

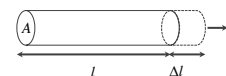
Fogorvosi anyagtan fizikai alapjai Szövetek mechanikai tulajdonságai



1

ISMÉTLÉS

Hooke törvény



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

F = erő

A = keresztmetszeti felület

l = nyugalmi hossz

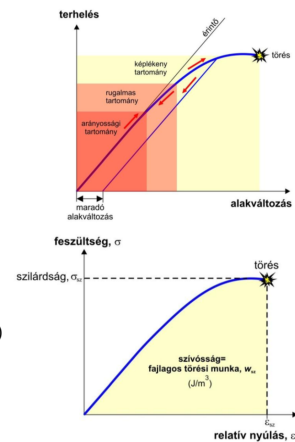
Δl = megnyúlás

F/A = σ = feszültség (N/m² = Pa)

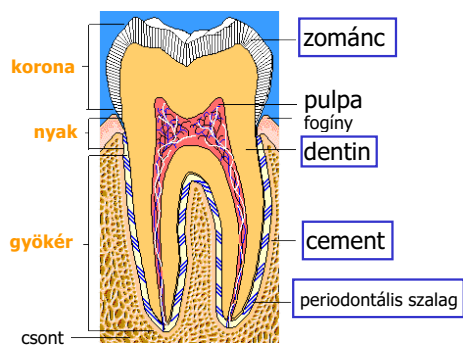
Δl/l = ε = deformáció (dimenzió nélküli)

E = σ / ε Young modulus (Pa)

Feszültség – deformáció diagram

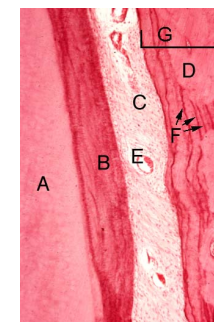
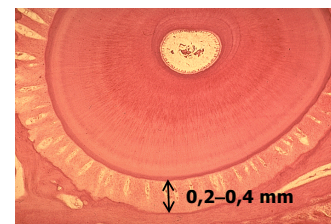


A fog szövetei és a fog körüli szövetek



3

Periodontális szalag (ligamentum periodontale)



≈ kollagén

polimer

4

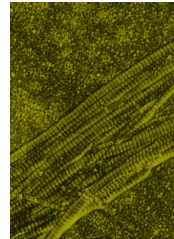
Kollagén

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

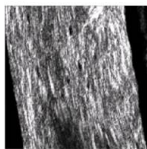
Fontos szerepet játszik a következő szövetekben/szervekben:

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

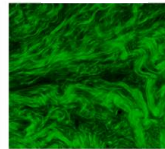
szem



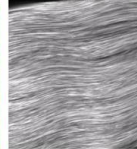
csont



bőr

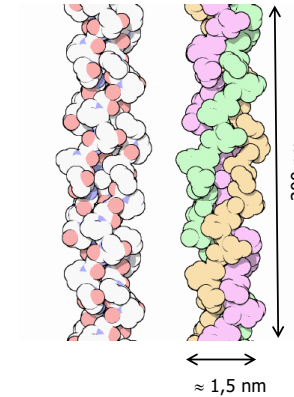


ín



5

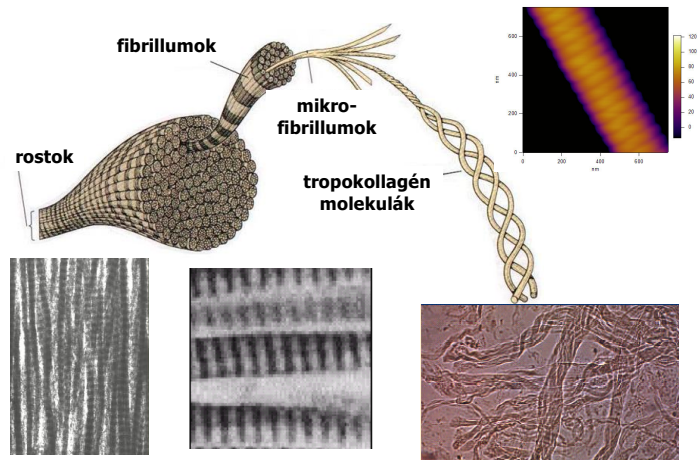
A kollagén molekula



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

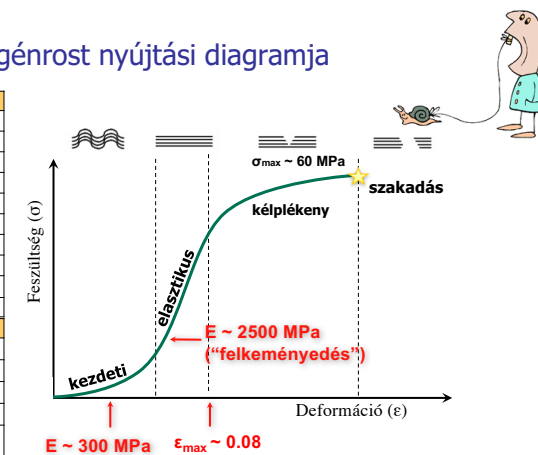
6

Kollagén molekulák elrendeződése



7

Kollagénrost nyújtási diagramja



Közepesen rugalmas, viszonylag erős és szívós, de puha!

➡ inak, szalagok, bőr

8

anyag	E (GPa)
fogzománc	≈ 100
dentin	≈ 15
acél	200-230
amalgám	50-60
arany	79
üveg	60-90
kerámia	60-130
porcelán	60-110
PMMA	2,4-3,8
szilikon	≈ 0,0003

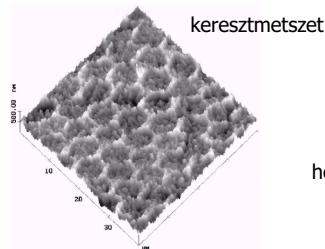
anyag	σ _{elasztikus} (MPa)
fogzománc	≈ 10
dentin	≈ 110
amalgám	30-55
arany	108
Ni-Cr ötvözetek	400-900
üveg	≈ 70
kerámia	5-400
porcelán	≈ 25
PMMA	≈ 50

Fogzománc

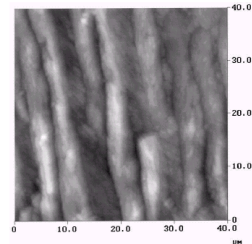


≈ 92% hidroxiapatit (HAP)

zománcprizmák



hosszanti
metszet

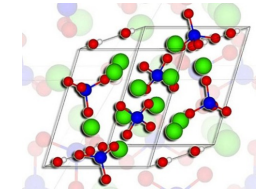
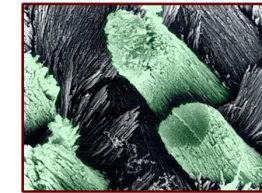


kerámia

9

Hidroxiapatit

$\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ hexagonális ionkristály

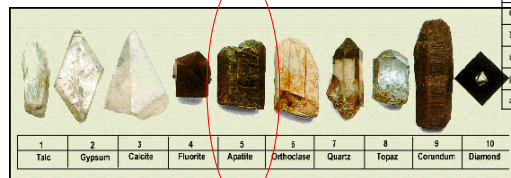


dentinben, csontban: 20-60 nm x 6 nm-es kristályok
zománcban: 500-1000 nm x 30 nm-es kristályok

10

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

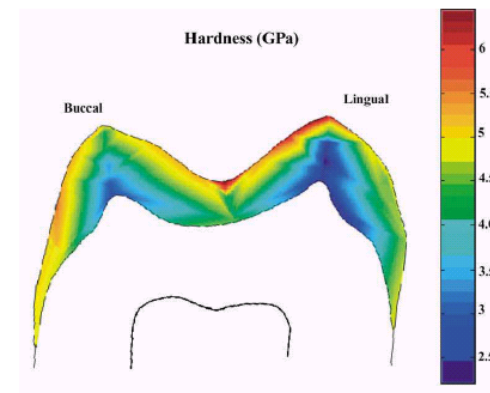
HAP: $HV \approx 6 \text{ GPa}$ $E \approx 140 \text{ GPa}$ $\sigma_{sz} \approx 60 \text{ MPa}$ (hajlítási)
 $\approx 500 \text{ MPa}$ (nyomási)

