

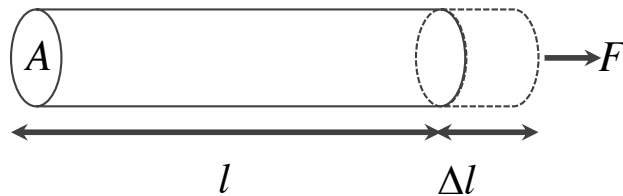
# Fogorvosi anyagtudomány fizikai alapjai

## Szövetek mechanikai tulajdonságai



# ISMÉTLÉS

## Hooke törvény



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

F = erő

A = keresztmetzeti felület

l = nyugalmi hossz

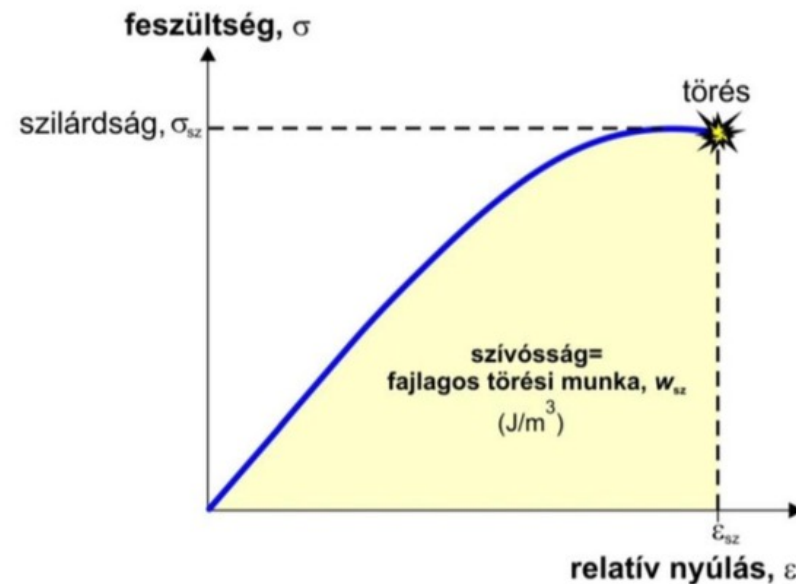
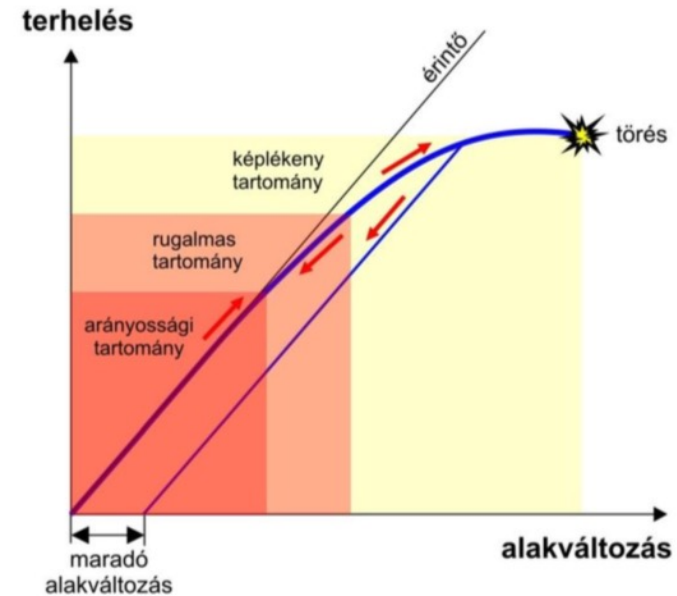
Δl = megnyúlás

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

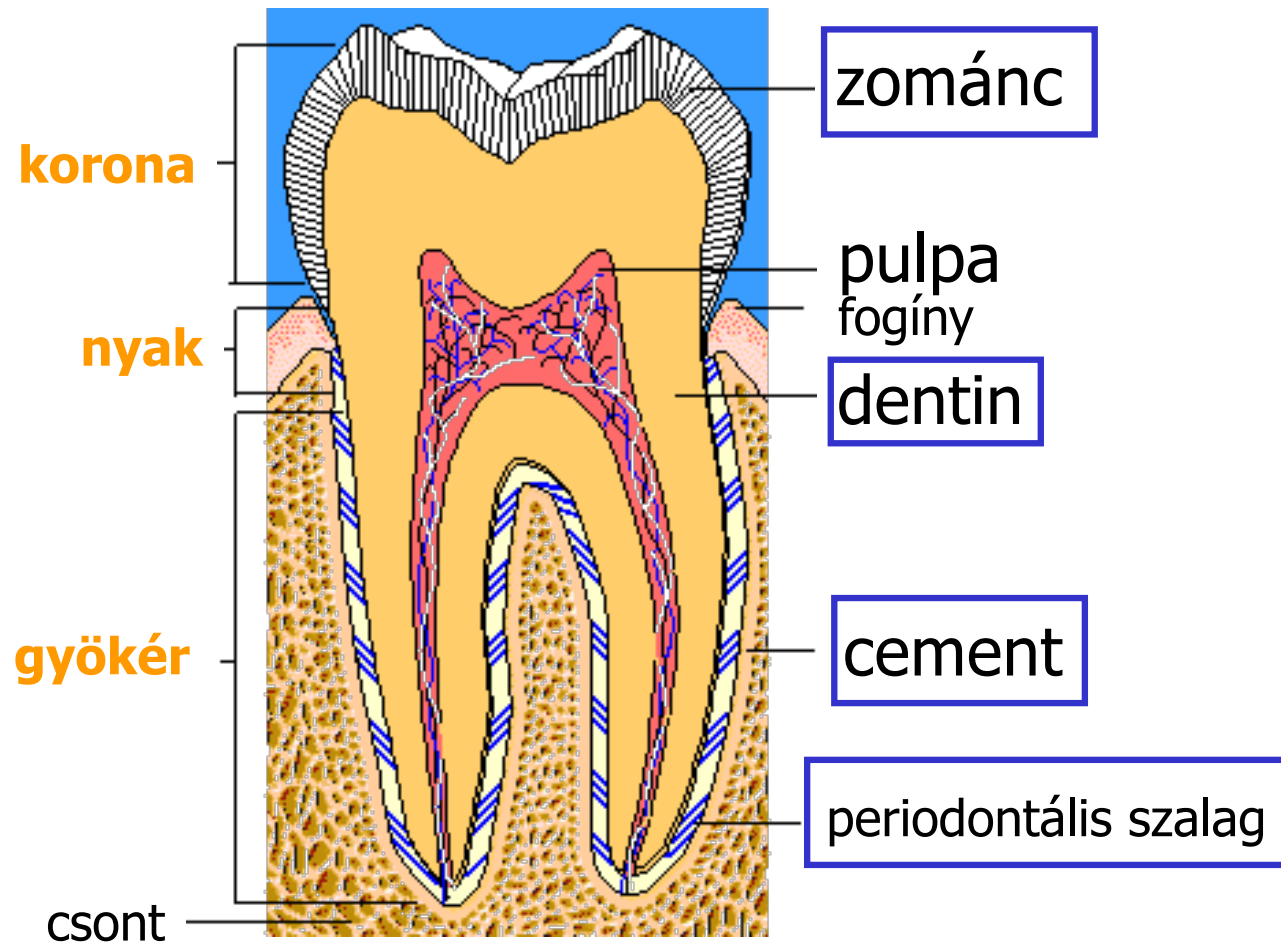
$\Delta l/l = \varepsilon = \text{deformáció (dimenzió nélküli)}$

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

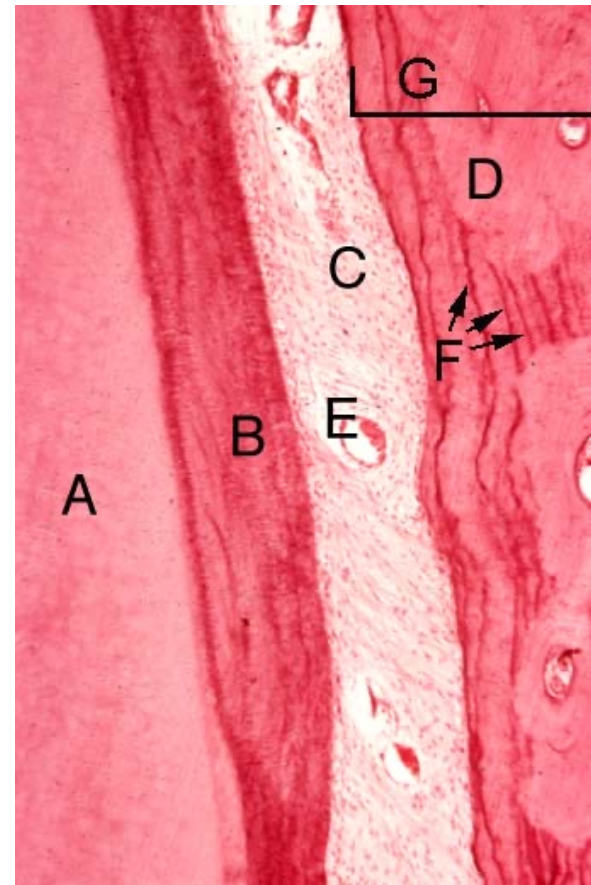
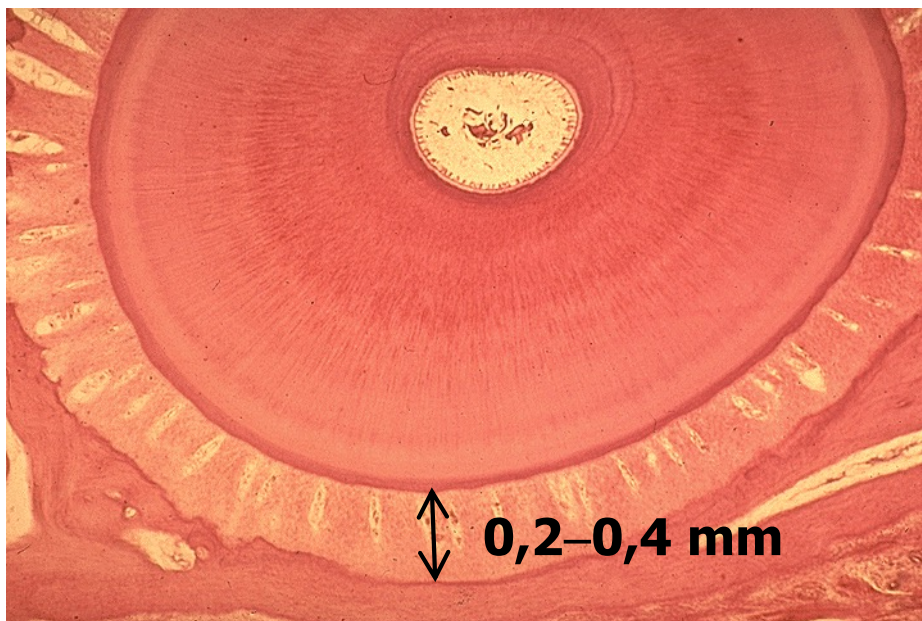
## Feszültség – deformáció diagram



# A fog szövetei és a fog körüli szövetek



# Periodontális szalag (ligamentum periodontale)



≈ kollagén

polimer



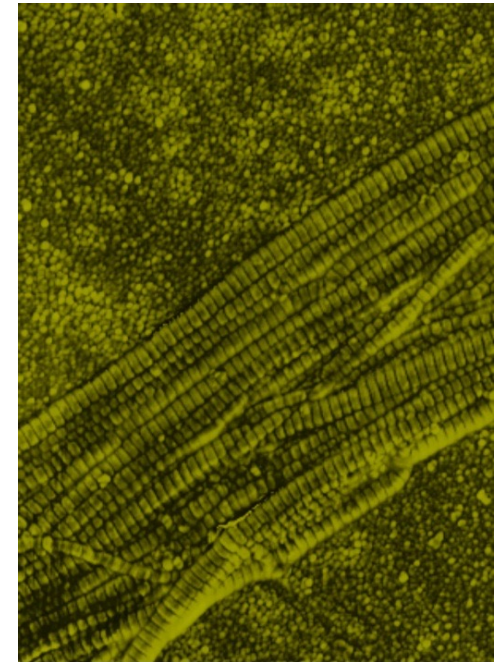
# Kollagén

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

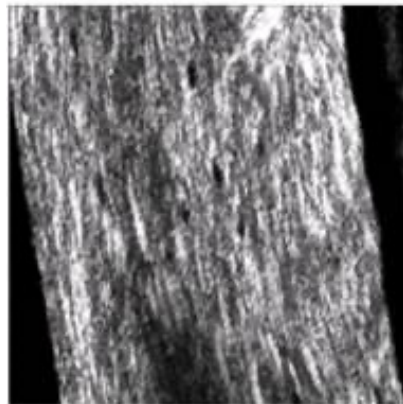
Fontos szerepet játszik a következő szövetekben/szervekben:

