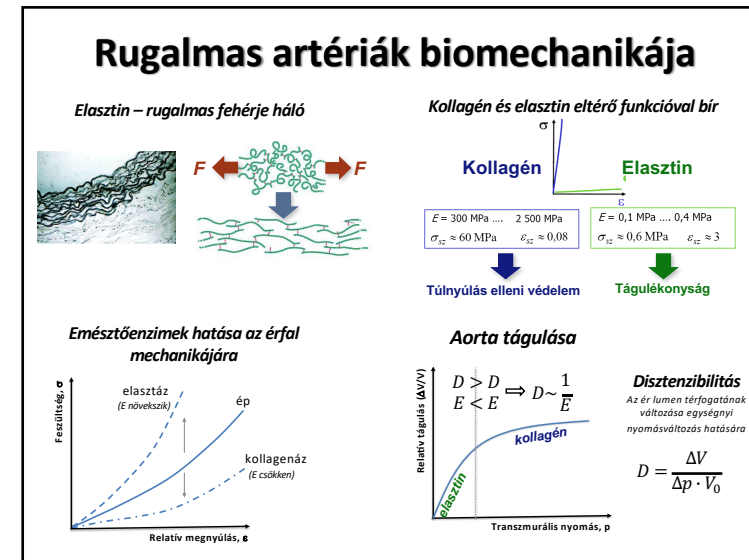
7



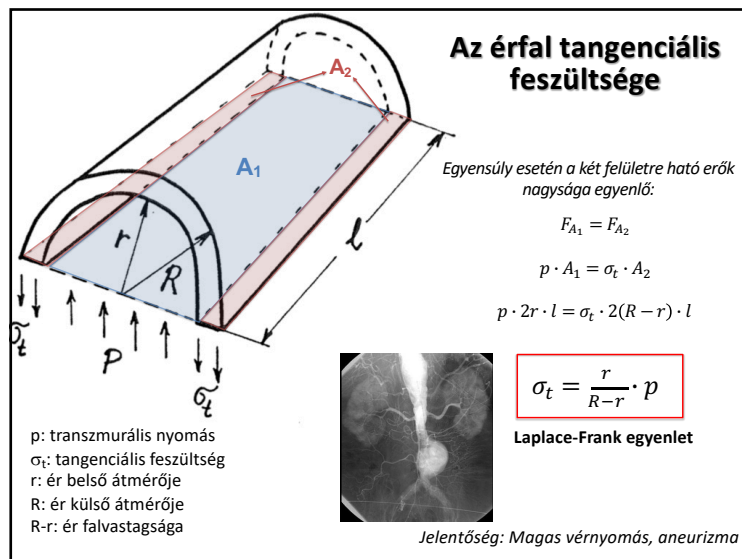
8



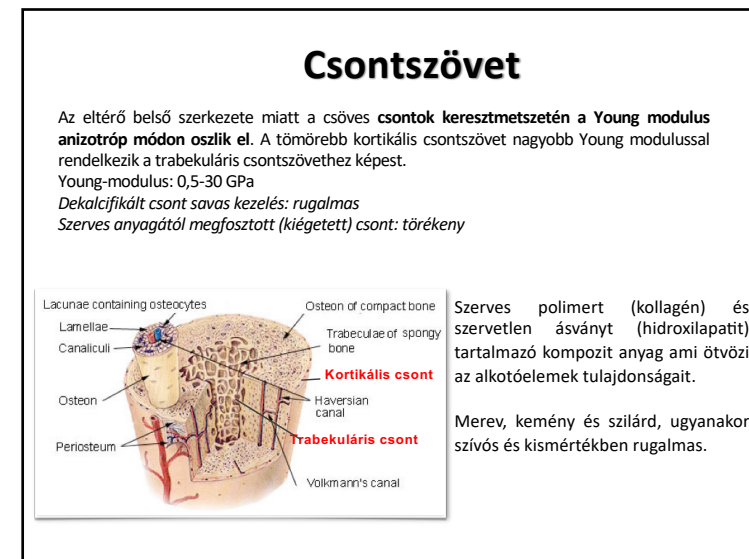
9



10

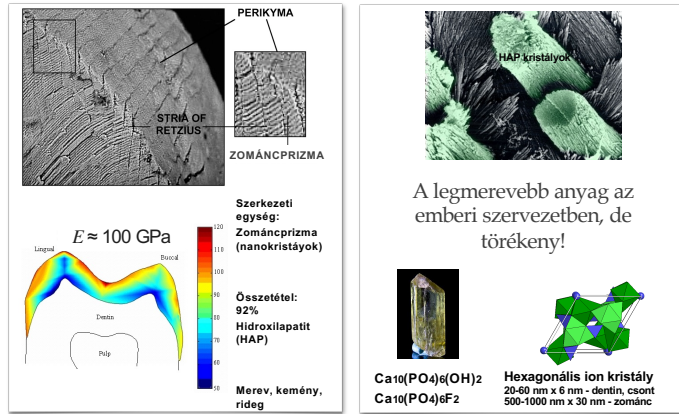


11



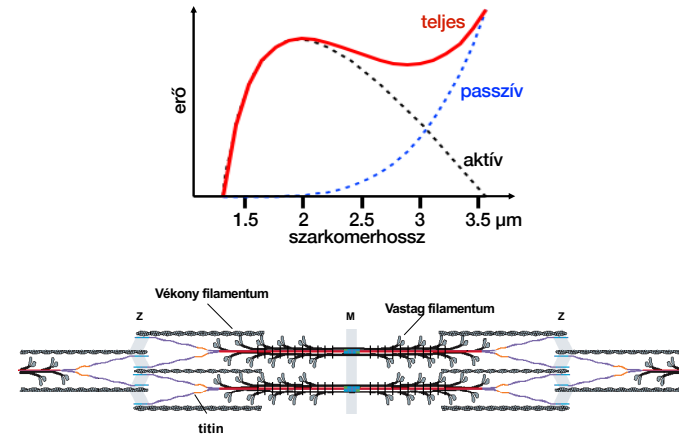
12

Fogzománc



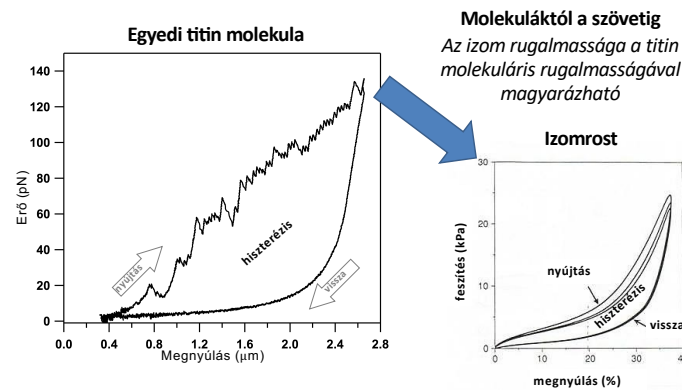
13

Titin: a szarkomer rugalmas filamentuma



14

A titinmolekula az izom passzív rugalmasságának fő meghatározója

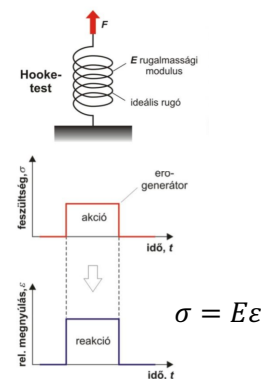


15

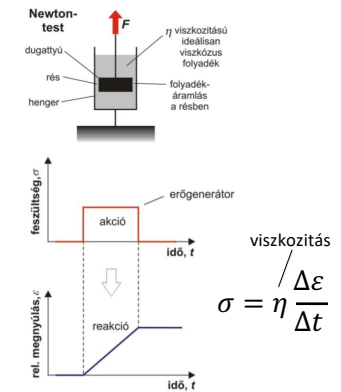
Viszkoelaszticitás

(mechanikai modell)

Rugalmas test



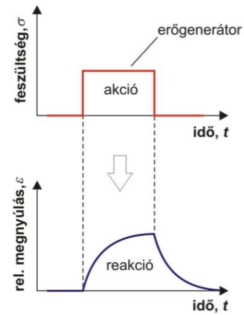
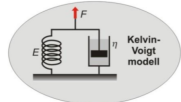
Viszkózus test



16

Viszkoelaszticitás

(mechanikai modell)



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

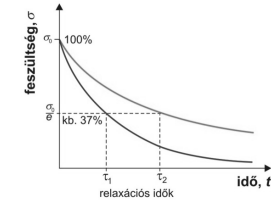
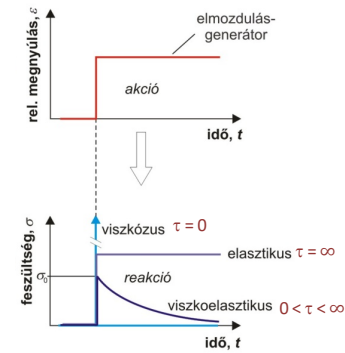
Rugó: ideális rugalmas (Hooke) test
Dugattyú: ideális viszkózus (Newton) test

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.

