

Biomechanika

Biomolekuláris és szöveti rugalmasság

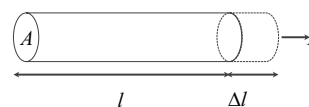
Mártonfalvi Zsolt



Biofizikai és Sugárbiológiai Intézet
Semmelweis Egyetem
Budapest

Mechanikai alapok

Hooke féle rugalmasság



$$\frac{F}{A} = E \frac{\Delta l}{l}$$

F = erő

A = keresztmetszeti felület

l = nyugalmi hossz

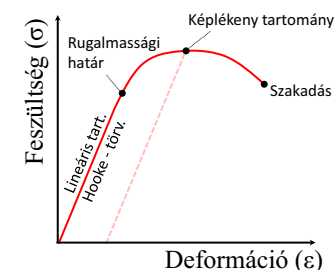
Δl = hosszváltozás

F/A = σ = feszültség (N/m² = Pa)

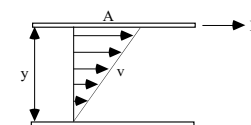
Δl/l = ε = deformáció (nincs m.e.)

E = σ / ε Young modulus (Pa)

Feszültség-deformáció diagram



Viszkozitás



$$\frac{F}{A} = \eta \frac{\Delta v}{\Delta y}$$

F = nyíróerő

A = folyadékfelület

η = viszkozitás

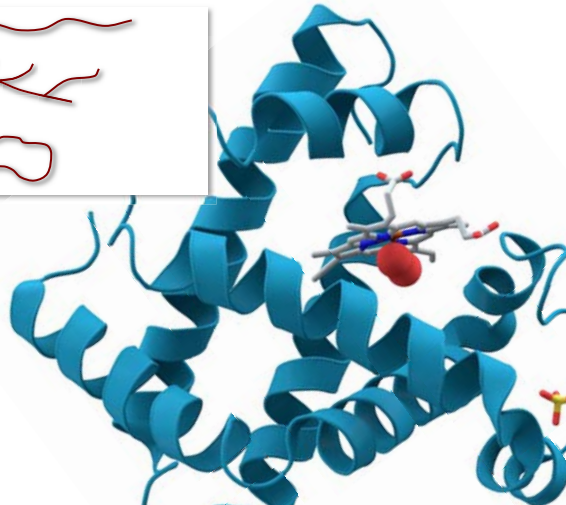
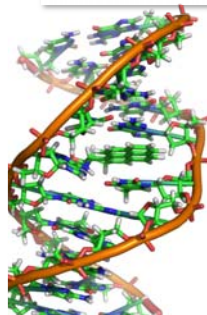
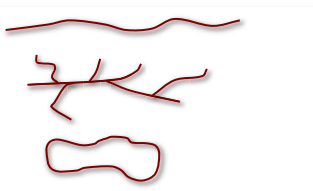
y = folyadékrétegek közötti távolság
v = áramlási sebességF/A = nyírófeszültség
Δv/Δy = sebesség gradiens (deformáció)

Biomolekulák mint polimerek

A biomolekulák polimerek.

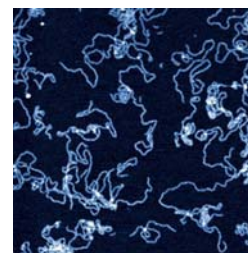
Közös bennük: Lineáris elsődleges szerkezet (fehérje, DNS)
Monomerek között erős kötések (kovalsens)
A lánc távoli részei között gyengébb másodlagos kötések

1. Lineáris
DNS, fehérje, cellulóz
2. Elágazó
glikogén
3. Cirkuláris
mt DNS

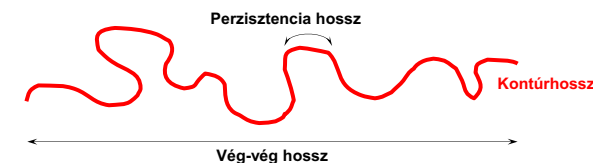


Milyen alakúak a biopolimerek?

Biopolimerek alakját leíró paraméterek



Kettős szálú DNS

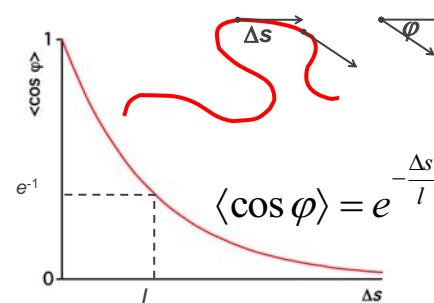


Kontúrhossz (L): A lánc teljes hossza

Vég-vég hossz (R): A lánc két végpontja között mért távolság.