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

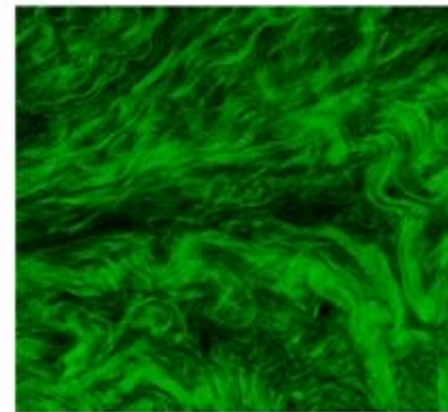
**szem**



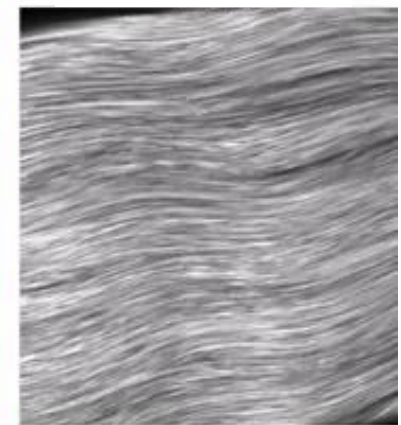
**csont**



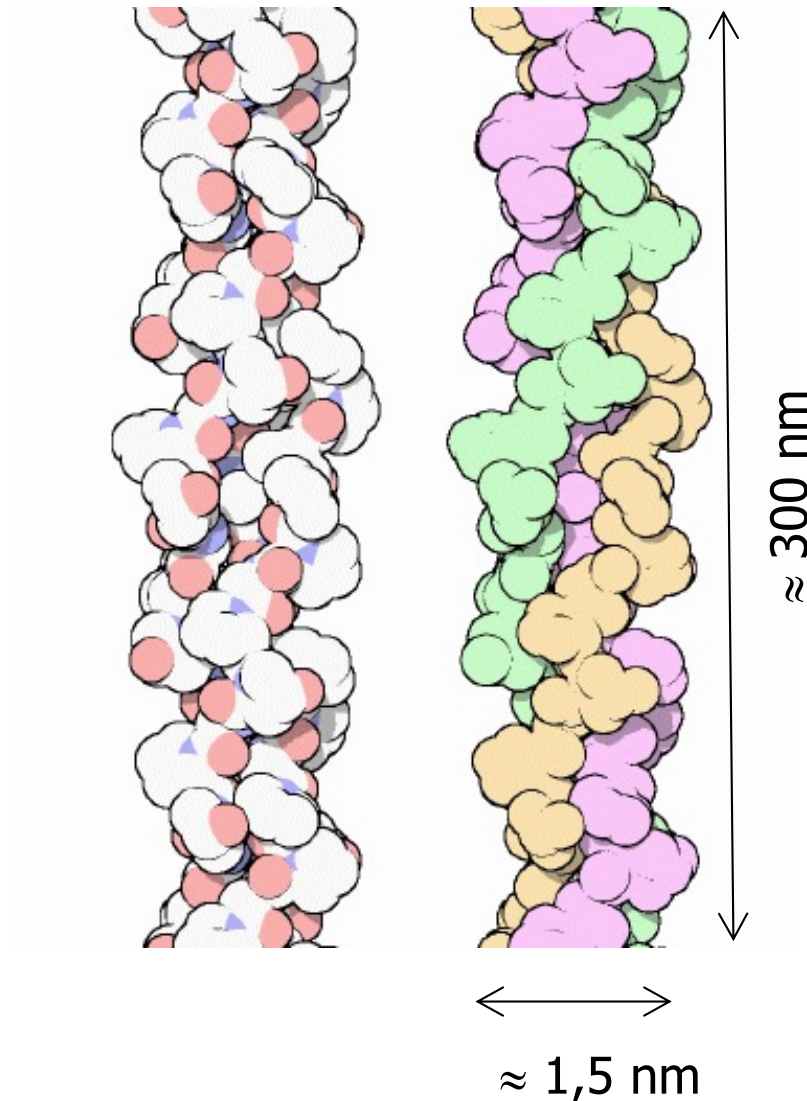
**bőr**



**ín**

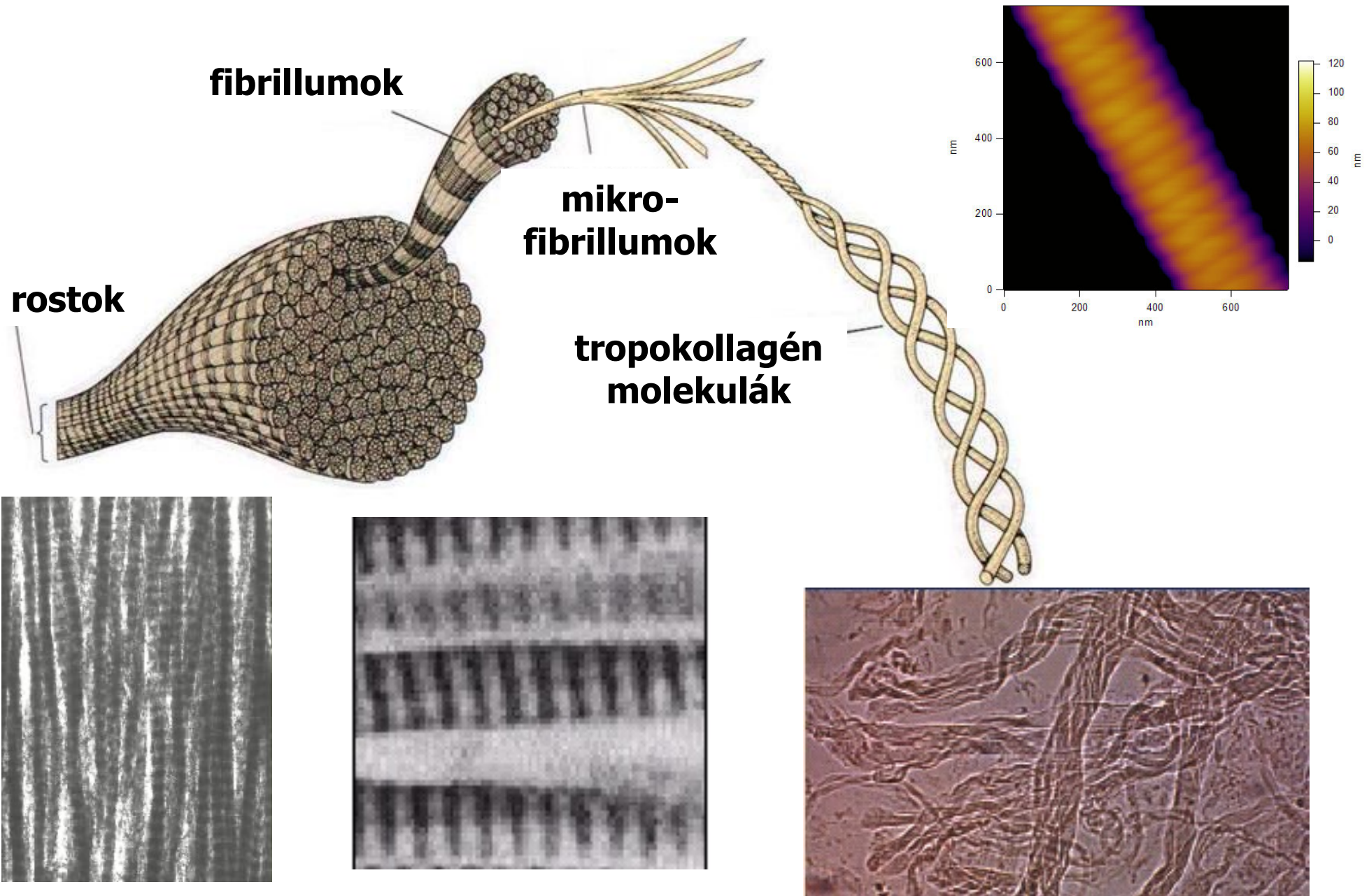


# A kollagén molekula



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

# Kollagén molekulák elrendeződése

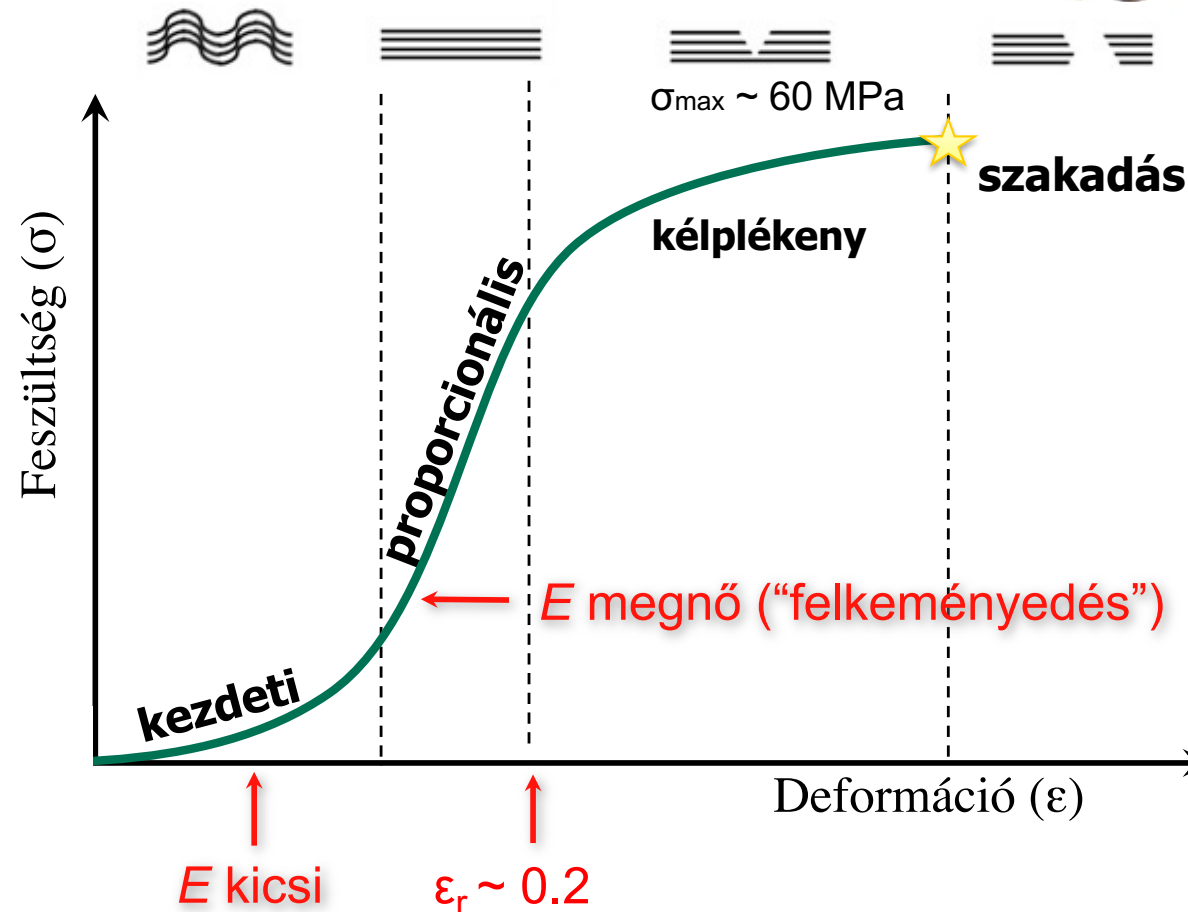




# Kollagénrost nyújtási diagramja

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

anyag	$\sigma_{sz, szakító}$ (MPa)
fogzománc	$\approx 10$
dentin	$\approx 110$
amalgám	30-55
arany	108
Ni-Cr ötvözetek	400-900
üveg	$\approx 70$
kerámiák	5-400
porcelán	$\approx 25$
PMMA	$\approx 50$



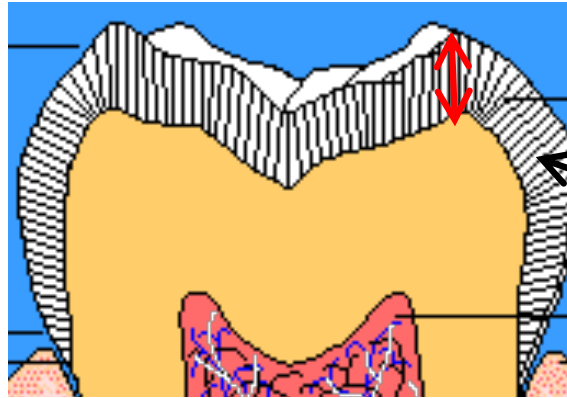
Közepesen rugalmas, viszonylag erős és szívós, de puha!

➡ inak, szalagok, bőr

# Fogzománc

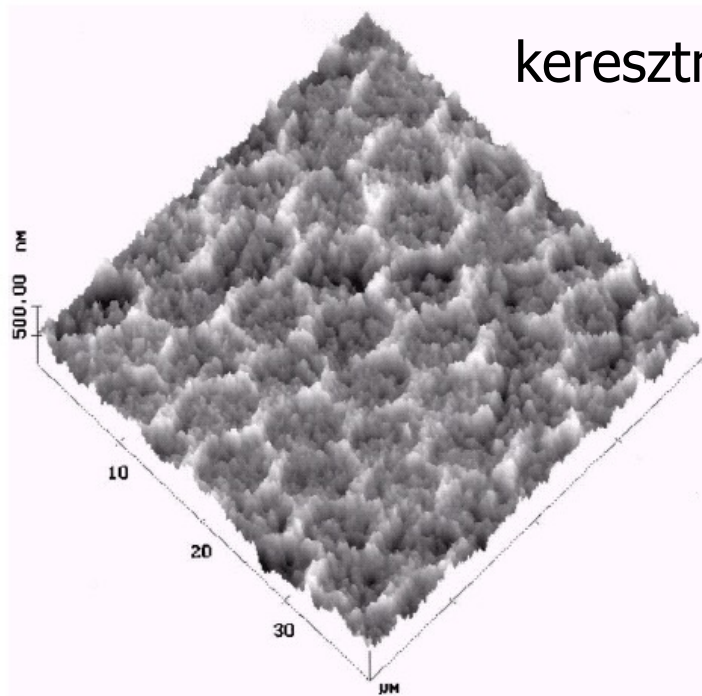
kerámia

≈ 92% hidroxiapatit (HAP)



