

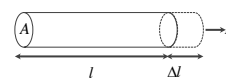
Fogorvosi anyagtan fizikai alapjai Szövetek mechanikai tulajdonságai



1

ISMÉTLÉS

Hooke törvény



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

F = erő

A = keresztmetszeti felület

l = nyugalmi hossz

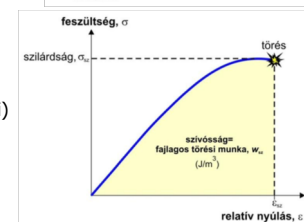
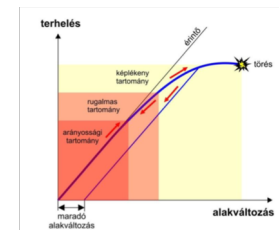
Δl = megnyúlás

$F/A = \sigma$ = feszültség ($\text{N/m}^2 = \text{Pa}$)

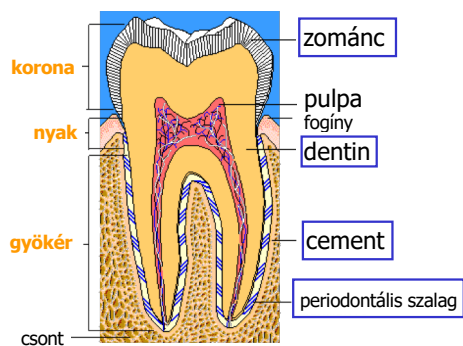
$\Delta l/l = \epsilon$ = deformáció (dimenzió nélküli)

$E = \sigma / \epsilon$ Young modulus (Pa)

Feszültség – deformáció diagram

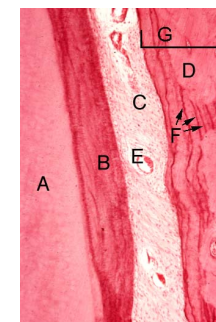
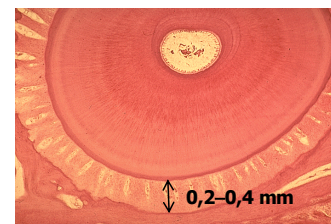


A fog szövetei és a fog körüli szövetek



3

Periodontális szalag (ligamentum periodontale)



≈ kollagén

polimer

4

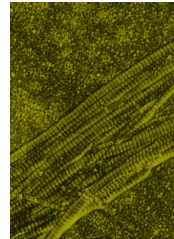
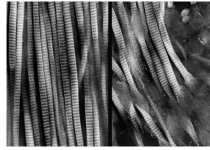
Kollagén

Szerkezeti fehérje, a kötőszövetek legfontosabb fehérjéje, emlősök összefehérje mennyiségének kb. negyedét teszi ki.

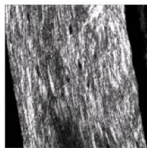
Fontos szerepet játszik a következő szövetekben/szervekben:

- inak, szalagok,
- bőr,
- porc,
- csont,
- fog,
- érfal
- üvegtest,
- szaruhártya,
- stb.