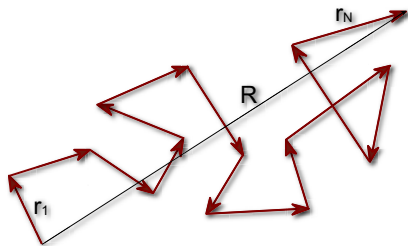
Perzisztenciahossz (l): jellemzi a láncirányultság állandóságát.

A rövidebb perzisztenciahosszal rendelkező polimerek rugalmasabbak.



A biopolimerek alakja a „bolyongó mozgás” segítségével leírható

„Random” -bolyongó- mozgás



R = vég-vég távolság
 r_i = elemi vektor



“Négyzetgyök összefüggés”:

$$\langle R^2 \rangle = Nl^2 = Ll$$

$\langle R^2 \rangle$ = átlagos négyzetes vég-vég távolság
 N = elemi vektorok száma
 l = átlagos elemi vektor hossza (perzisztenciahossz)
 $Nl = L$ = kontúrhossz

$$\langle R \rangle = \sqrt{Ll}$$

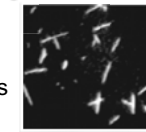
Entrópikus polimer esetén a négyszer hosszabb lánc átlagos vég-vég távolsága csak kétszer hosszabb.
 Rövidebb perzisztenciahossz (l) esetén a lánc hajlékonyabb ezért jobban feltekeredik, vég-vég hossza rövidebb.

7. előadás: Diffúzió $\rightarrow \langle x \rangle = \sqrt{2Dt}$

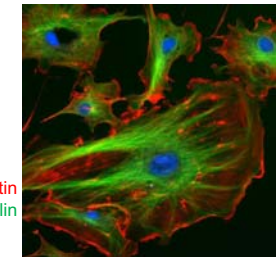
Biopolimerek osztályozása hajlékonyságuk alapján

l = perzisztenciahossz
 L = kontúrhossz

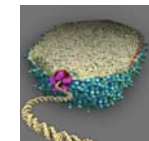
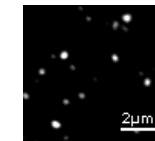
Merev
 $l \gg L$



Szemiflexibilis
 $l \approx L$



Hajlékony
 $l \ll L$



Rugalmasak-e a biopolimerek?

Igen, de nem érvényes Hooke törvénye. Rugalmasságuk nem lineáris.

Entrópikus rugalmasság

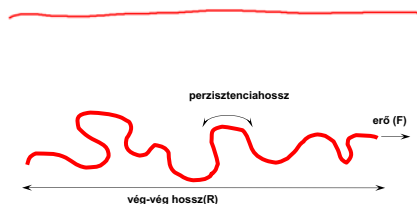
Hőmérsékleti energia ($k_B T$) a láncban hajlító mozgásokat gerjeszt



A lánc rendezetlensége (entrópiája) növekszik.



A lánc rövidül

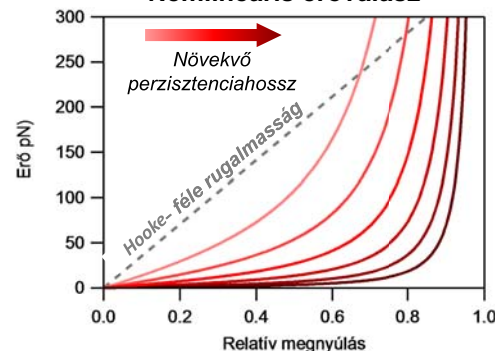


A megrövidült lánc erővel kinyújtható

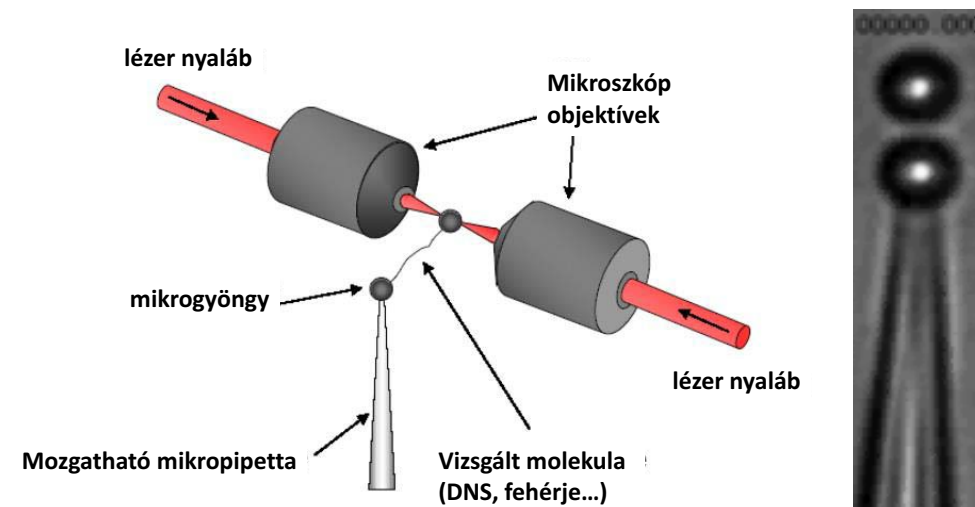
$$F \sim \frac{k_B T}{l} \cdot \frac{R}{L} + \left(\frac{R}{L} \right)^a$$