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

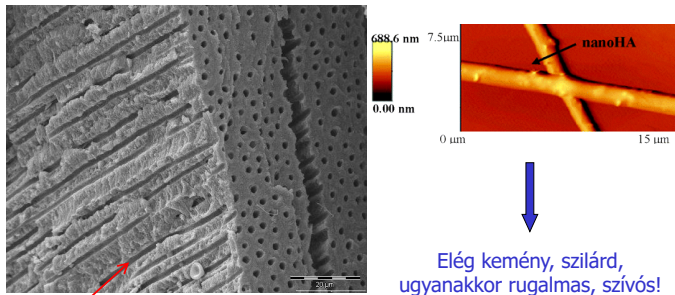
Fogzománc keménység-eloszlása



12

Dentin

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

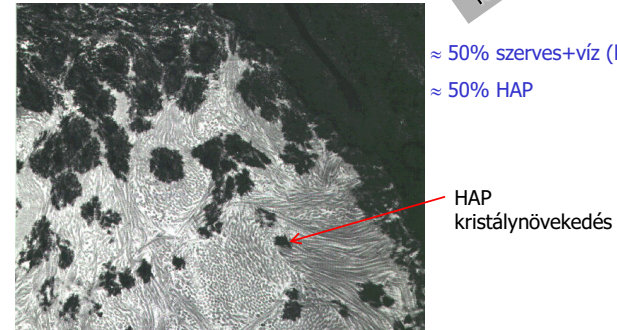


tubulusok

13

Cement

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



14

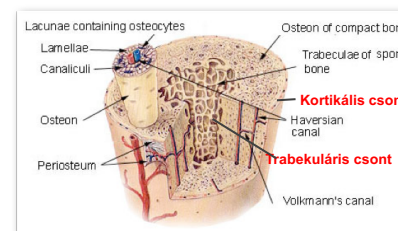
Összefoglalás

	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

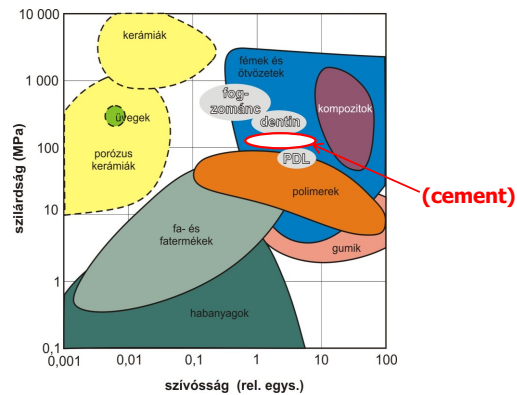
Csontszövet

Az eltérő belső szerkezete miatt a csőves **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



szerves anyag: kollagén
szervetlen anyag: hidroxipatit

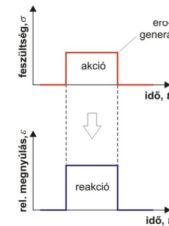
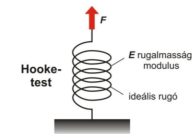
szemléletesen:



17

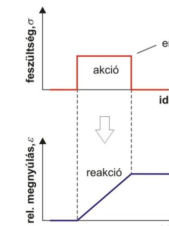
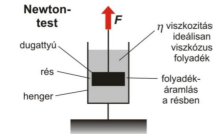
Viszkoelaszticitás

Rugalmas test



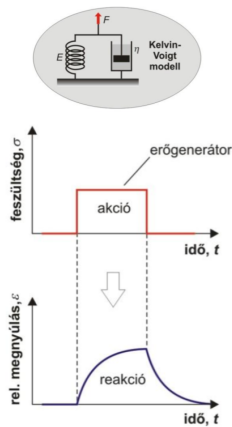
$$\sigma = E \varepsilon$$

Viszkózus test



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

Viszkoelaszticitás

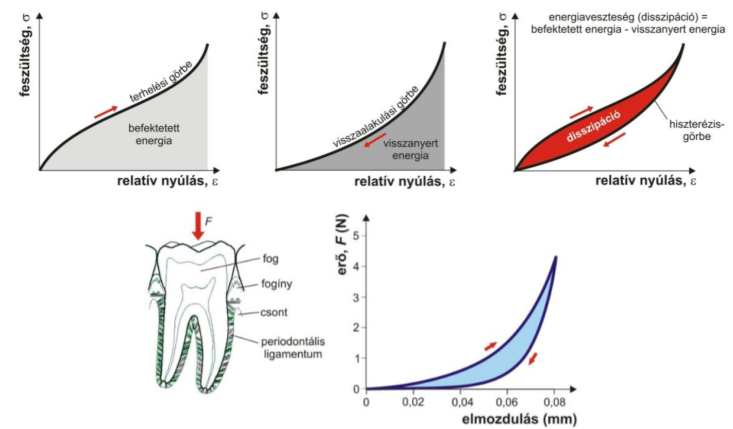


A viszkoelaszticitás a viszkózus és elasztikus viselkedés együttes megjelenését jelenti
modell: párhuzamosan kapcsolt rugó és dugattyú (Kelvin-Voigt modell)