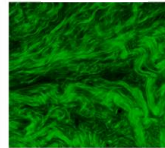
szem



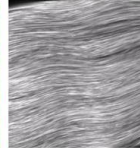
csont



bőr

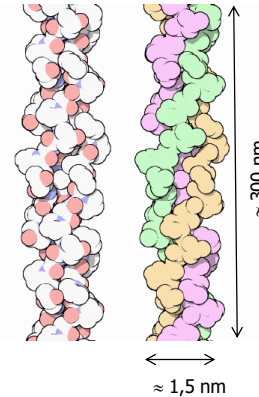


ín



5

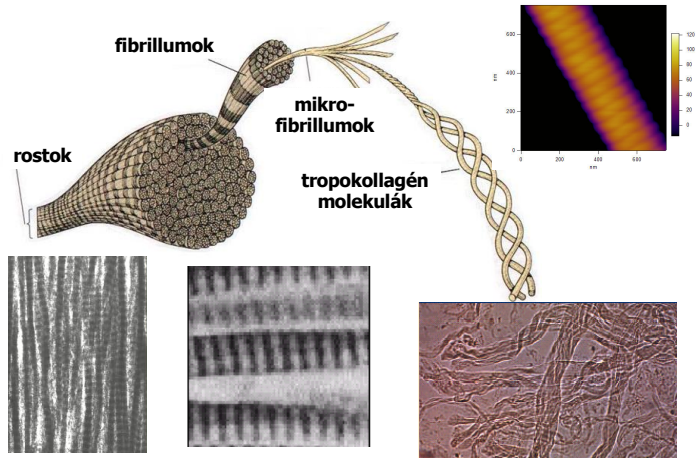
A kollagén molekula



- 1400 aminosav/lánc
- glicin (kb. 1/3),
prolin (kb. 1/10),
hidroxiprolin, ...
- 3 lánc → tripla hélix

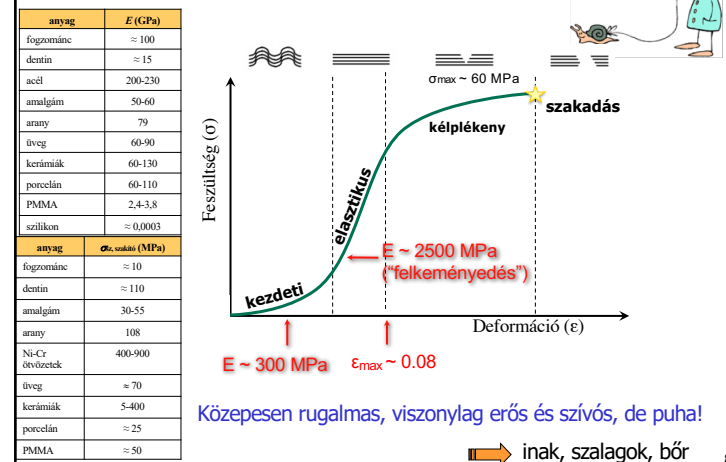
6

Kollagén molekulák elrendeződése

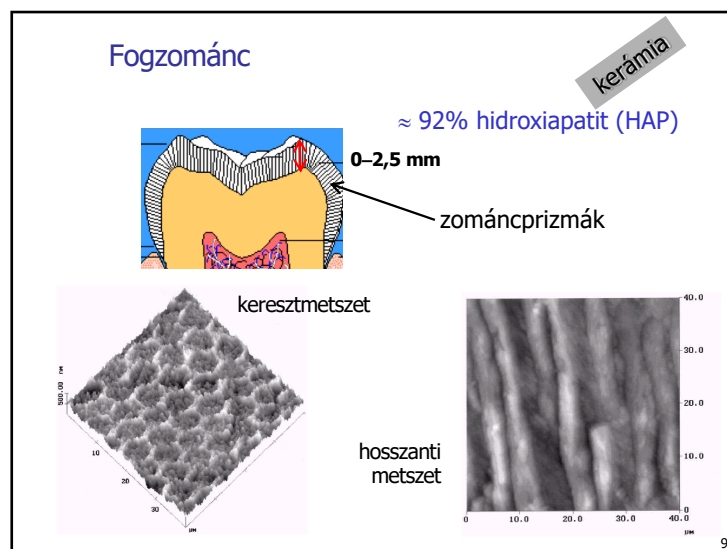


7

Kollagénrost nyújtási diagramja



8



Hidroxiapatit tulajdonságai

Mohs skála:

anyag	HV (MPa)
fogzománc	≈ 3400
dentin	≈ 600
amalgám	≈ 1000
arany	
arany ötvözetek	600-250
Pd-Ag ötvözetek	1400-1900
Cu-Cr ötvözetek	≈ 4000
Ni-Cr ötvözetek	3000-4000
üveg	
porcelán	4500-7000
akrilát	≈ 200