F = erő
 l = perzisztenciahossz
 k_B = Boltzmann állandó
 T = abszolút hőmérséklet
 L = kontúrhossz
 R = vég-vég hossz
 R/L = relatív megnyúlás

Nemlineáris erőválasz

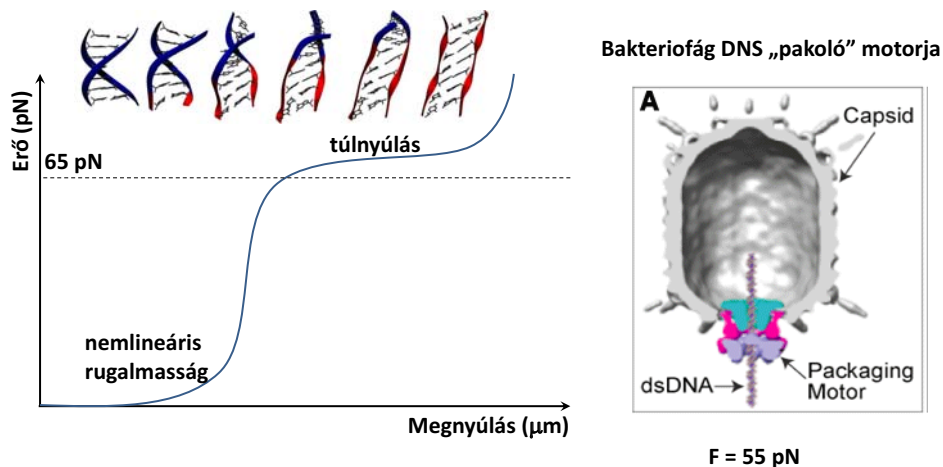


Lehet egyedi molekulákat nyújtani? a lézercsipesz

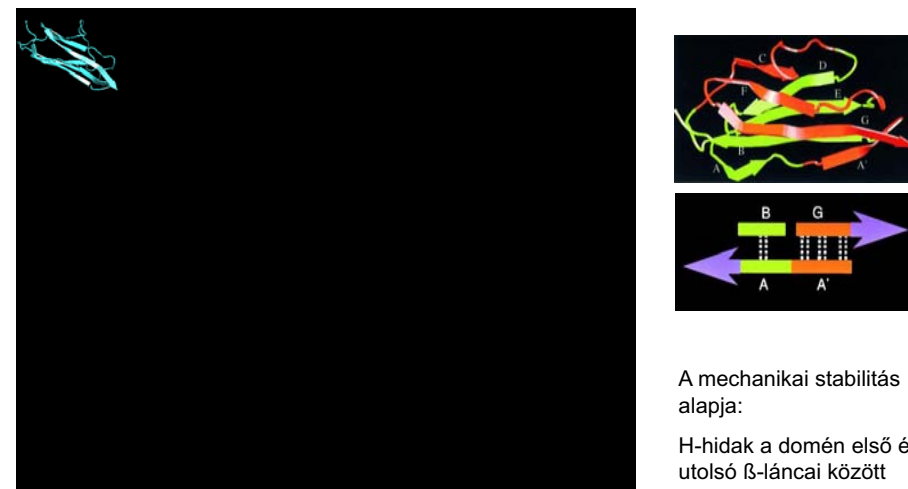


<http://glass.phys.uniroma1.it/dileonardo/Applet.php?applet=TrapForcesApplet>

Kettős szálú DNS nyújtása lézercsipessel

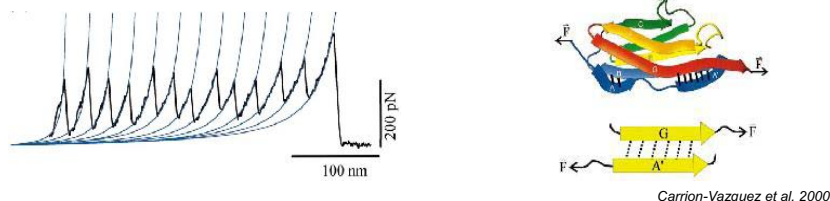


Globuláris fehérje kitekerése erővel

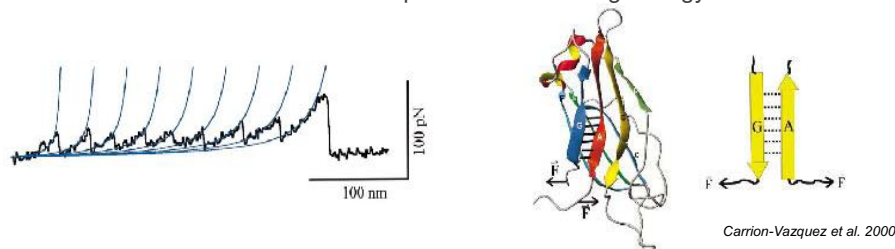


A harmadlagos szerkezet megszabja egy fehérje mechanikai stabilitását

H-hidak merőlegesek az erőhatás irányára : Nagyfokú stabilitás
A kitekeredéshez szükséges erő nagyobb mint 200 pN



H-hidak párhuzamosak az erőhatás irányával: Kevésbé stabil
A kitekeredés már 100 pN alatti erőknél végbemegy

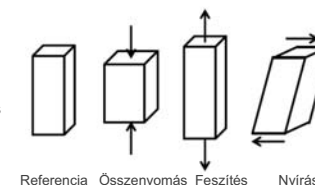


Mechanikai erők a sejtek szintjén

A szövetekben működő erőhatások

- A szöveti erők eredete:
- sejtes feszítés/nyomás
 - folyadék áramlás
 - nyújtás