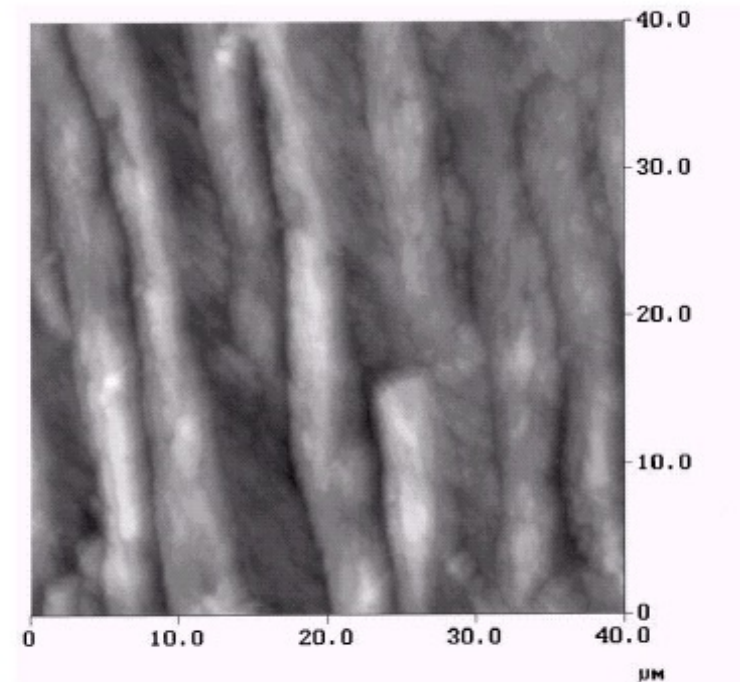
0–2,5 mm

zománcprizmák



keresztmetszet

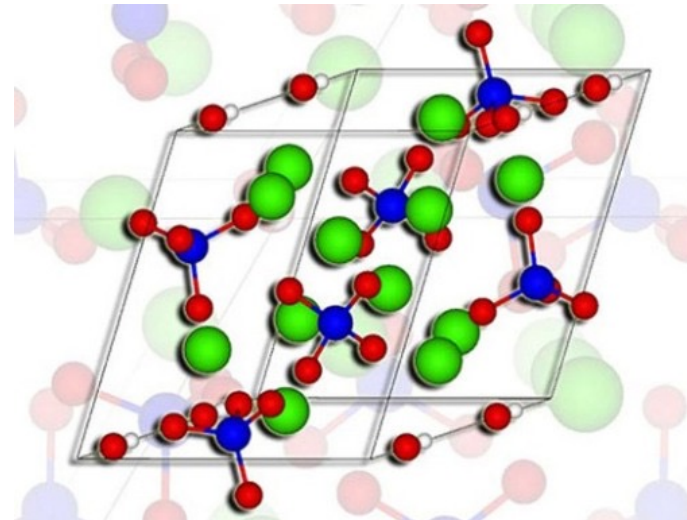
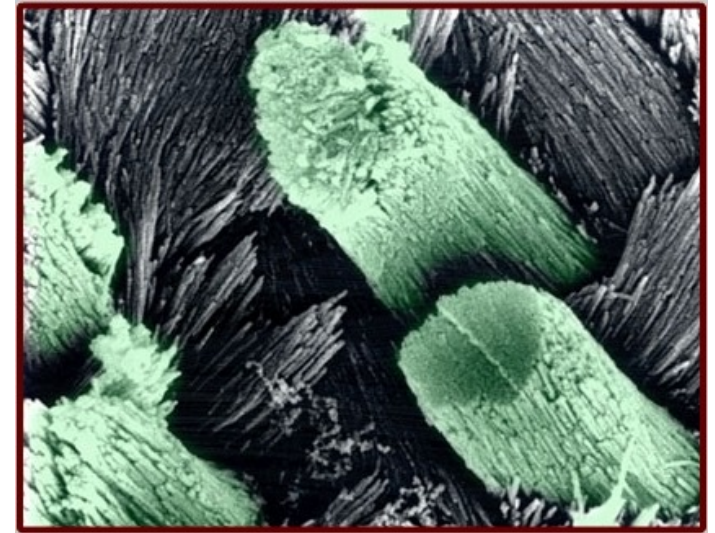
hosszanti  
metszet





# Hidroxiapatit

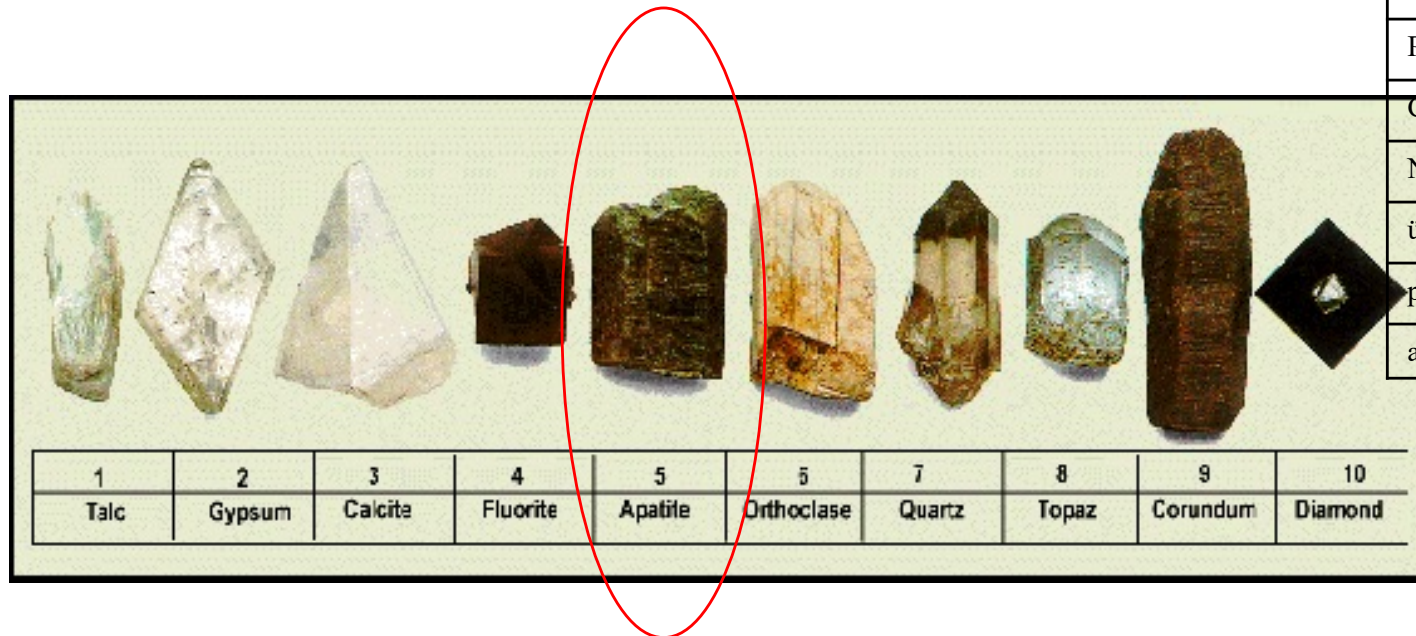
$\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$  hexagonális ionkristály



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

# Hidroxiapatit tulajdonságai

## Mohs skála:



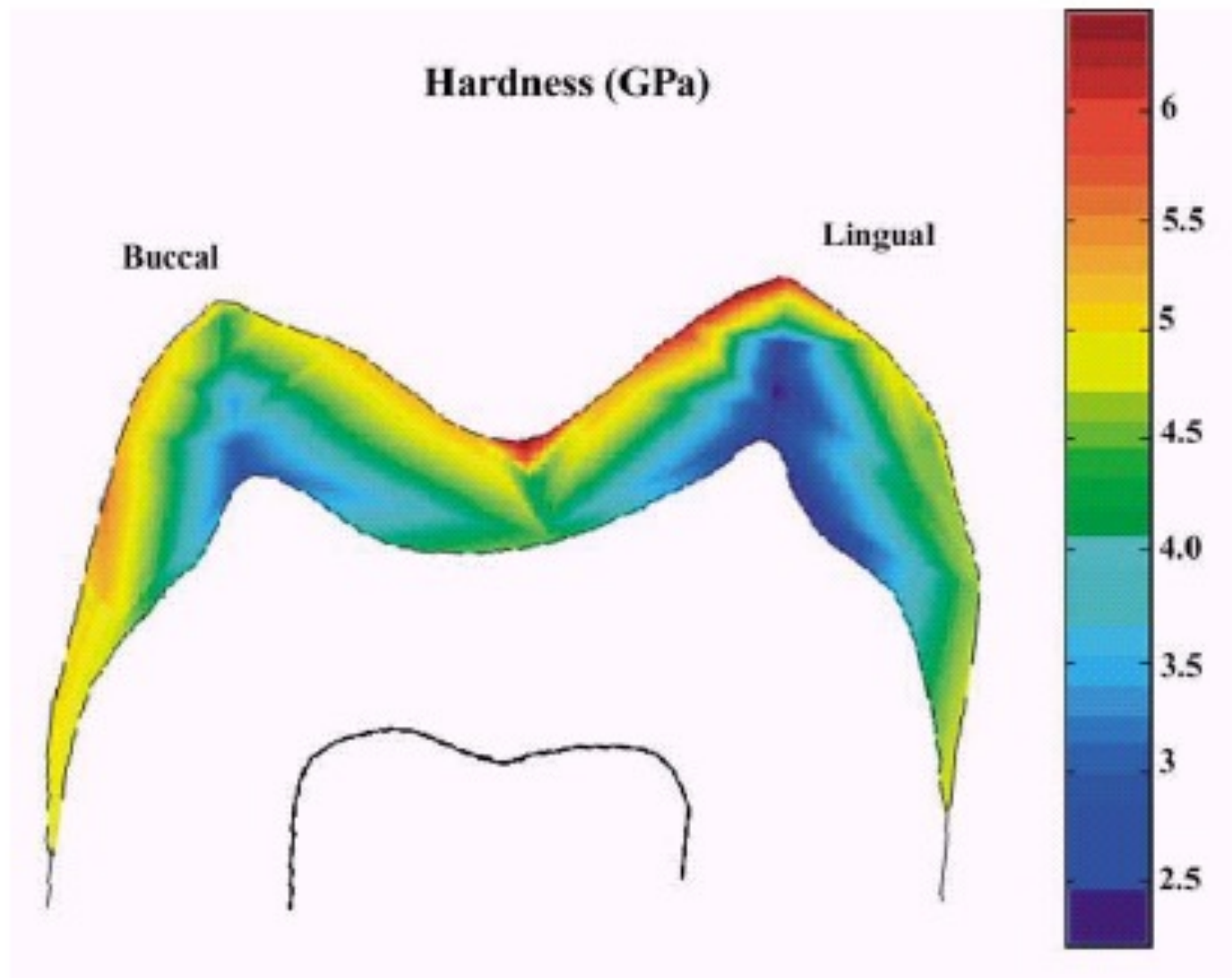
anyag	HV (MPa)
fogzománc	≈ 3400
dentin	≈ 600
amalgám	≈ 1000
arany	
arany ötvözetek	600-250
Pd-Ag ötvözetek	1400-1900
Co-Cr ötvözetek	≈ 4000
Ni-Cr ötvözetek	3000-4000
üveg	
porcelán	4500-7000
akrilát	≈ 200

**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!

# Fogzománc keménység-eloszlása





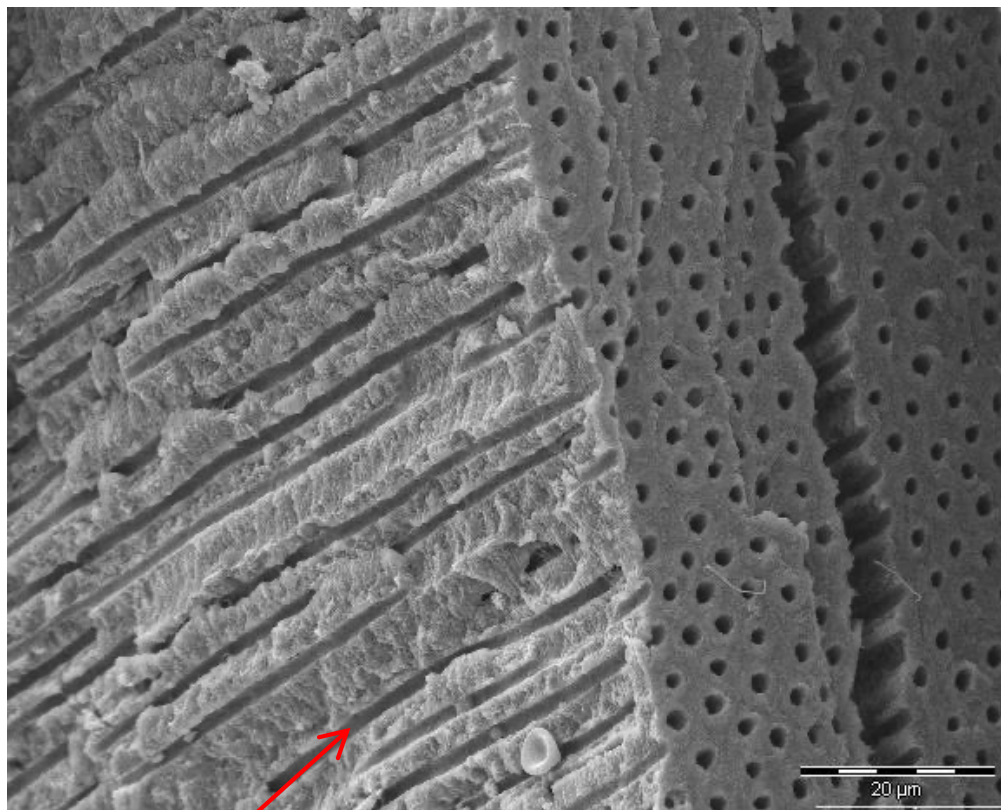
# Dentin

kompozit

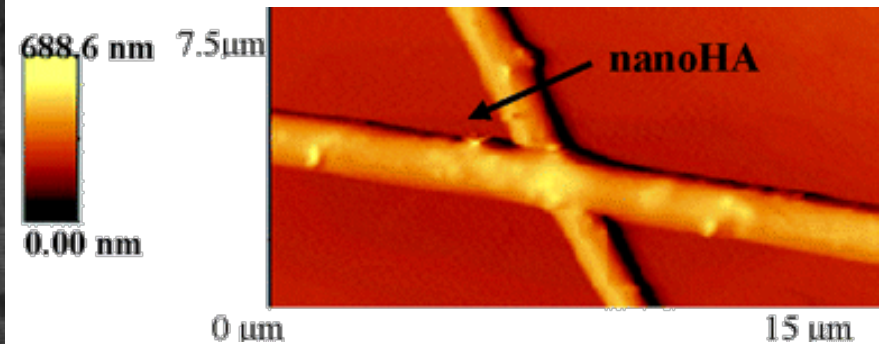
≈ 35% szerves+víz (kollagén!)