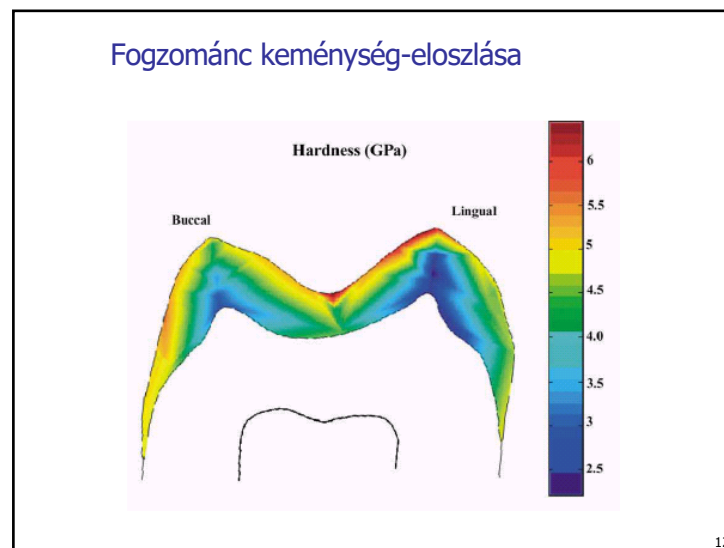
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Talc	Gypsum	Calcite	Fluorite	Apatite	Orthoclase	Quartz	Topaz	Corundum	Diamond

HAP: $HV \approx 6 \text{ GPa}$ $E \approx 140 \text{ GPa}$ $\sigma_{sz} \approx 60 \text{ MPa}$ (hajlítási)
 $\approx 500 \text{ MPa}$ (nyomási)

zománc: $HV \approx 3-6 \text{ GPa}$ $E \approx 90-100 \text{ GPa}$ $\sigma_{sz} \approx 50 \text{ MPa}$ (nyújtási)
 $\approx 400 \text{ MPa}$ (nyomási)

Merev, kemény, erős (nyújtásban, hajlításban kevésbé), de törékeny!

11

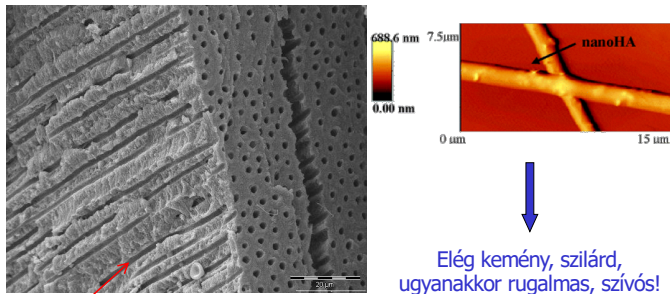


Dentin

≈ 35% szerves+víz (kollagén!)
≈ 65% HAP

kompozit

kollagénrostok → mátrix
+
apatitkristályszemcsék



tubulusok

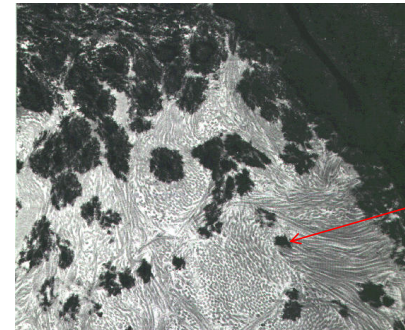
Elég kemény, szilárd,
ugyanakkor rugalmas, szívós!