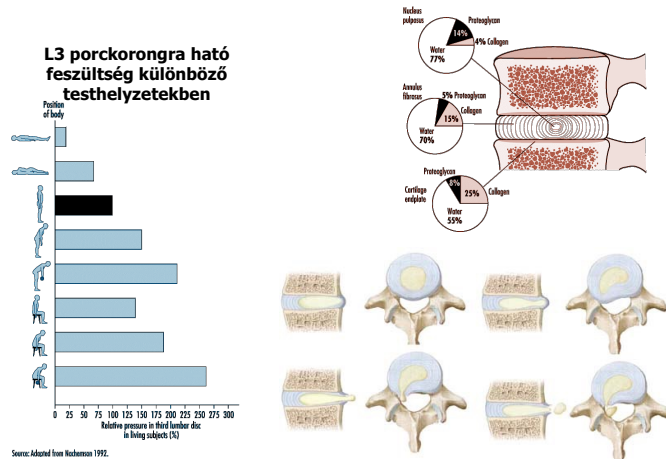
Rugó: ideális rugalmas (Hooke) test
Dugattyú: ideális viszkózus (Newton) test

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.

Energiaveszteség viszkoelasztikus rendszerben (histerézis)

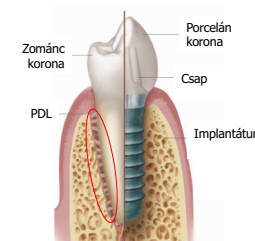


Péda I: A porckorongot érő mechanikai feszültségnek következménye (*discus hernia*)



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

Biomolekulák mint polimerek

A biomolekulák polimerek.

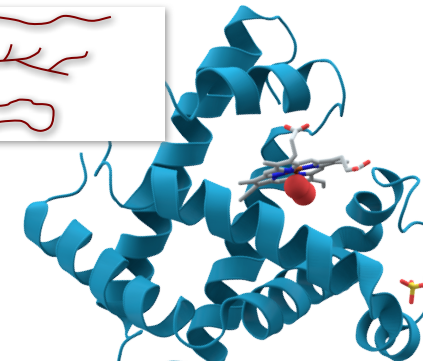
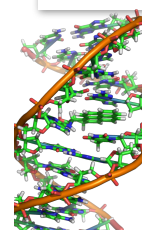
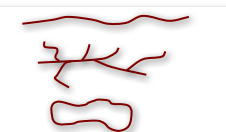
Közös bennük:

Lineáris elsődleges szerkezet (fehérje, DNS)

Monomerek között erős kötések (kovalens)

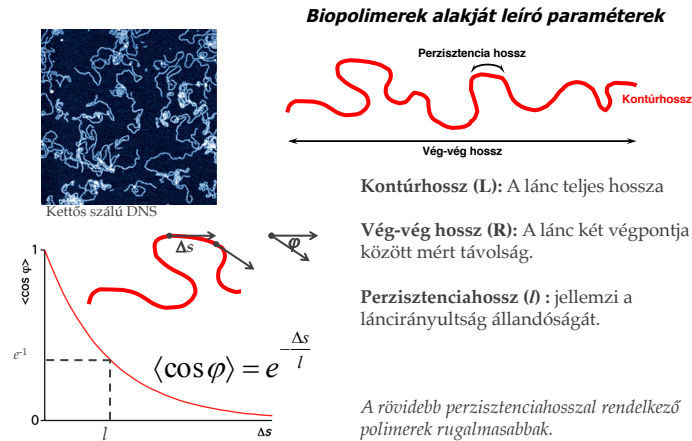
A lánc távoli részei között gyengébb másodlagos kötések