 - hidrosztatikai/ozmózis nyomás

Celluláris dimenziók:
Hossz: μm Erő: pN
1Pa = 1pN/μm²

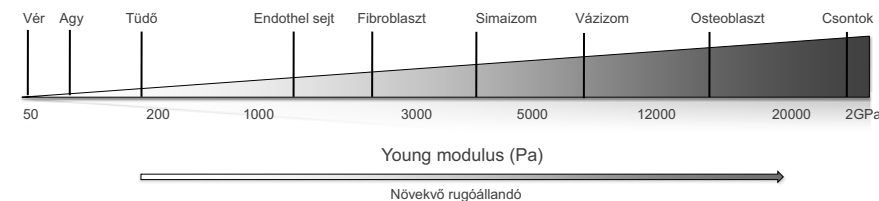


Erők mint mechanikai szignál:

- irányított
- lecsengés: 1/r
- komplex térbeli információt hordoz
- hosszú távú kommunikáció
- gyorsan szabályozható
- nincs diffúzibilis intermedierek

Oldékony (kémiai) szignálok:

- gyors diffúzió (nem irányított)
- lecsengés: 1/r²
- rövid távú kommunikáció
- diffúzibilis intermedierek



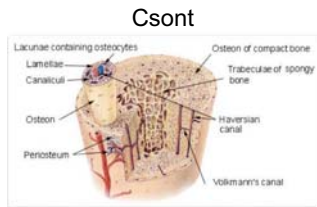
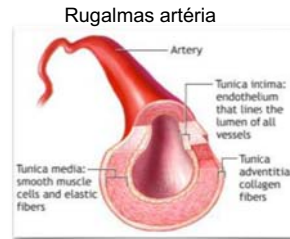
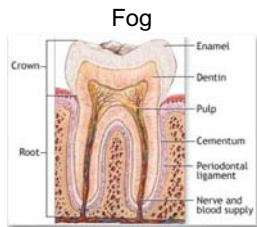
Kemény szövetek

Lágy szövetek

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

Melyik szövettípusban terjed gyorsabban a hang?

Az egyes szövetek akusztikai tulajdonságait a rugalmasságuk is megszabja

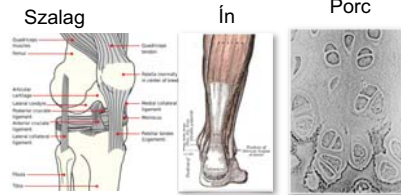


Fő alkotóelemek:
kollagén (szerves),
apatit (szervetlen)

Szerves anyag: ellenállás
Szervetlen anyag: keménység

Passzív mechanika: titin, dezmin
Aktív mechanika: aktin, miozin

kollagén, elasztin



Kollagén, proteoglikánok (víz)