13

Cement

kompozit

≈ 50% szerves+víz (kollagén!)
≈ 50% HAP



HAP
kristálynövekedés

14

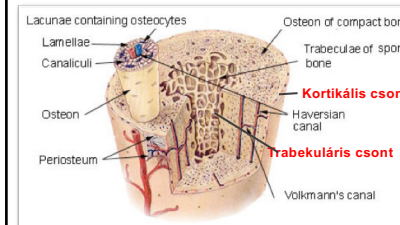
Összefoglalás

	PDL (≈ kollagén)	dentin (≈ 1/3 kollagén, 2/3 apatit)	zománc (≈ apatit)
merevség (E) (GPa)	0,3–2,5	10–20	90–100
szilárdság (σ_{\max}) (MPa)	60	110 (nyújtás) 300 (nyomás)	50 (nyújtás) 400 (nyomás)
szívósság (kJ/m ²)	1–10	0,5–5	0,1–1
keményység HV (GPa)		0,5–1	3–6

15

Csontszövet

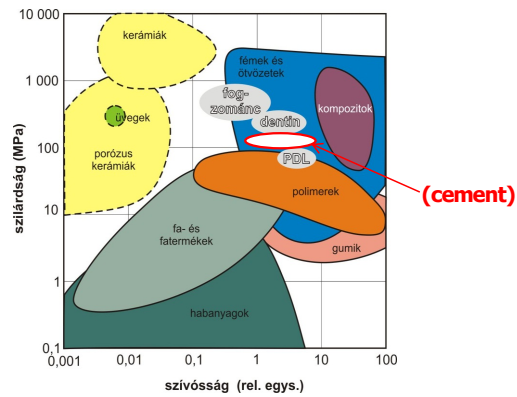
Az eltérő belső szerkezete miatt a csöves **csontok keresztmetszetén a Young modulus anizotróp módon oszlik el**. A tömörebb kortikális csontszövet nagyobb Young modulusal rendelkezik a trabekuláris csontszövethez képest.
Young-modulus: 5-20 GPa
Dekalcifikált csont savas kezelés: rugalmas
Szerves anyagától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



szerves anyag: kollagén

szervetlen anyag: hidroxipatit

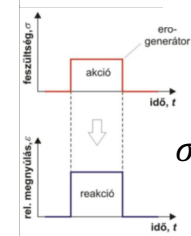
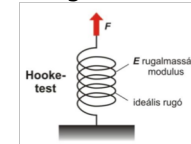
szemléletesen:



17

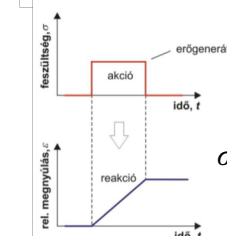
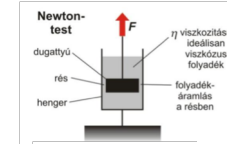
Viszkoelaszticitás

Rugalmas test



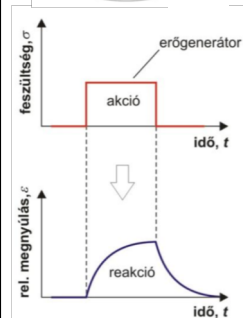
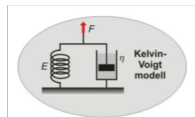
$$\sigma = E \varepsilon$$

Viszkózus test



$$\sigma = \eta \frac{\Delta \varepsilon}{\Delta t}$$

Viszkoelaszticitás

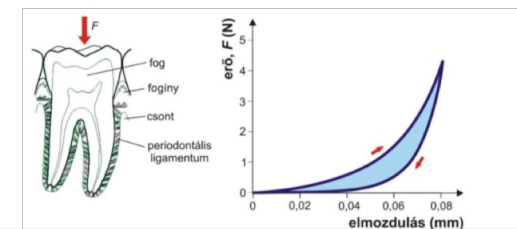
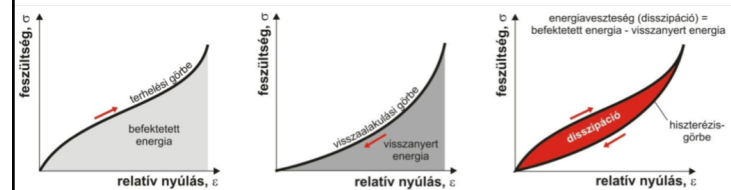