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

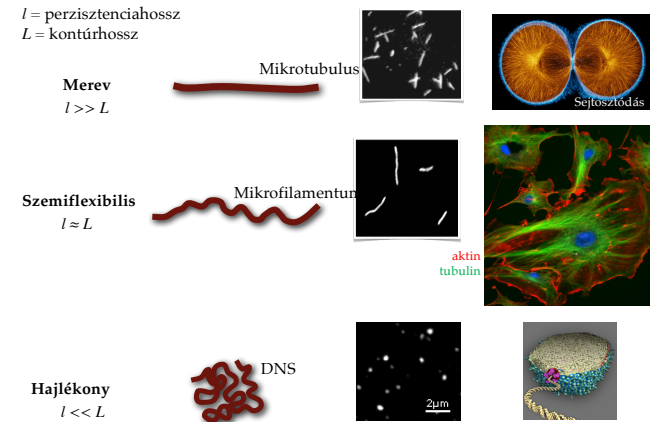


Biomolekulák nanomechanikája A biomolekuláris rugalmasság alapjai

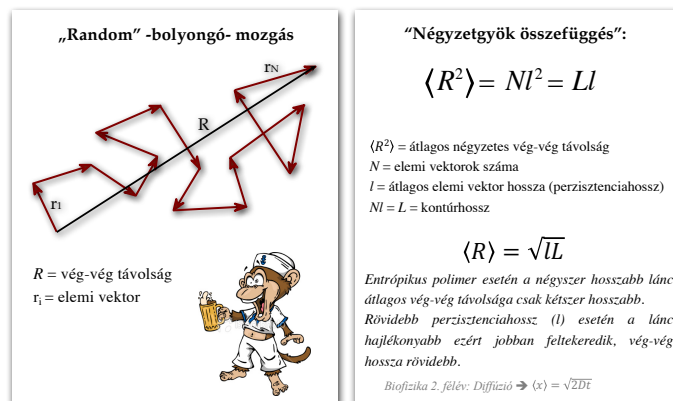
Milyen alakúak a biopolimerek?



Biopolimerek osztályozása hajlékonyságuk alapján



A biopolimerek alakja a „bolyongó mozgás” segítségével leírható



Rugalmasak-e a biopolimerek?

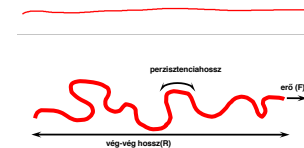
Igen, de nem érvényes Hooke törvénye. Rugalmasságuk nem lineáris.

Entrópiikus rugalmasság

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

A lánc rendezetlensége (entrópiája) növekszik.

A lánc rövidül

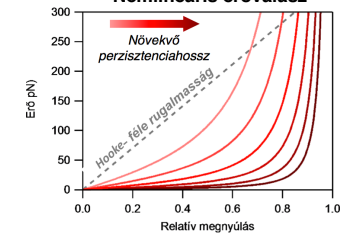


A megrövidült lánc erővel kinyújtható

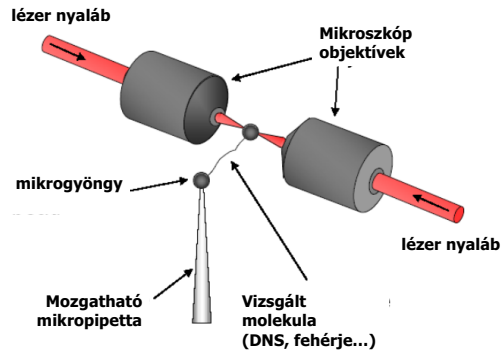
$$F \sim \frac{k_B T}{l} \cdot \frac{R}{L} + \left(\frac{R}{L}\right)^3$$

$F = \epsilon r^2$
 l = perzisztenciahossz
 k_B = Boltzmann állandó
 T = abszolút hőmérséklet
 L = kontúrhossz
 R = vég-vég hossz
 R/L = relatív megnyúlás

Nemlineáris erőválasz

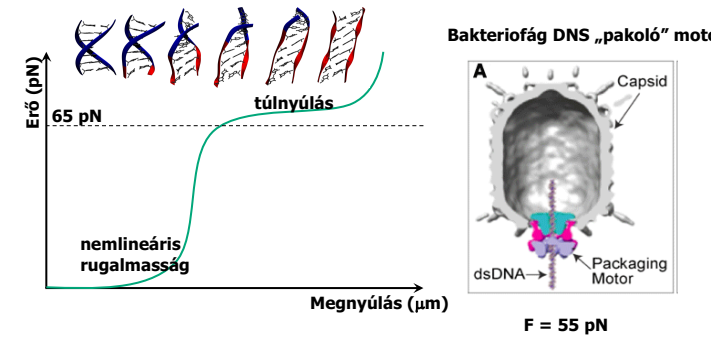


Lehet egyedi molekulákat nyújtani? a lézercsipesz



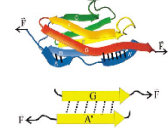
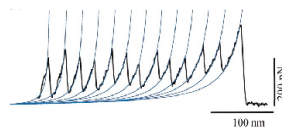
<https://www.youtube.com/watch?v=ju6wENP0u8>
https://www.youtube.com/watch?v=jCdnBmQZ6_s