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

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

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

deformáció
feszültség
kompresszibilitás

Nagyobb Young-modulus, nagyobb hangsebesség

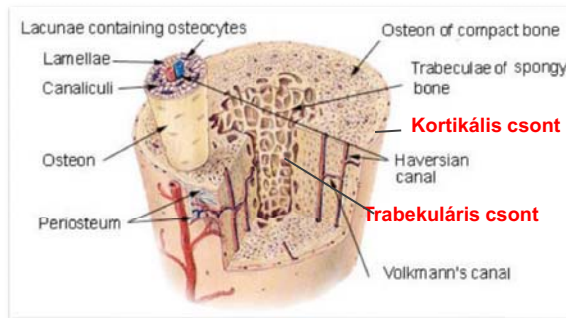
Csontszövet

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

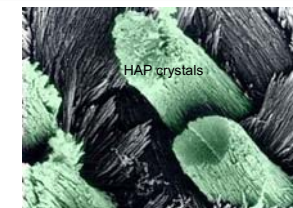
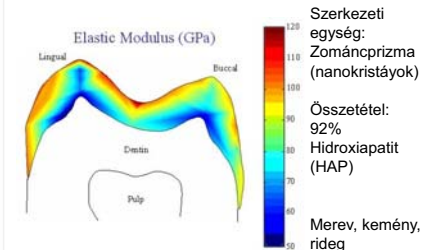
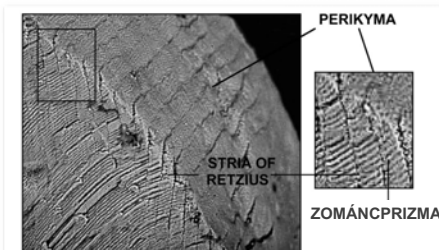


Számolási feladat:

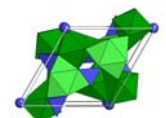
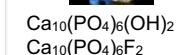
A csöves csontok átlagos Young modulusa 18 GPa.

A maximális kompressziós feszültség amit még a törés előtt kibír, 1.6×10^8 Pa. Számoljuk ki a 46 cm hosszú femur maximális kompressziós deformációját amit még törés nélkül elvisel!

Fogzománc

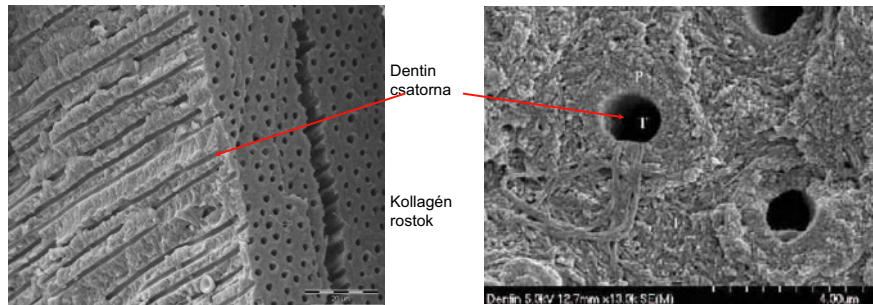


A legkeményebb anyag az emberi szervezetben



Hexagonális ion kristály
20-60 nm x 6 nm - dentin, csont
500-1000 nm x 30 nm - zománc

Dentin

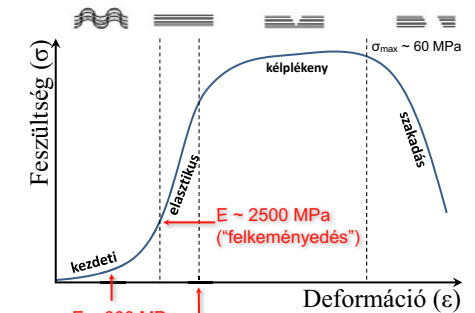
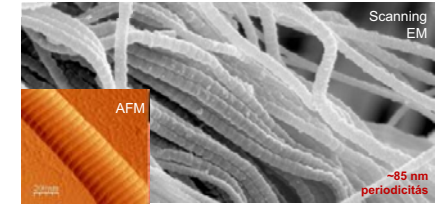
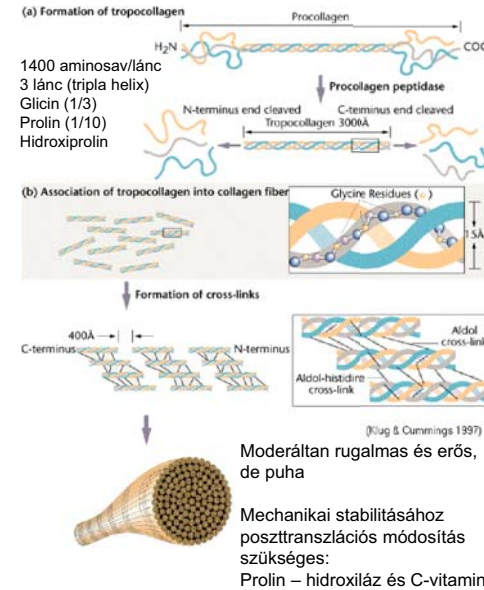


Összetétel: 35% szerves anyag(kollagén) + víz, 65% hidroxipapatit

Szerkezet: A kollagén rostok által alkotott hálózatba ágyazva található a 20–60 nm hosszúságú, 6 nm vastagságú apatit nanokristályok