A viszkoelaszticitás a viszkózus és elasztikus viselkedés együttes megjelenését jelenti
modell: párhuzamosan kapcsolt rugó és dugattyú (Kelvin-Voigt modell)

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

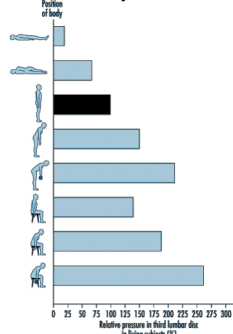
1. Nyújtáskor a rugó nem tud azonnal megnyúlni, a dugattyú nem engedi. A nyúló rugó lassítja a dugattyú mozgását.
2. A nyúlás addig tart, amíg a rugóban növekvő feszültség ki nem egyenlíti az erőgenerátor által a rendszerre
3. A külső feszültség eltűnésekor a rugó igyekszik összehúzódni, de a lengéscsillapító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

Energiavesztésesség viszkoelasztikus rendszerben (hiszterézis)

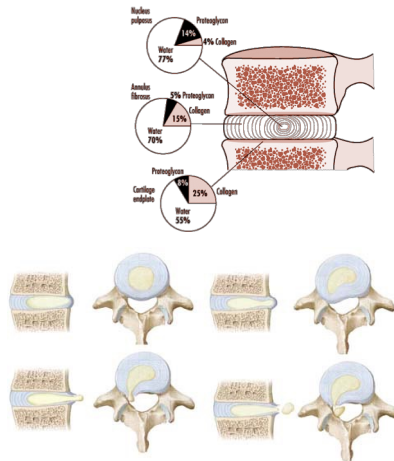


Péda I: A porckorongot érő mechanikai feszültségnek következménye (*discus hernia*)

L3 porckorongra ható feszültség különböző testhelyzetekben

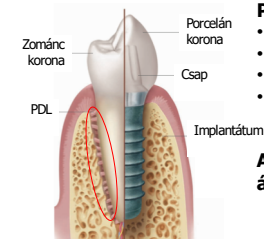


Source: Adapted from Nachemson 1992.



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 állkapocsban

Az implantátum direkt kontaktusban áll az állkapoccsal

Megnövekedett kompressziós feszültség (rágás)

Csontvesztés (0.2 mm / év)
Ínyvisszahúzódás

Implantátum ↔ Gyökérkezelés

Biomolekulák mint polimerek

A biomolekulák polimerek.

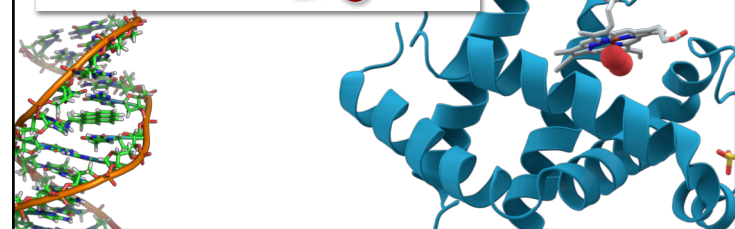
Közös bennük:

Lineáris elsődleges szerkezet (fehérje, DNS)

Monomerek között erős kötések (kovalens)

A lánc távoli részei között gyengébb másodlagos kötések

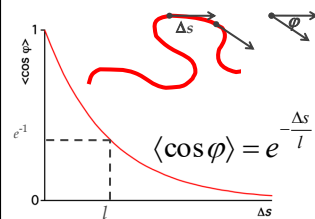
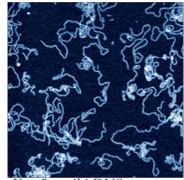
1. Lineáris
DNS, fehérje, cellulóz
2. Elágazó
glikogén
3. Cirkuláris
mt DNS



Biomolekulák nanomechanikája A biomolekuláris rugalmasság alapjai

Milyen alakúak a biopolimerek?

Biopolimerek alakját leíró paraméterek



Kontúrhossz (L): A lánc teljes hossza

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

Perzisztenciahossz (l): jellemzi a láncirányultság állandóságát.