17

Feszültség-relaxáció a viszkoelasztikus rendszerben

Állandó deformáció mellett a feszültség idővel csökken

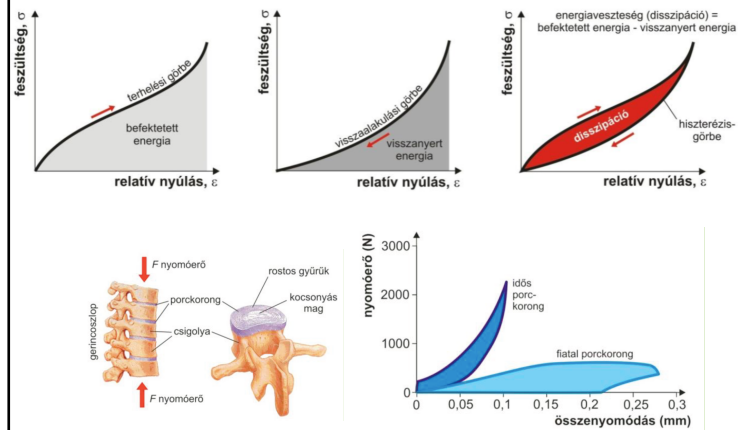


$$\sigma = \sigma_0 \cdot e^{-\frac{t}{\tau}}$$



18

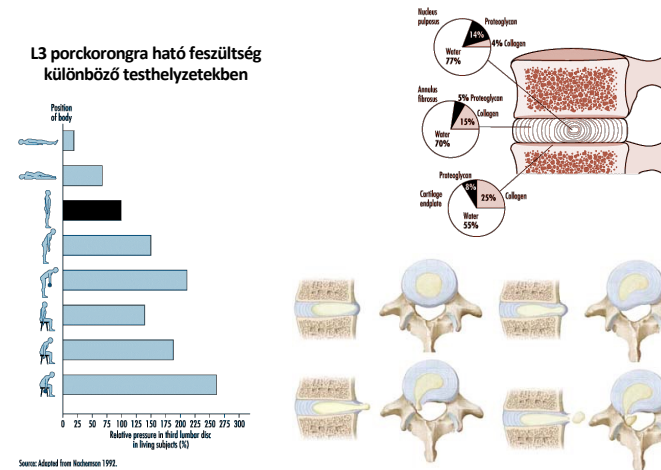
Energiavesztés a viszkoelasztikus rendszerben (hiszterézis)



19

Példa: A porckorongot érő mechanikai feszültségnek következménye (discus hernia)

L3 porckorongra ható feszültség különböző testhelyzetekben



20

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

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

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

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

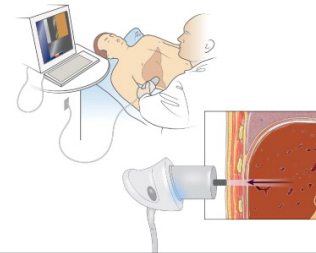
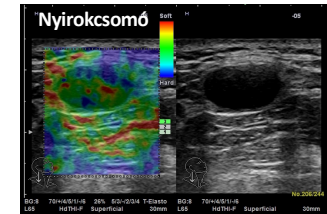
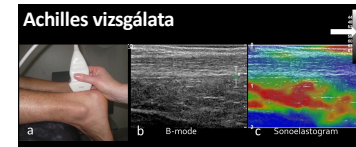
$$\kappa = \frac{-\Delta V/V}{\Delta p}$$

kompresszibilitás térfogati deformáció feszültség

Nagyobb Young-modulus, nagyobb hangsebesség

21

Diagnosztikai felhasználás: szonoelasztográfia



Tranziens elasztográfia
(máj merevségének mérése
impulzus – echo elv alapján)

22