≈ 65% HAP

kollagénrostok → mátrix  
+  
apatitkristályszemcsék



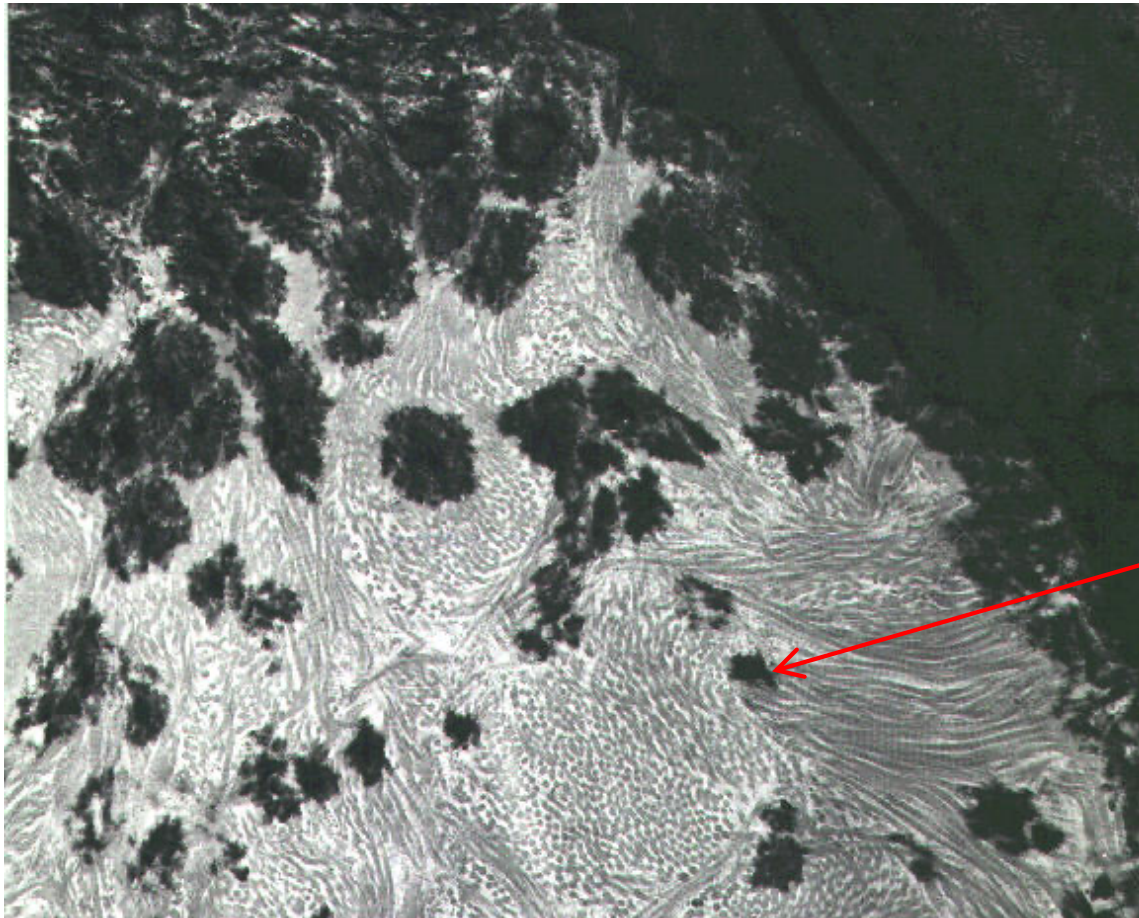
tubulusok



Elég kemény, szilárd,  
ugyanakkor rugalmas, szívós!

# Cement

kompozit



≈ 50% szerves+víz (kollagén!)

≈ 50% HAP

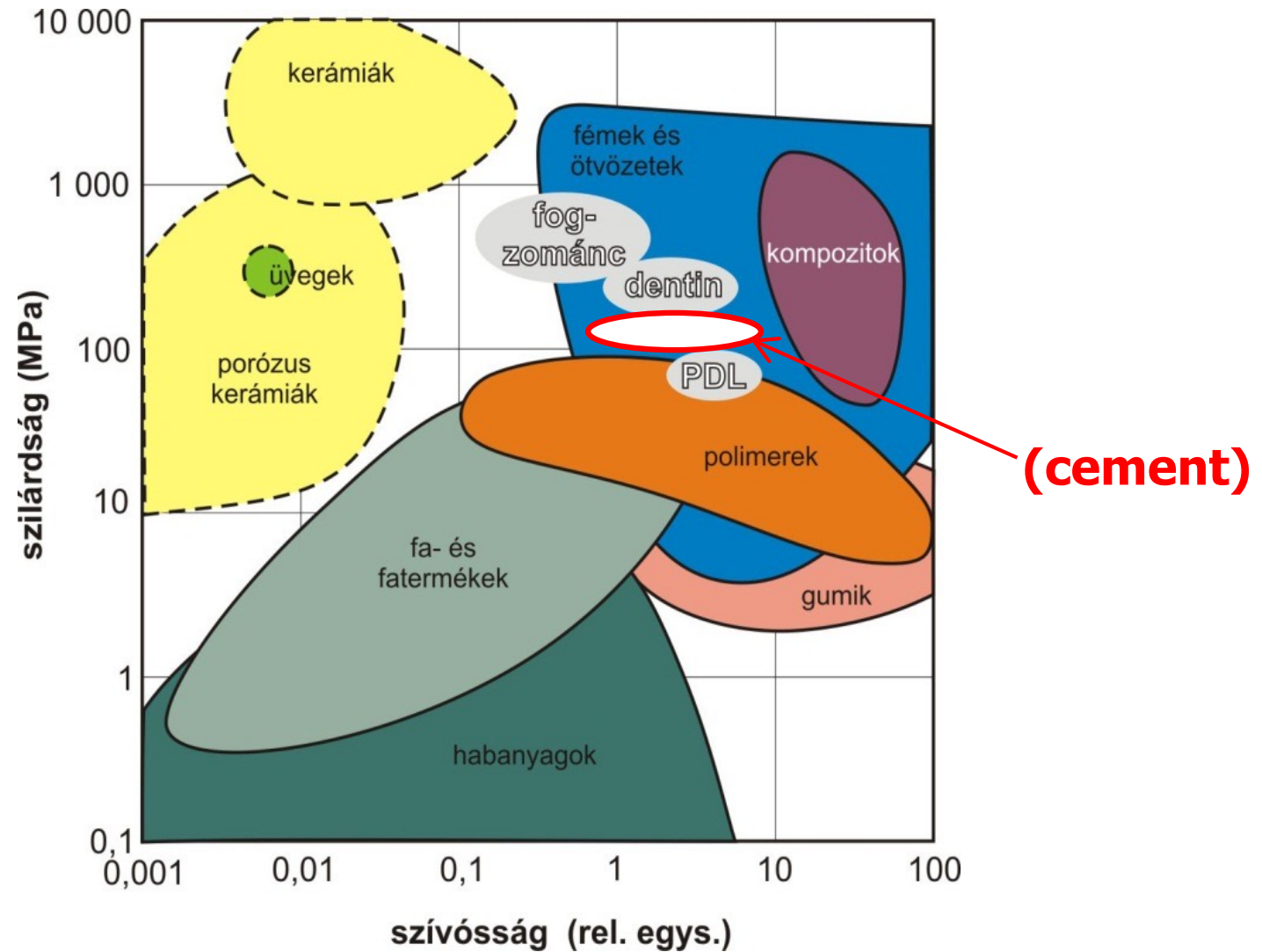
HAP  
kristálynövekedés



# Összefoglalás

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

szemléletesen:



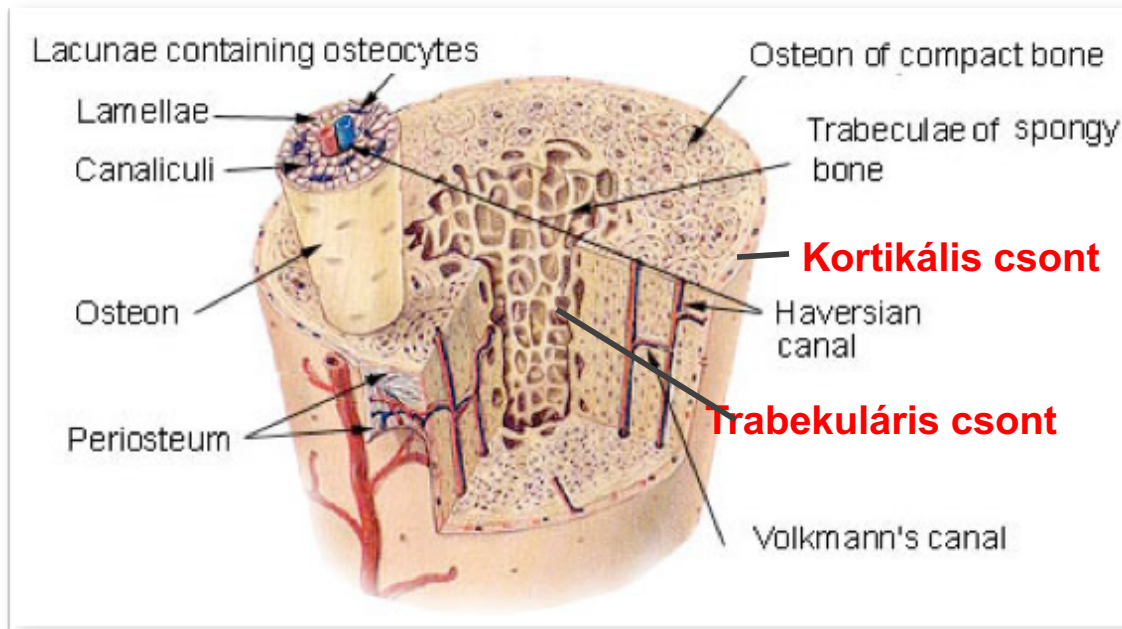
# Csontszövet

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

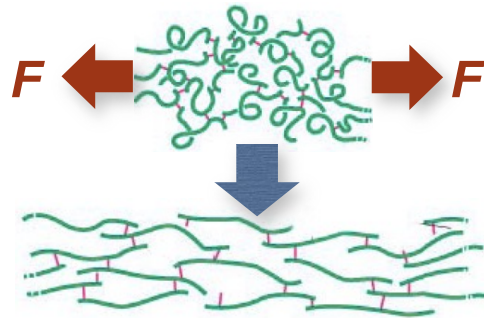
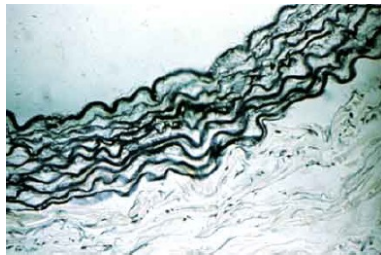


szerves anyag: kollagén

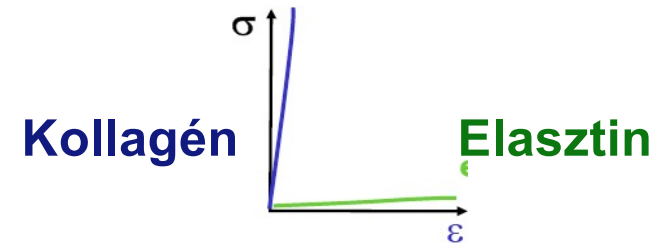
szervetlen anyag: hidroxipatit

# Rugalmas artériák biomechanikája

## Elasztin – rugalmas fehérje háló



## Kollagén és elasztin eltérő funkcióval bír



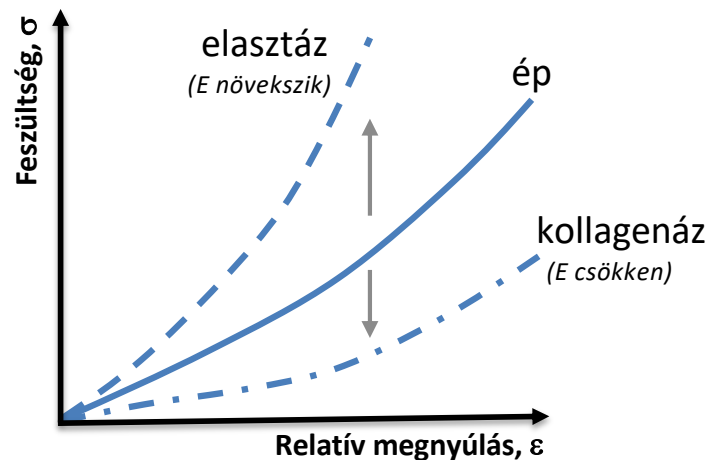
**Kollagén**  
 $E = 300 \text{ MPa} \dots 2\,500 \text{ MPa}$   
 $\sigma_{sz} \approx 60 \text{ MPa} \quad \varepsilon_{sz} \approx 0,08$

**Elasztin**  
 $E = 0,1 \text{ MPa} \dots 0,4 \text{ MPa}$   
 $\sigma_{sz} \approx 0,6 \text{ MPa} \quad \varepsilon_{sz} \approx 3$

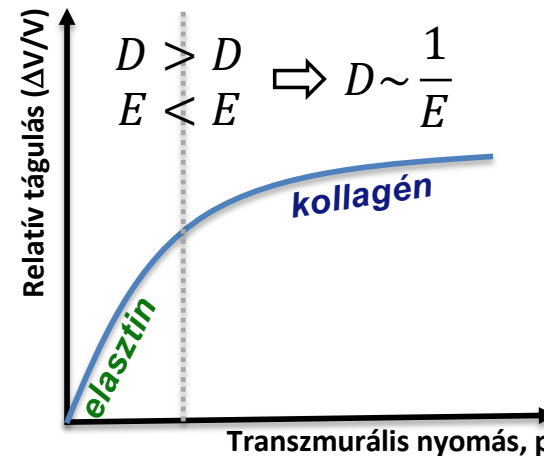
**Túlnyúlás elleni védelem, merevség**

**Tágulékonyság**

## Emésztőenzimek hatása az érfal mechanikájára



## Aorta tágulása



$$\begin{matrix} D > D \\ E < E \end{matrix} \Rightarrow D \sim \frac{1}{E}$$

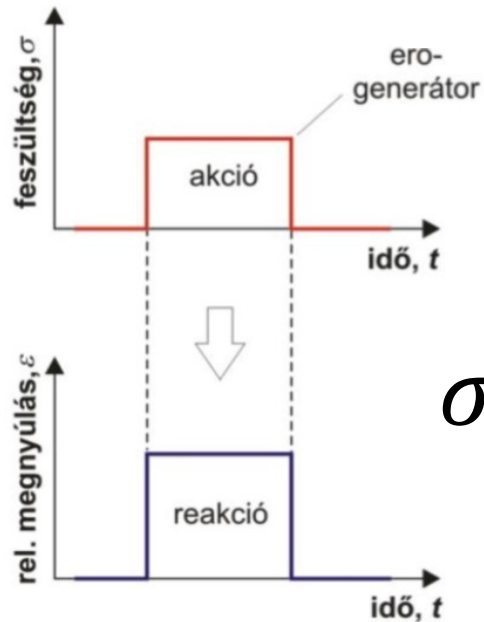
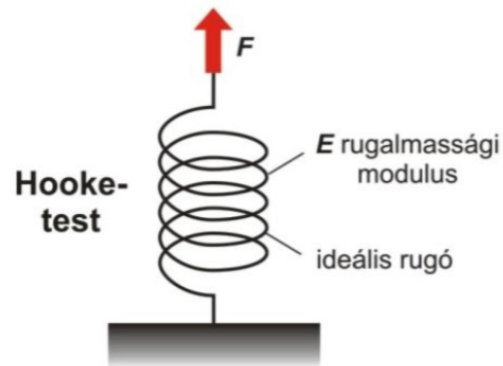
## Disztenziabilitás