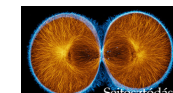
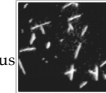
A rövidebb perzisztenciahosszal rendelkező polimerek rugalmasabbak.

Biopolimerek osztályozása hajlékonyságuk alapján

l = perzisztenciahossz
 L = kontúrhossz

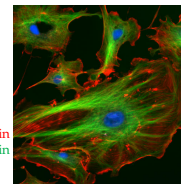
Merev
 $l \gg L$

Mikrotubulus



Szemiflexibilis
 $l \approx L$

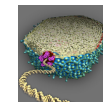
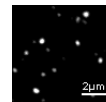
Mikrofilamentum



aktin
tubulin

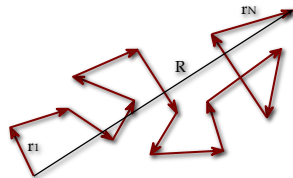
Hajlékony
 $l \ll L$

DNS



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

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

Entrópiás 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.

Biofizika 2. félév: Diffúzió $\Rightarrow \langle x \rangle = \sqrt{2Dt}$

Rugalmasak-e a biopolimerek?

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

Entrópiás rugalmasság

Hőmérsékleti energia ($k_B T$) a láncban hajlítómozgásokat gerjeszt

A lánc rendezetlensége (entrópiája) növekszik.

A lánc rövidül

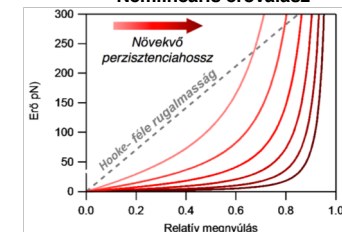


A megrövidült lánc erővel kinyújtható

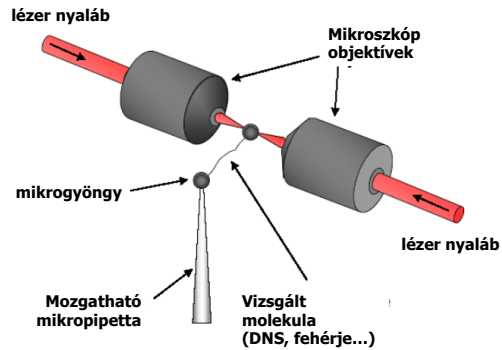
$$F \sim \frac{k_B T}{l} \cdot \frac{R}{L} + \left(\frac{R}{L} \right)^a$$

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

Nemlineáris erőválasz

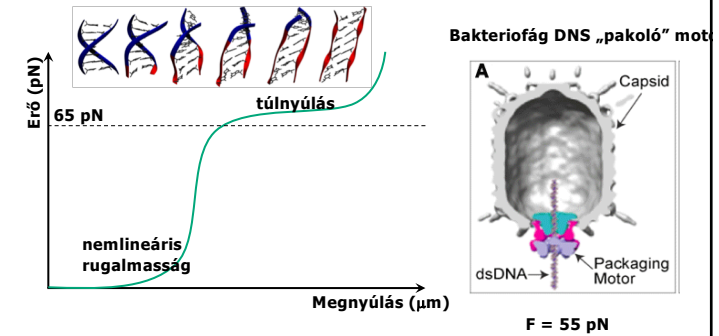


Lehet egyedi molekulákat nyújtani? *a lézercsipesz*



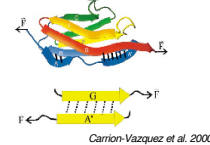
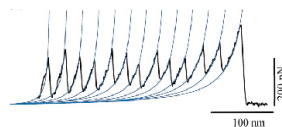
<https://www.youtube.com/watch?v=iu6wFNPXu6>
https://www.youtube.com/watch?v=JGnBmOZ6_s