A két anyag együttesen adja a csontszövet és a dentin különlegesen jó mechanikai tulajdonságait, viszonylag nagy keménységét, nagy szilárdságát, szívósságát, ugyanakkor rugalmasságát

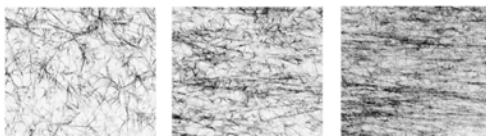
Kollagén



A kollagén hálózatra erőhatásra rendeződik

(Erők az extracelluláris mátrixban)

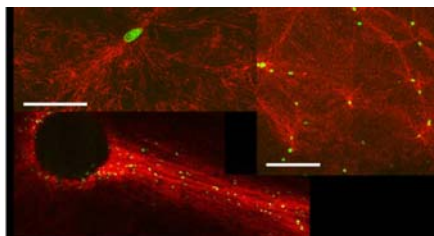
Kollagén gél nyújtása



Növekvő feszültség

Megnújtott kollagén mátrixban az egyedi rostok beállnak az erő irányába. Az extracelluláris mátrix szerkezeti elrendeződése **erőfüggő**.

Sejtek kollagén mátrixban



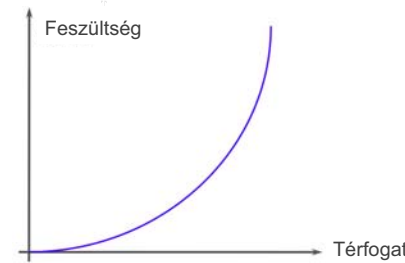
Zöld: sejtmag
Vörös: kollagén rostok

A sejtek feszültség változást okoznak környezetükben, így megváltoztatják a kollagén hálózat mintázatát.

Rugalmas artériák biomechanikája

Nem lineáris rugalmasság

A feszültség nem lineáris függvénye a deformációnak

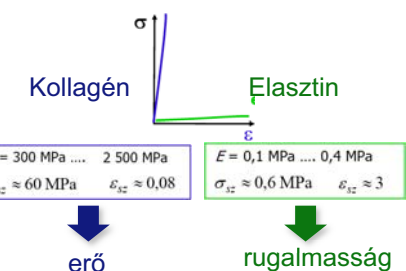
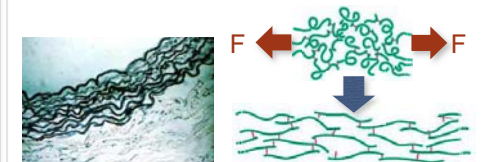


Erek rugalmasságáért felelős:

Elasztin
Kollagén
Simaizom

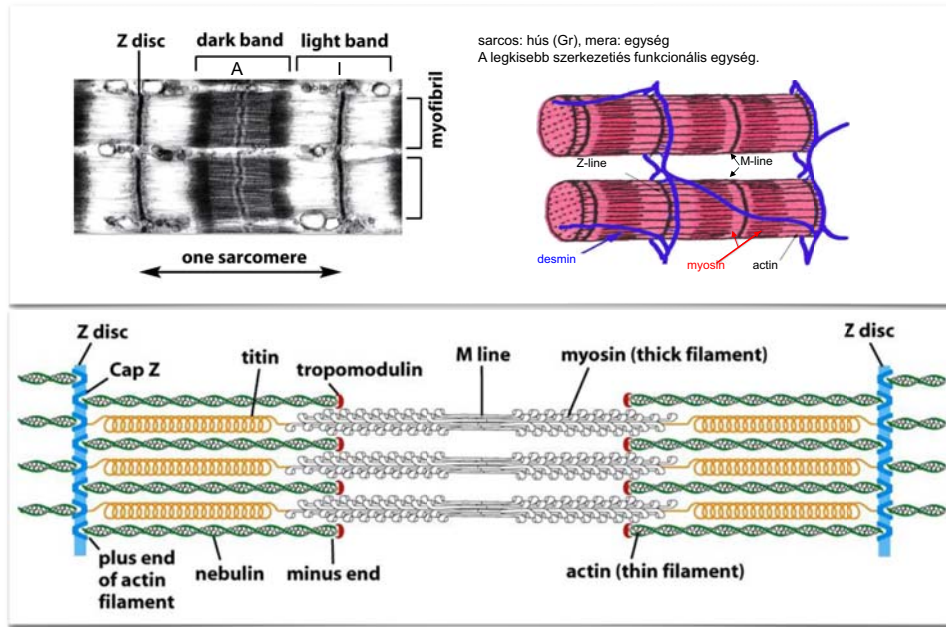
Rugalmassághoz köthető funkciók:

Rugalmas energia tárolása, nyomás impulzusok csillapítása, állandó áramlási sebesség fenntartása