Az ér lumen térfogatának változása egységni nyomásváltozás hatására

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

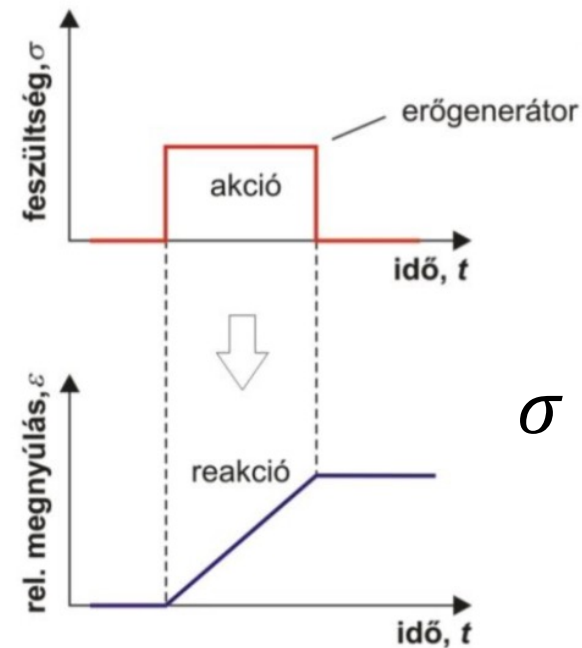
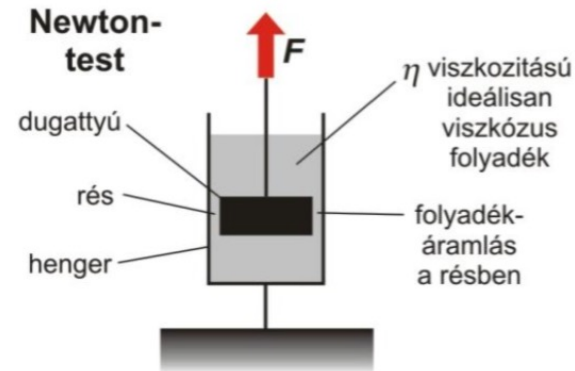
# Viszkoelaszticitás

## Rugalmas test



$$\sigma = E \varepsilon$$

## Viszkózus test

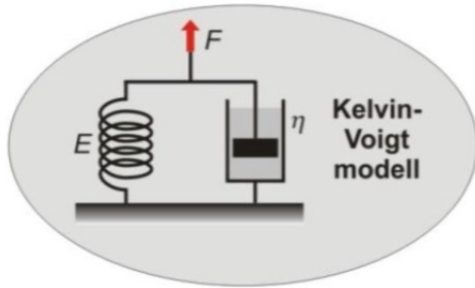


viszkozitás

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



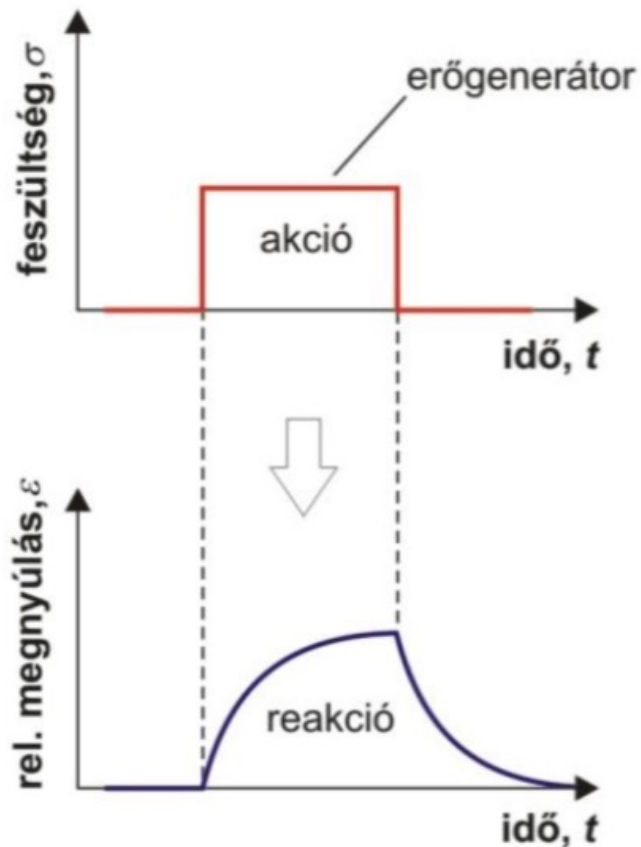
# Viszkoelaszticitás



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

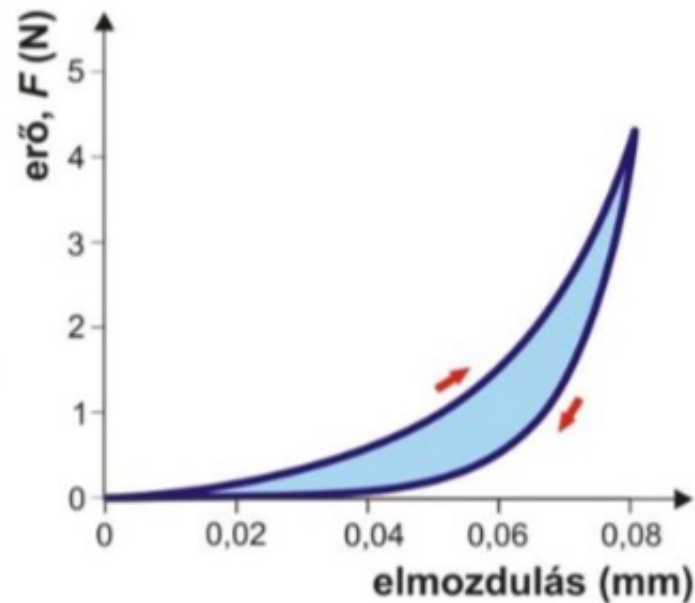
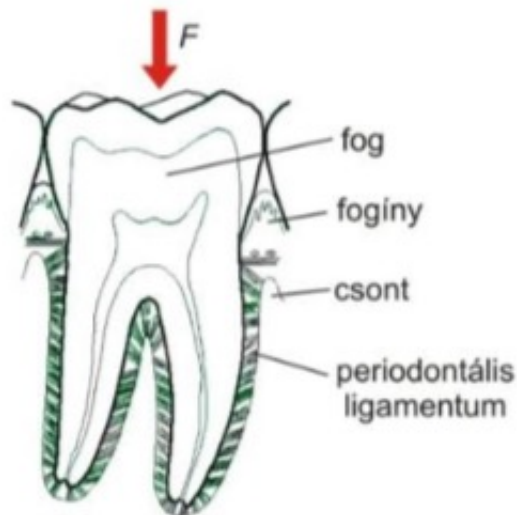
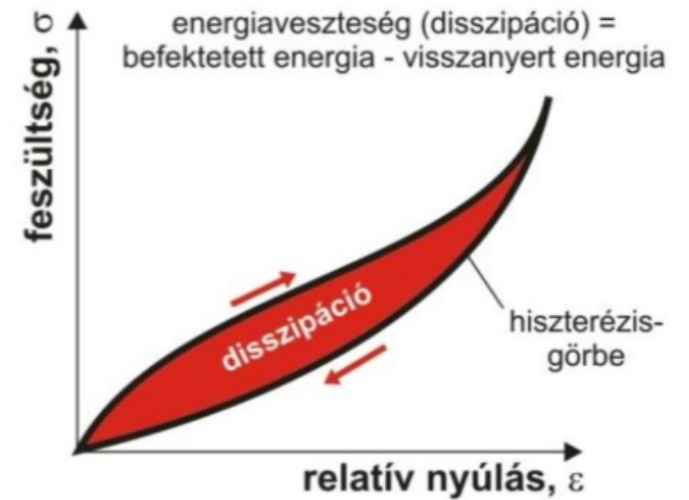
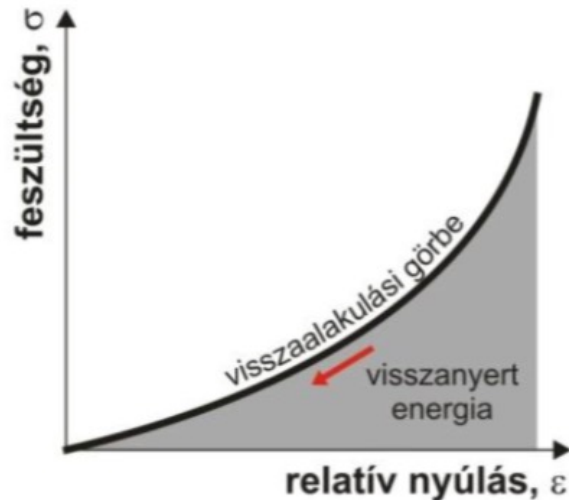
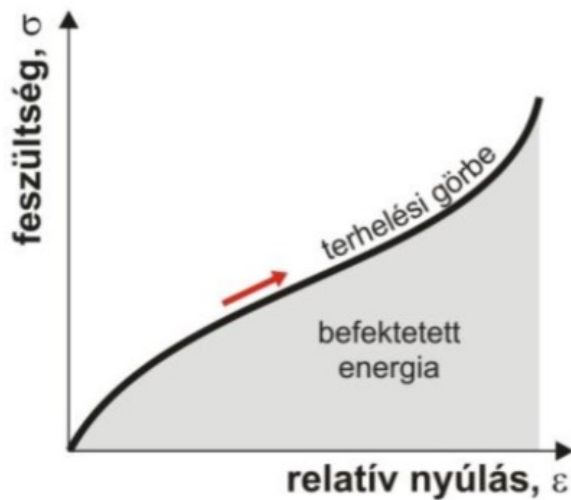
Rugó: ideális rugalmas (Hooke) test

Dugattyú: ideális viszkózus (Newton) test



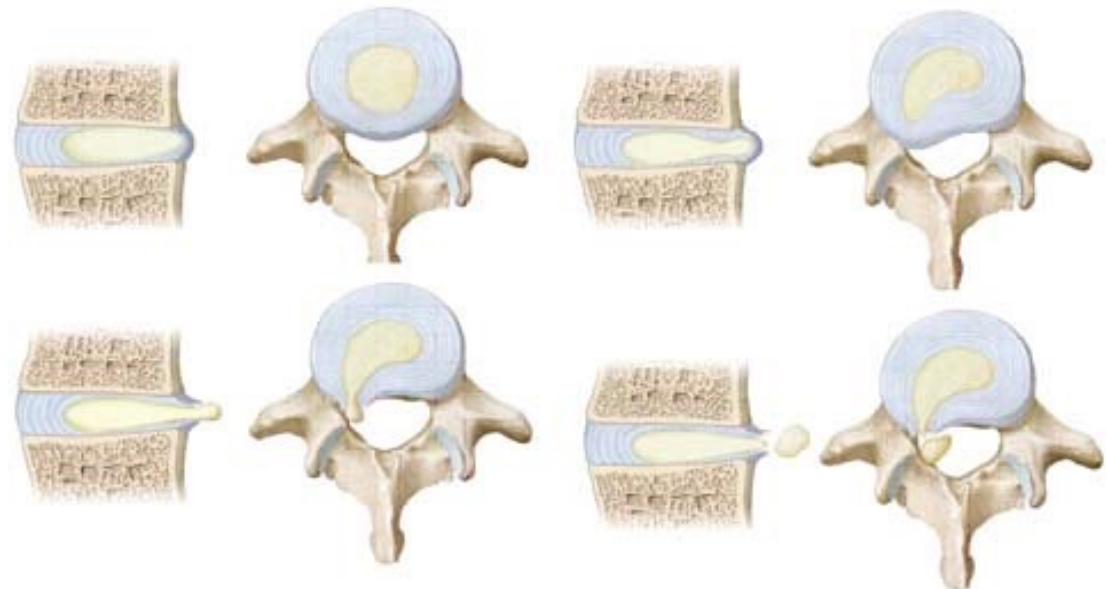
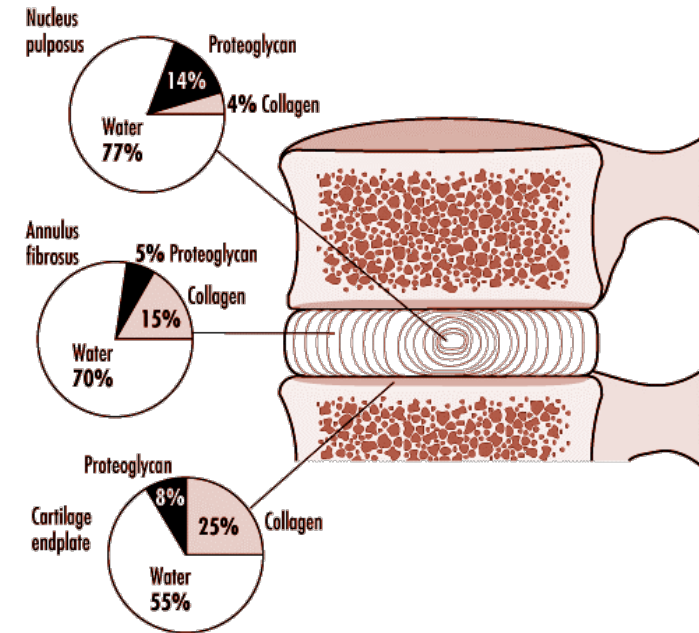
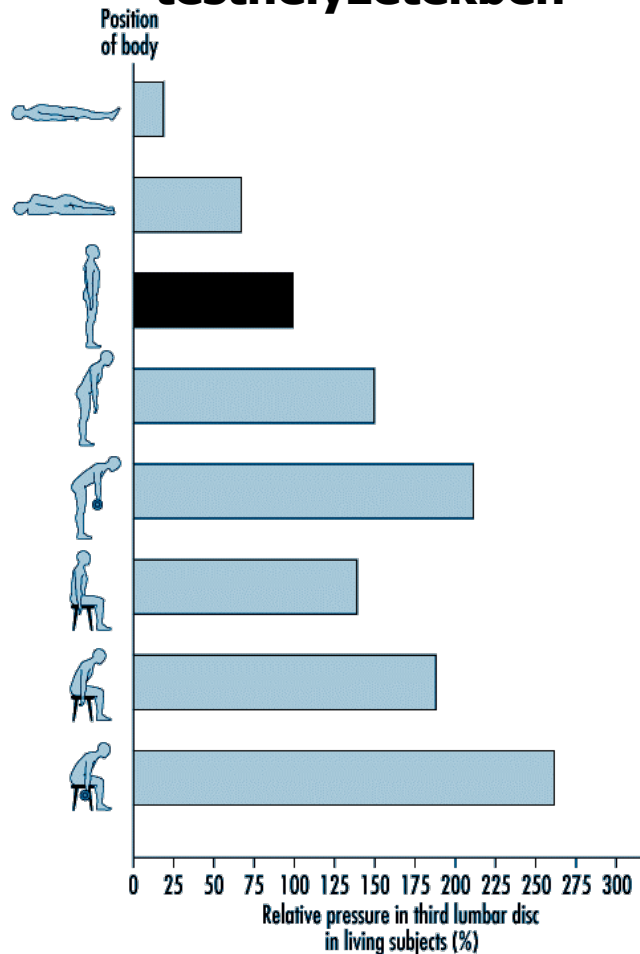
1. Nyújtáskor a rugó nem tud azonnal megnyúlni, a dugattyú nem engedi. A nyúló rugó lassítja a dugattyú mozgását.
2. A nyúlás addig tart, amíg a rugóban növekvő feszültség ki nem egyenlíti az erőgenerátor által a rendszerre
3. A külső feszültség eltűnésekor a rugó igyekszik összehúzódni, de a lengéscsillapító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