Kettős szálú DNS nyújtása lézercsipeszszel



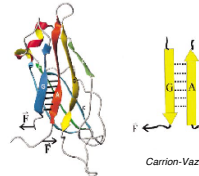
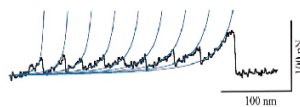
A harmadlagos szerkezet megszabja egy fehérje mechanikai stabilitását

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



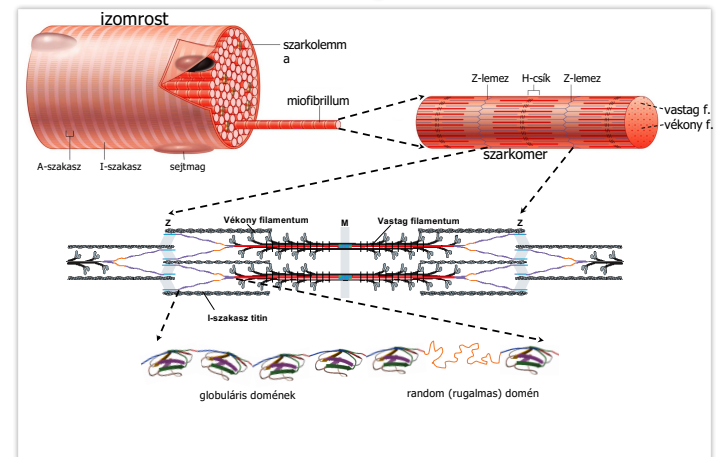
Carrion-Vazquez et al. 2000

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

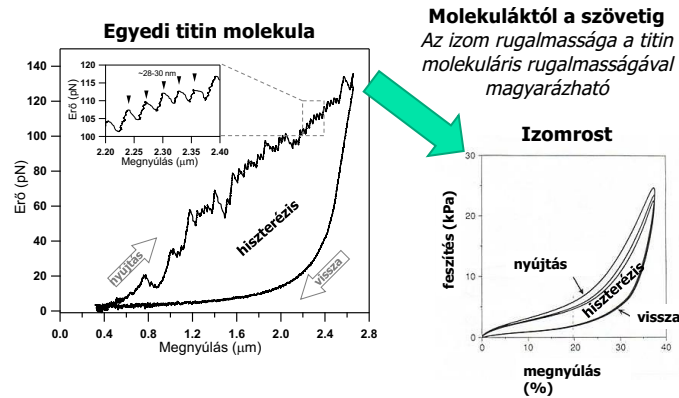


Carrion-Vazquez et al. 2000

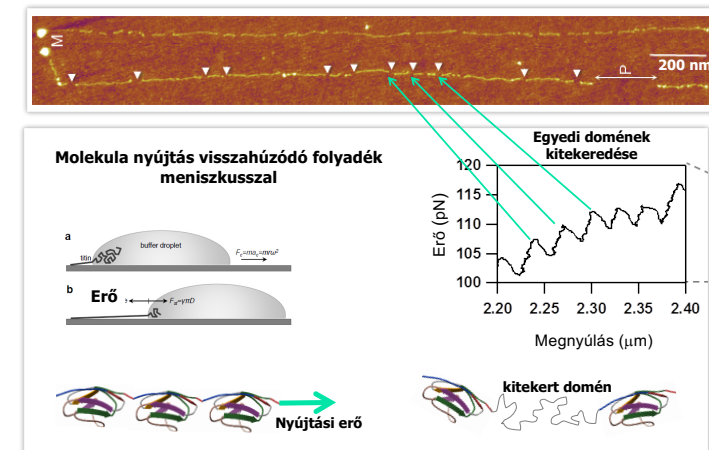
Titin: a szarkomer rugalmas filamentuma



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...