Kettős szálú DNS nyújtása lézercsipeszszel

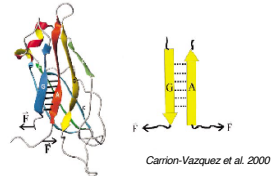
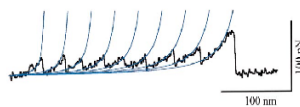


A harmadlagos szerkezet megszabja egy fehérje mechanikai stabilitását

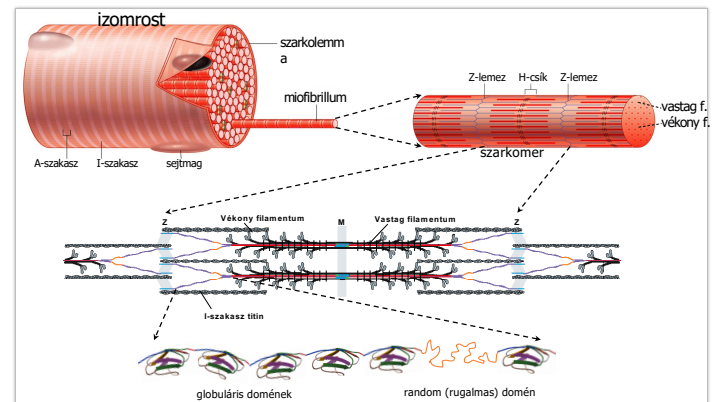
H-hiادak merőlegesek az erőhatás irányára : Nagyfokú stabilitás
 A kitekeredéshez szükséges erő nagyobb mint 200 pN



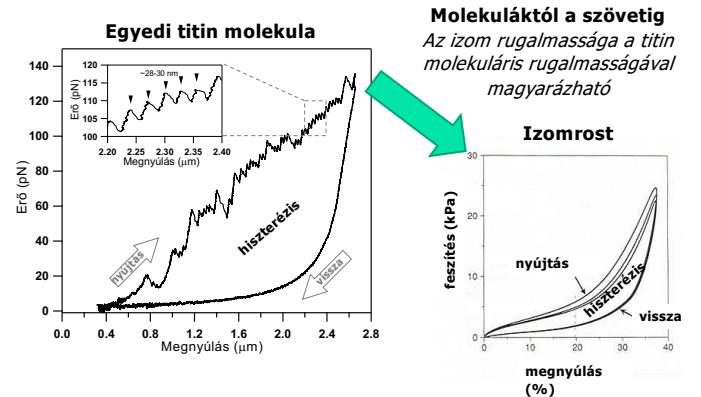
H-hiادak párhuzamosak az erőhatás irányával: Kevésbé stabil
 A kitekeredés már 100 pN alatti erőknél végbemegy



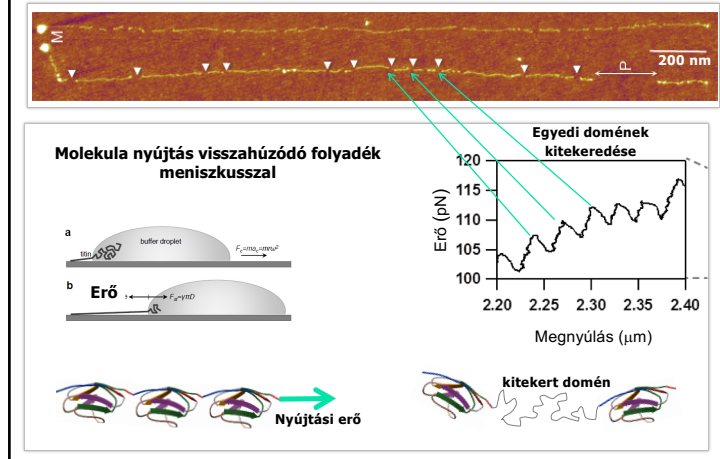
Titin: a szarkomer rugalmas filamentuma



A titinmolekula az izom passzív rugalmasságának fő meghatározója



Erő hatására hogyan változik a titin szerkezete?



Lehet-e csomót köti egy DNS molekulára?

Igen! A DNS rugalmas...