# Energiaveszteség viszkoelasztikus rendszerben (hiszterézis)



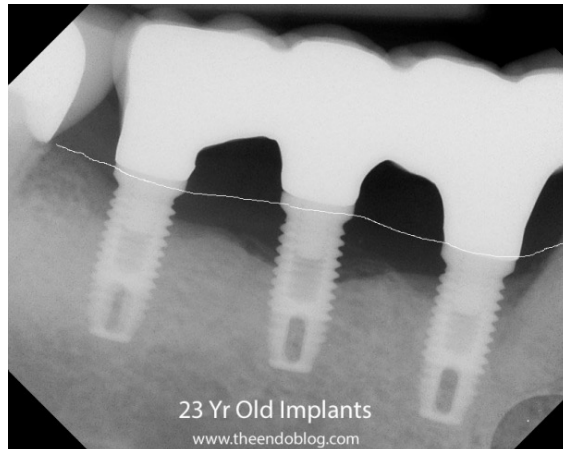
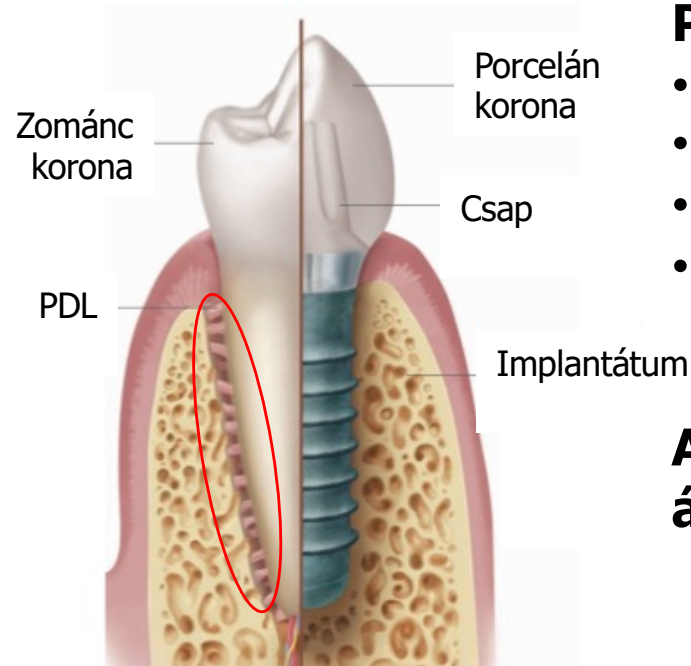
# Péda I: A porckorongot érő mechanikai feszültségnek következménye (*discus hernia*)

## L3 porckorongra ható feszültség különböző testhelyzetekben



# 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 nanomechanikája**

## **A biomolekuláris rugalmasság alapjai**



# 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

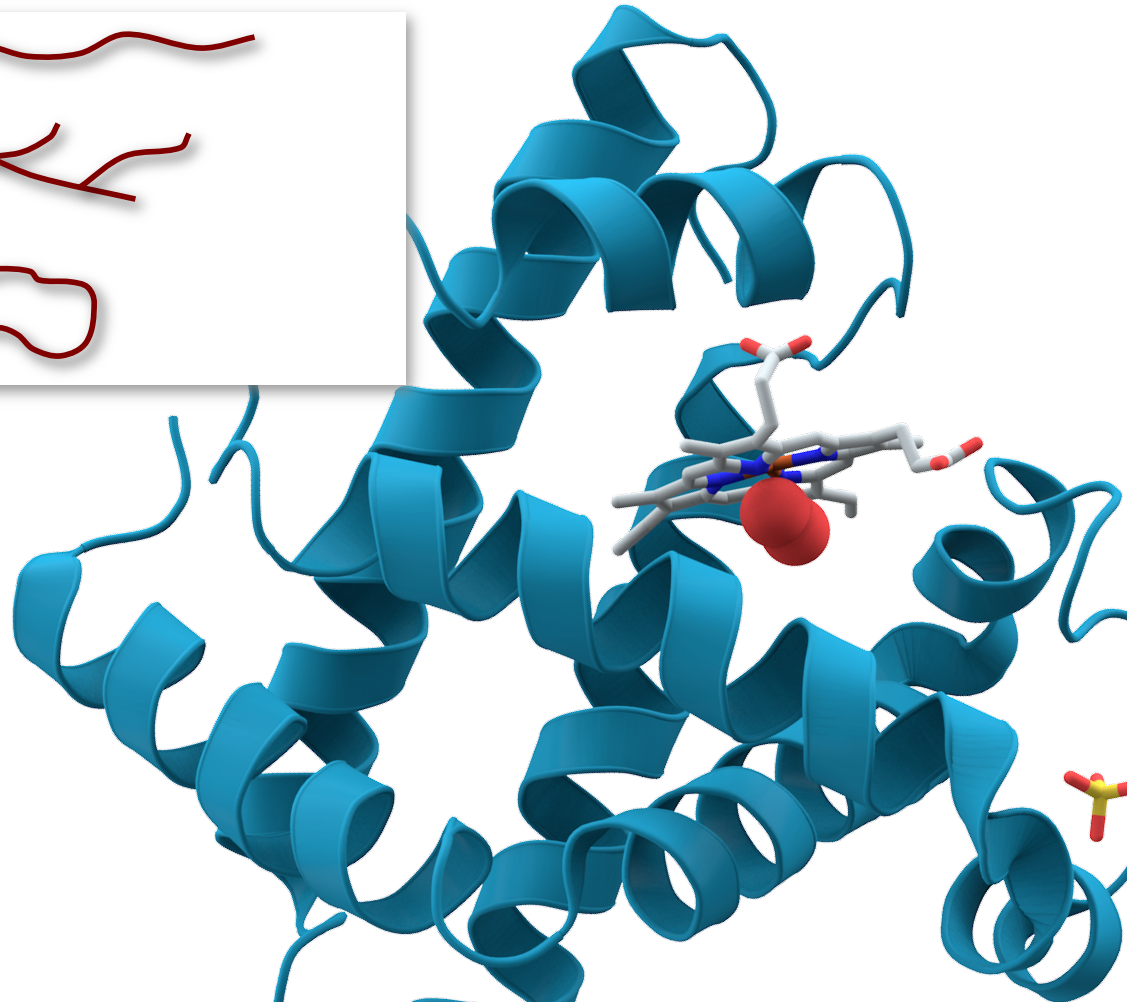
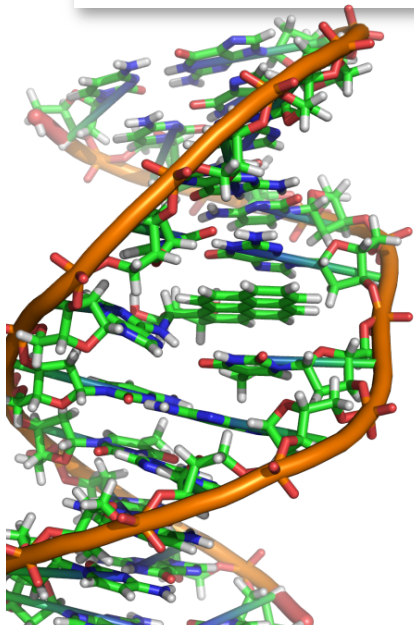
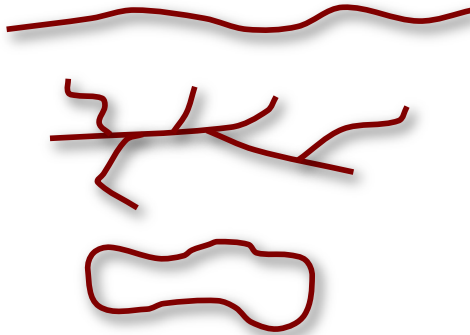
*DNS, fehérje, cellulóz*

2. Elágazó

*glikogén*

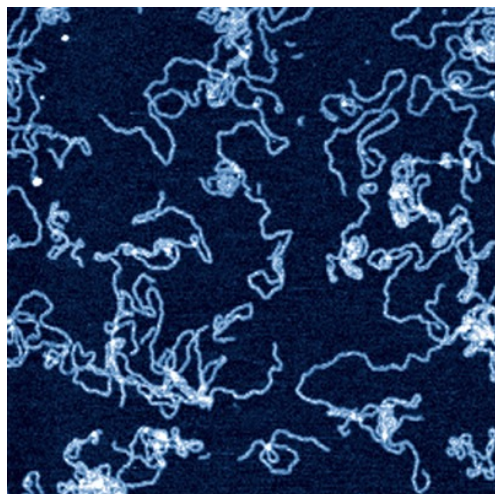
3. Cirkuláris

*mt DNS*

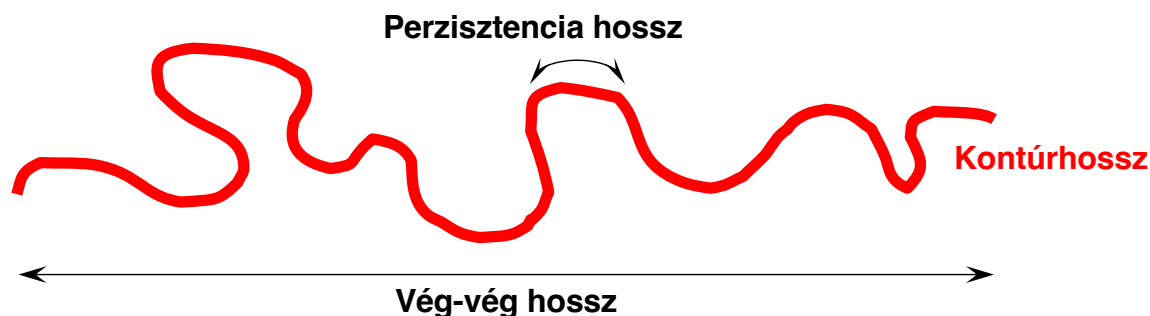


# Milyen alakúak a biopolimerek?

## *Biopolimerek alakját leíró paraméterek*



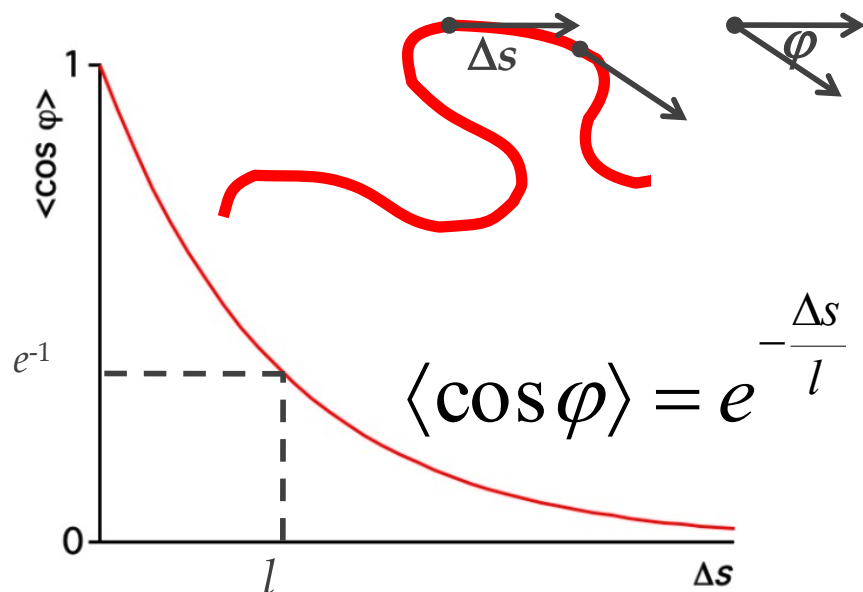
Kettős szálú DNS



**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.*

# Biopolimerek osztályozása hajlékonyságuk alapján

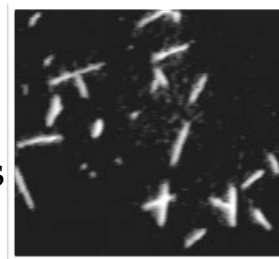
$l$  = perzisztenciahossz

$L$  = kontúrhossz

**Merev**

$l \gg L$

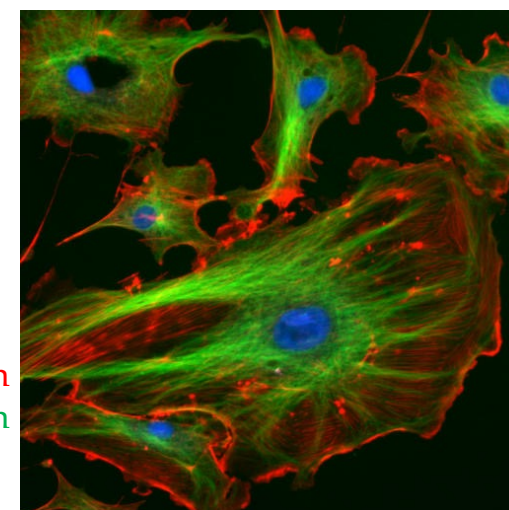
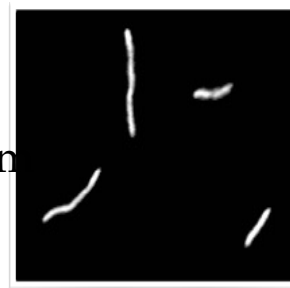
Mikrotubulus