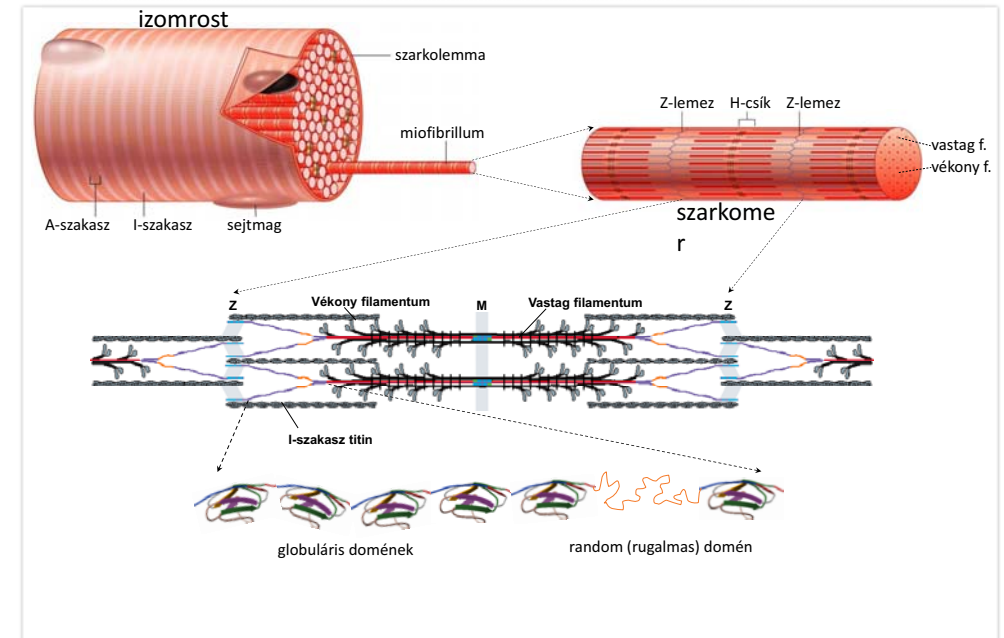


Szarkomer

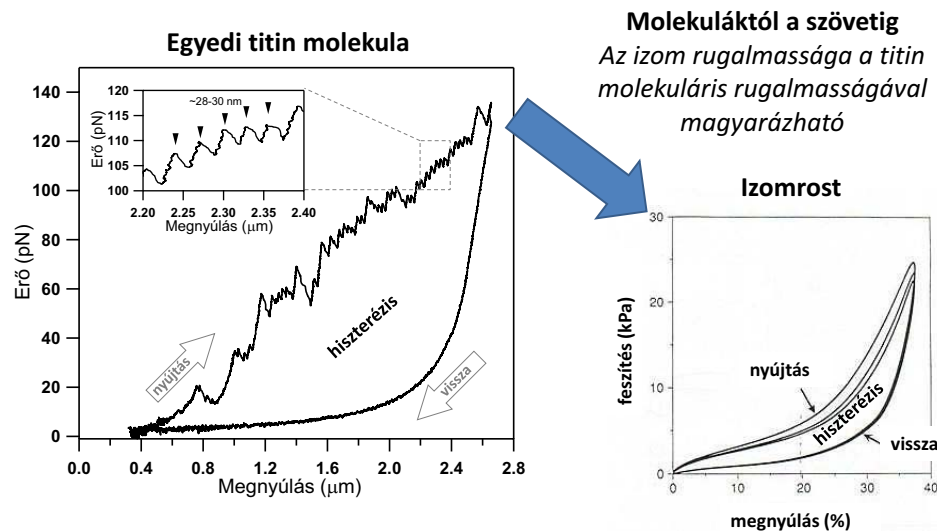
az izom funkcionális egysége



Titin: a szarkomer rugalmas filamentuma

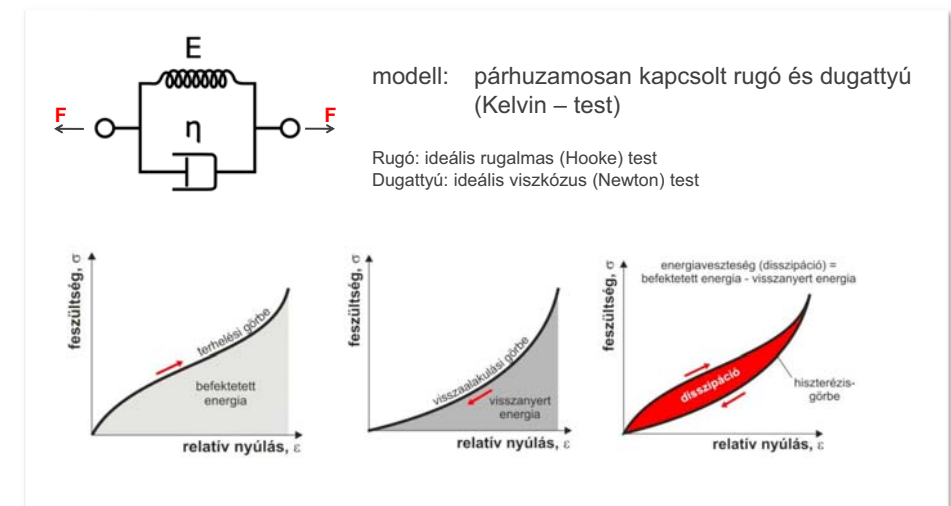


A titinmolekula az izom passzív rugalmasságának fő meghatározója



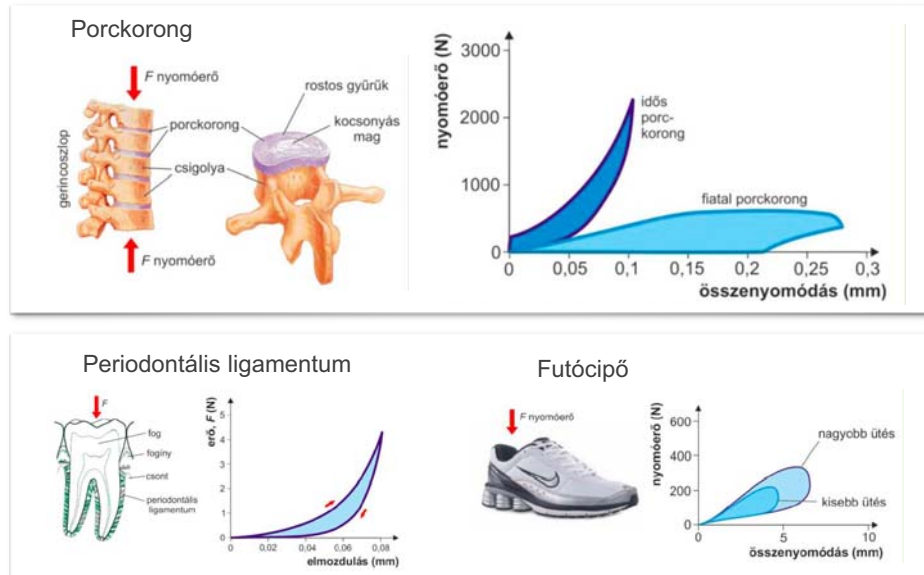
Viszkoelaszticitás

(mechanikai modell)



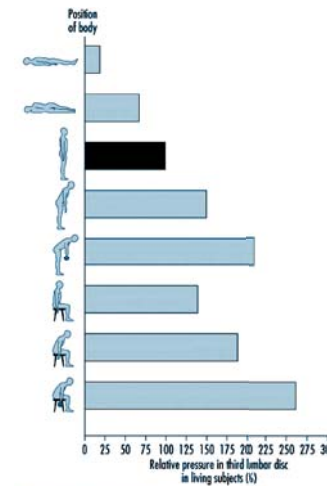
Viszkoelaszticitás

(példák)

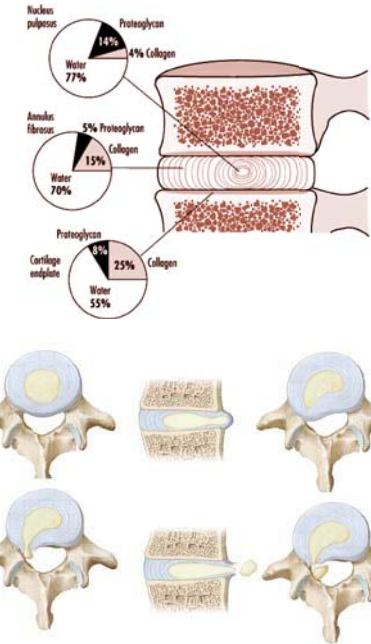


Péda I: A porckorongot érő mechanikai feszültségnek következménye (*discus hernia*)

L3 porckorongra ható feszültség különböző testhelyzetekben

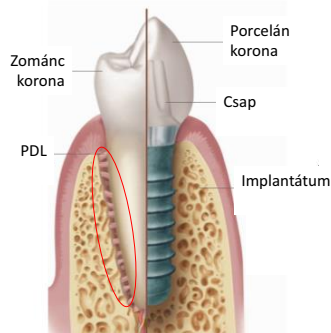


Source: Adapted from Nachemson 1992.



Péda II: Implantátum vagy fog?

A különbség a periodontális ligamentum!



PDL hiánya:

- A rágási erők érzékelése csökken
- A viszkoelasztikus 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

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)