**Szemiflexibilis**

$l \approx L$

Mikrofilamentum

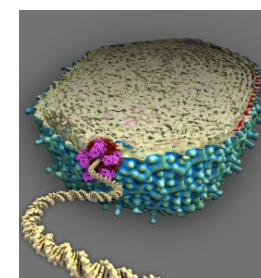
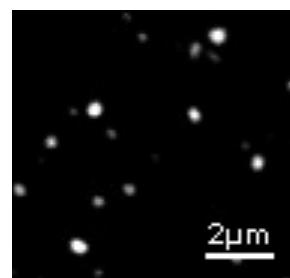


aktin  
tubulin

**Hajlékony**

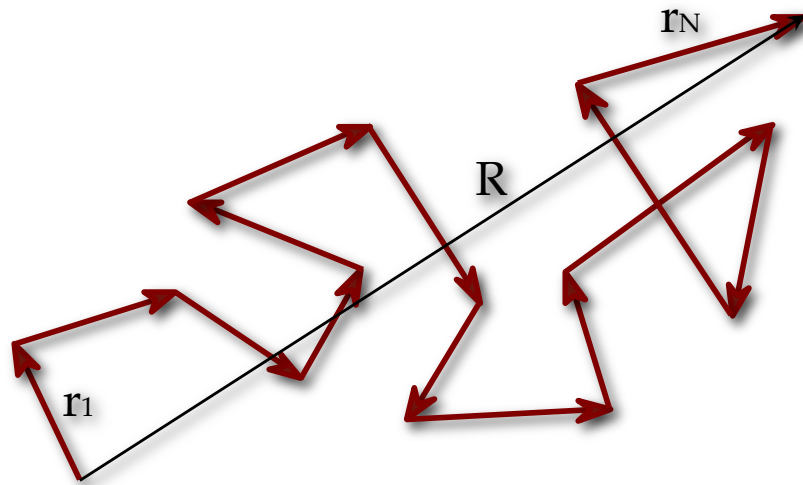
$l \ll L$

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

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

*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.*

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

# Rugalmasak-e a biopolimerek?

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

## Entrópikus rugalmasság

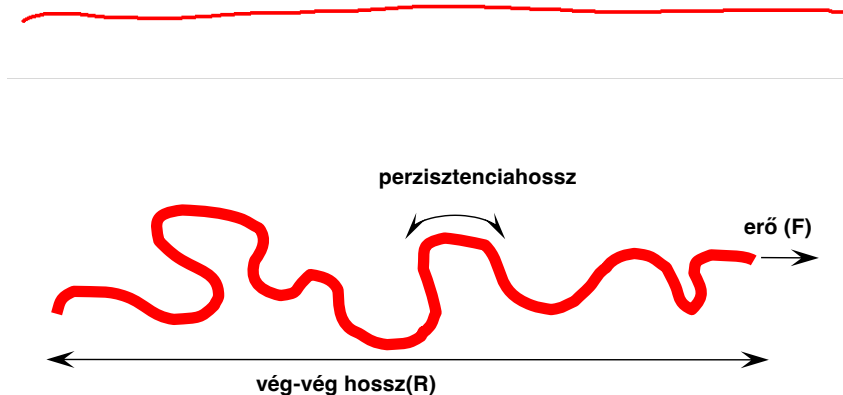
Hőmérsékleti energia ( $k_B T$ ) a láncban hajlítómozgásokat gerjeszt



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

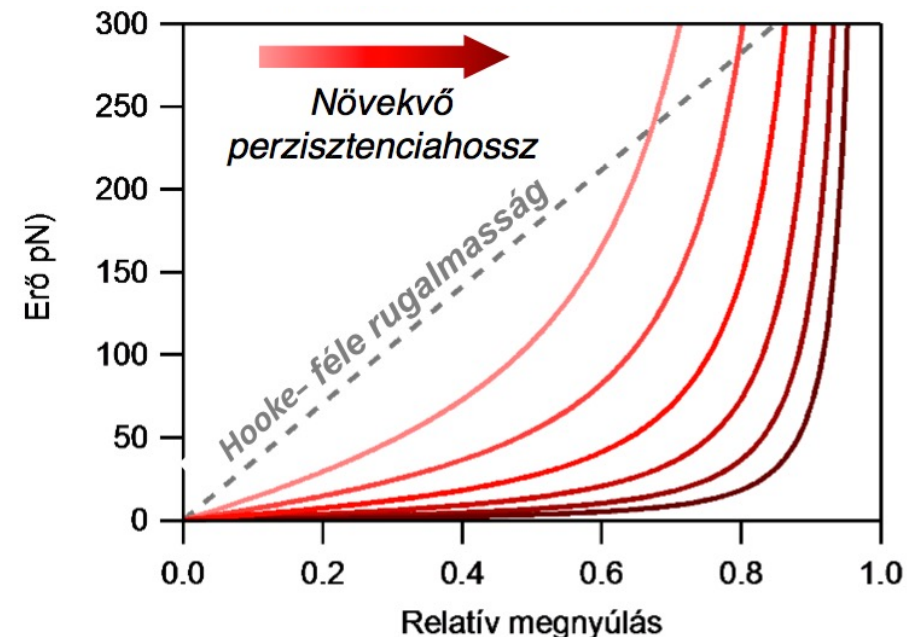
$T$  = abszolút hőmérséklet

$L$  = kontúrhossz

$R$  = vég-vég hossz

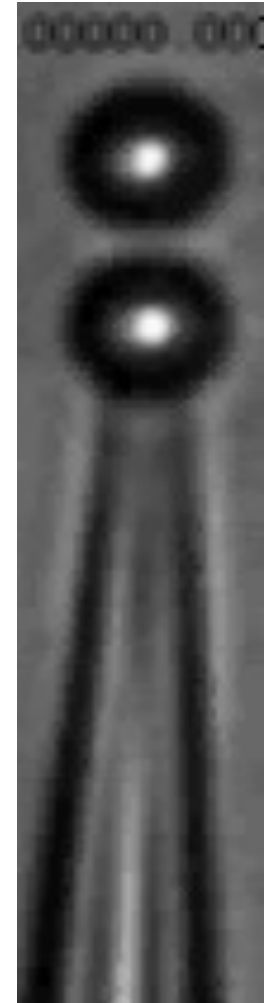
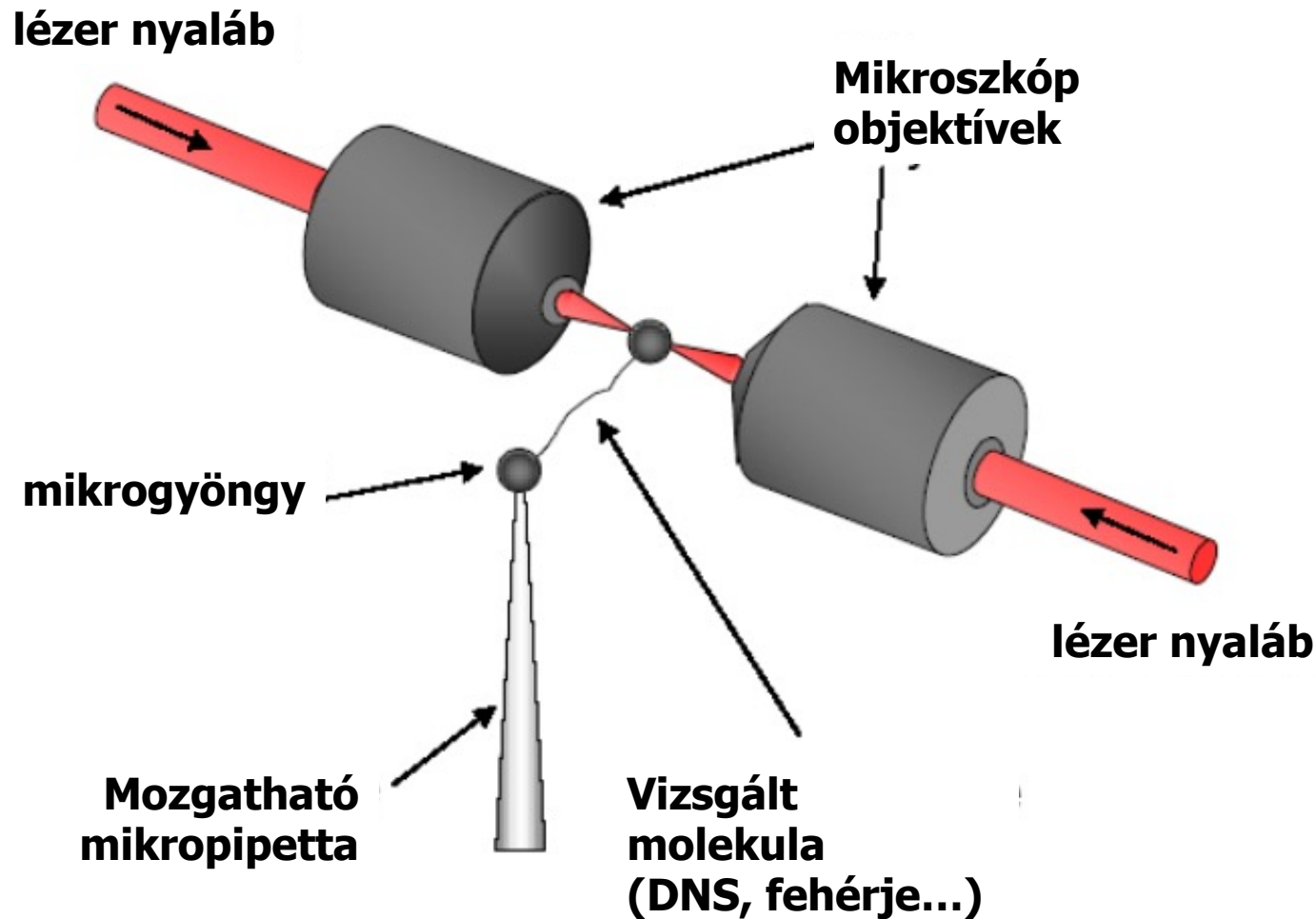
$R/L$  = relatív megnyúlás

## Nemlineáris erőválasz





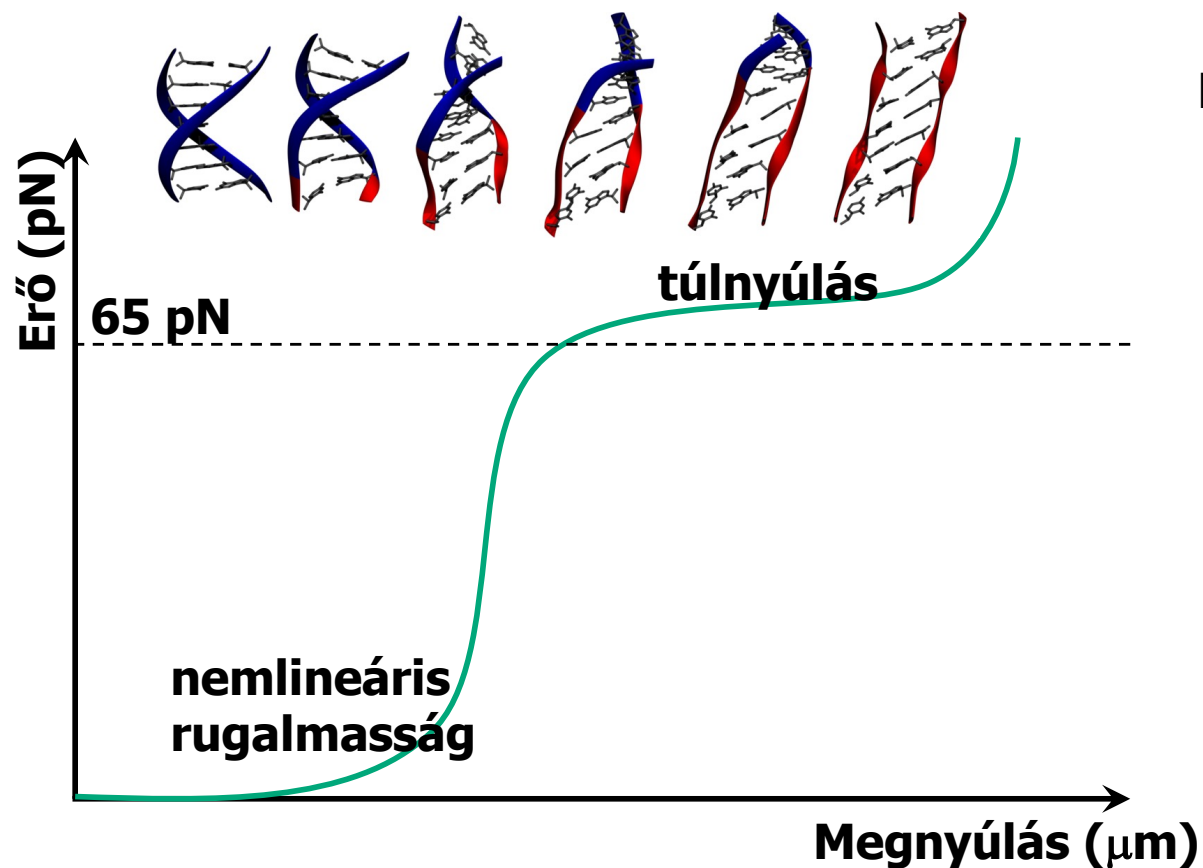
# Lehet egyedi molekulákat nyújtani? *a lézercsipesz*



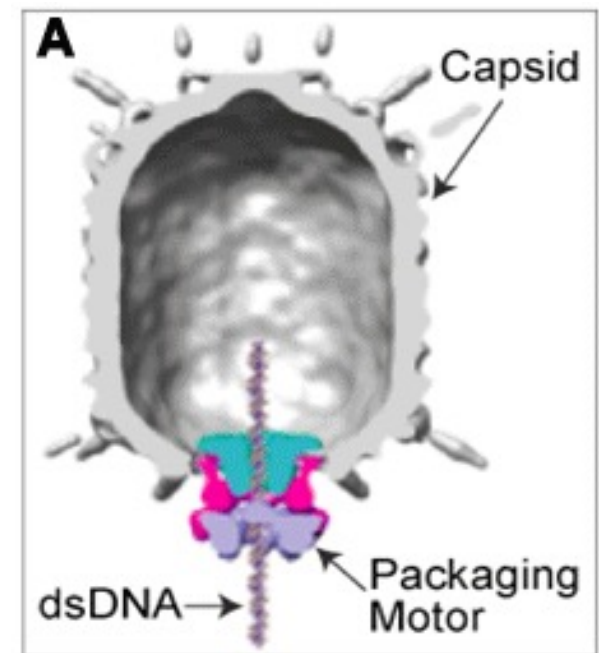
<https://www.youtube.com/watch?v=ju6wENPtXu8>  
[https://www.youtube.com/watch?v=jCdnBmQZ6\\_s](https://www.youtube.com/watch?v=jCdnBmQZ6_s)



# Kettős szálú DNS nyújtása lézercsipesszel



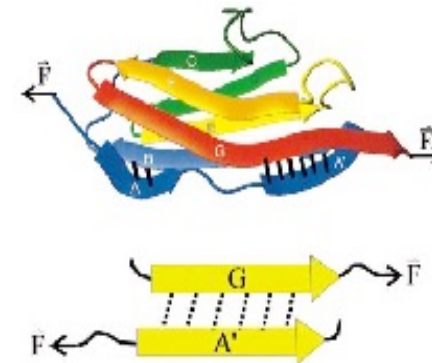
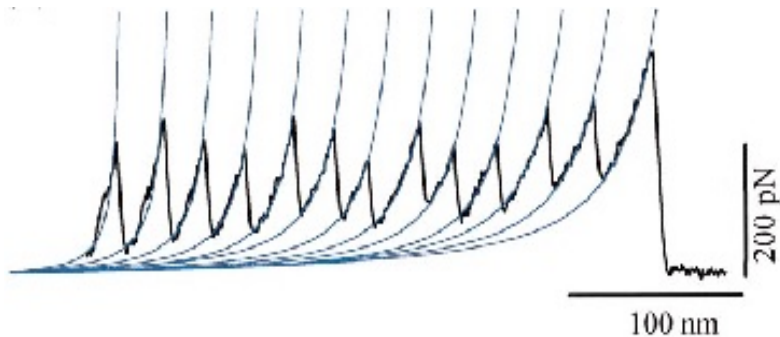
## Bakteriofág DNS „pakoló” motor



$$F = 55 \text{ pN}$$

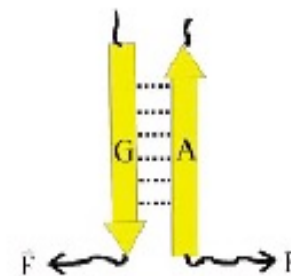
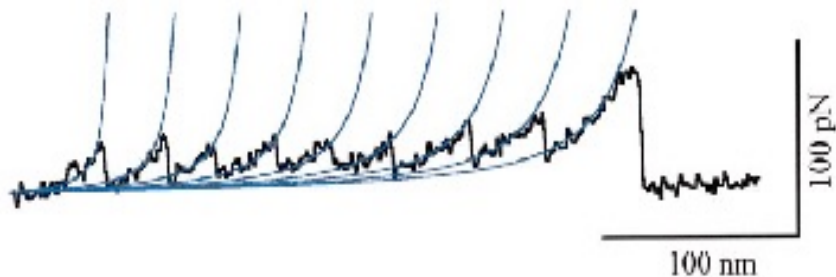
# A harmadlagos szerkezet megszabja egy fehérje mechanikai stabilitását

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



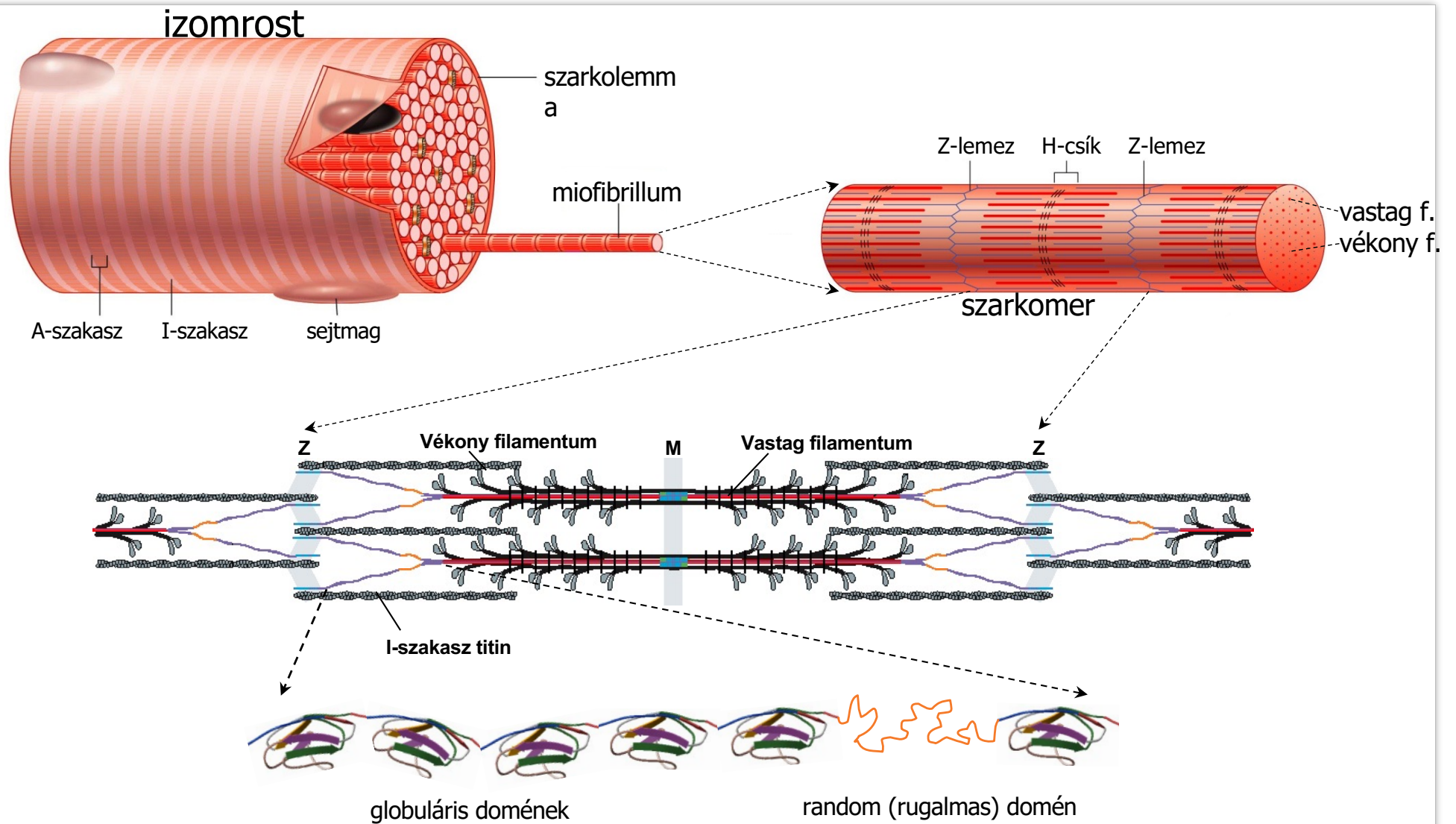
*Carrion-Vazquez et al. 2000*

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



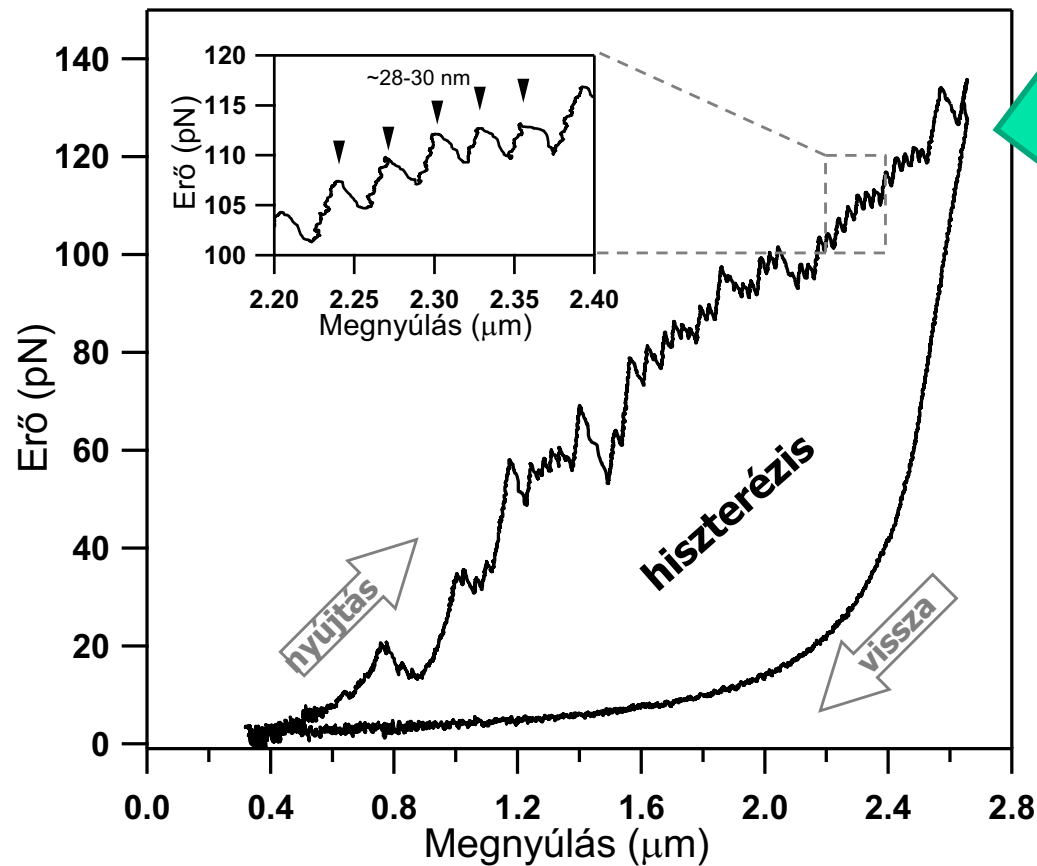
*Carrion-Vazquez et al. 2000*

# Titin: a szarkomer rugalmas filamentuma



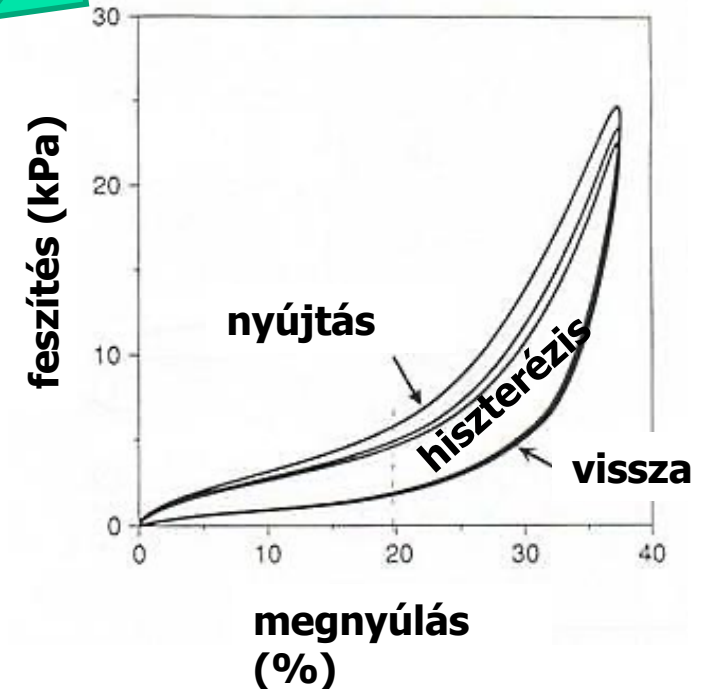
# A titinmolekula az izom passzív rugalmasságának fő meghatározója

## Egyedi titin molekula



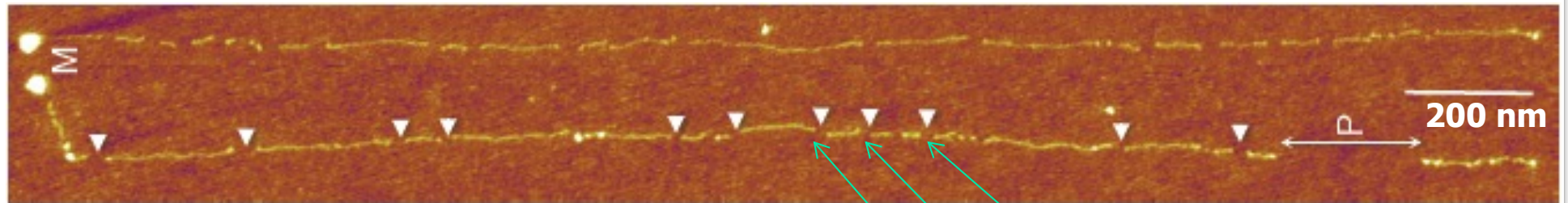
**Molekuláktól a szövetig**  
*Az izom rugalmassága a titin molekuláris rugalmasságával magyarázható*

## Izomrost

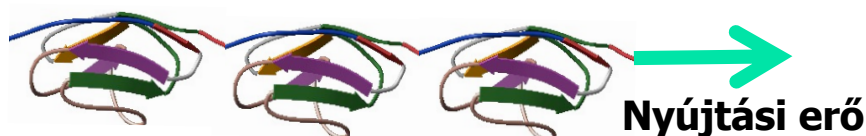
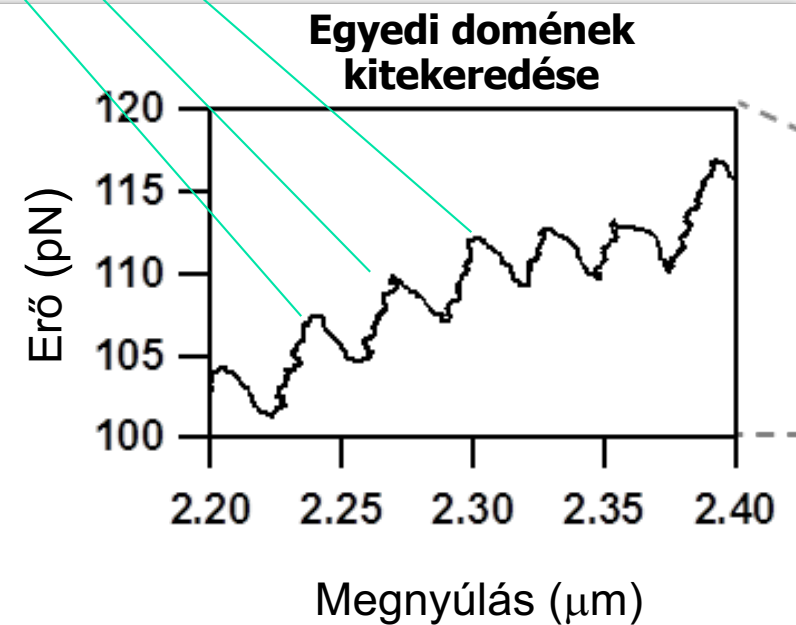
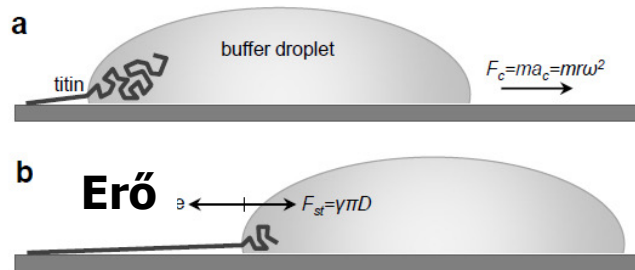




# Erő hatására hogyan változik a titin szerkezete?



**Molekula nyújtás visszahúzódnó folyadék meniszkusszal**



# Lehet-e csomót köti egy DNS molekulára?

*Igen! A DNS hajlékony...*

