Biomeccanica dei tessuti - resume

MASTER COPY
Tel. 050 8312126
Cell. 388 9837745

TESSUTO: • connettivo = connette organi e apparati
• epiteliale = rivestimento
• nervoso = trasmissione
• muscolare = moto e sostegno
• riproduttore

Materiale viscoelastico → risponde in maniera diversa al variare di $\dot{\varepsilon}$, isteresi

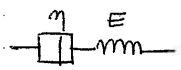
$$\text{tenacità} = \frac{W}{vol} = \int_0^{\varepsilon} \sigma \, d\varepsilon$$

Matrice extra-cellulare = acqua + proteine + mucopolisaccaridi
- proteine = • strutturali = collagene + elastina
• adesione = fibronectina + laminina + vimentina + vimentina.
- mucopolisaccaridi = glicosaminoglicani (GAG) = ripetizioni di disaccaridi (SO_4^-), attraggono Na^+ e acqua (sostanza ground), proteina + polisaccaride = proteoglicano

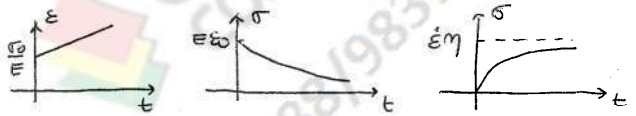
ELEMENTI A PARAMETRI CONCENTRATI → creep, stress relaxation, epsilon dot

• molla: $\sigma = E\varepsilon$ • pistone $\sigma = \eta \, d\varepsilon/dt$ Parallelo = stessa ε
serie = stessa σ

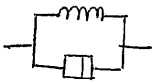
Modello Maxwell



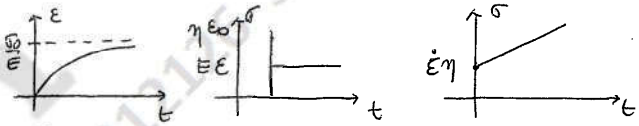
$$\varepsilon = \frac{\sigma}{E} + \int \frac{\sigma}{\eta} dt$$



Modello di Voigt



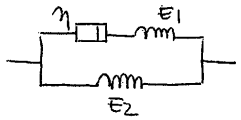
$$\sigma = E\varepsilon + \eta \frac{d\varepsilon}{dt}$$



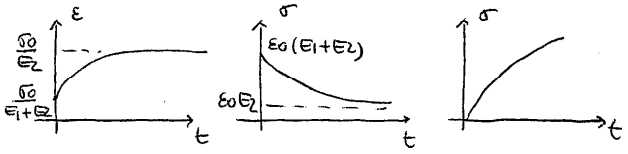
tempo caratteristico = η/E

NUMERO DI DEBORAH = $D = \frac{\text{tempo rilassamento}}{\text{tempo osservazione}}$ < elevato = materia elastico
basso = materia viscoso

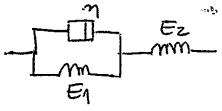
SLS parallelo = maxwell-zener (no creep)



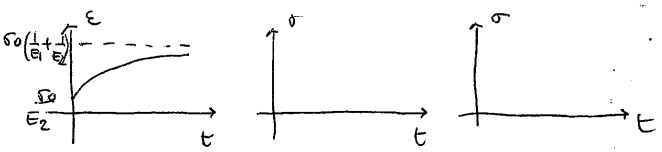
$$\sigma(s) = \varepsilon(s)\left[E_2 + \frac{E_1 \eta s}{E_1 + \eta s}\right]$$



SLS serie = Kelvin-Voigt (no SR)



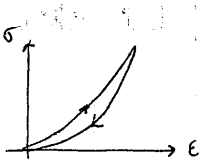
$$\varepsilon(s) = \sigma(s)\left[\frac{1}{E_2} + \frac{1}{\eta s + E_1}\right]$$



smorzatori < t=0 cortocircuito
t=∞ aperto

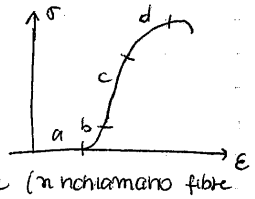
MASTER COPY
Tel. 050 8312126
Cell. 388 9837745

ELASTINA "gomma del mondo biologico"



- elastica, deformabile, sostiene def. cicliche senza perdere tono
- curva σ-ε quasi lineare senza isteresi
- E = 500 kPa
- altamente resistente alla deformazione negli anni
- gomitolo disordinato di catene lunghe flessibili di amminoacidi idrofobiche per minimizzare l'energia superficiale
- elasticità provoca diminuzione dell'entropia.
- 30% glicina, 25% alanina, 12% prolina. impacchettamento compatto
- σ_R = 1 MPa, ε_R = 100 % → elasticità dei tessuti

COLLAGENE "acciaio del mondo biologico"



- box strutturale, di supporto, ben conservata negli eventi evoluti
- 28 tipi diversi per sequenza, contenuto, forma delle fibre (I fibrillari, II cartilagine)
- sintesi del collagene = tripla elica, tropocollagene, microfibrille, subfibrille, fibrille
- stress = aumento di energia interna non entropica
- E = 1 GPa a = espulsione acqua, b = fisiologica esponenziale, c = reclutamento lineare (si richiamano fibre disturbando i legami), d = non lineare plastica
- viscoelastico = isteresi, epsilon dot, creep σ_R
- precondizionamento = meno rigido, meno isteresi, curva a dx, più elastico.
- σ_R = 50-100 MPa, ε_R = 10 % → resistenza dei tessuti

Interazione elastina-collagene = proprietà viscoelastiche

TEORIA DEL RECLUTAMENTO

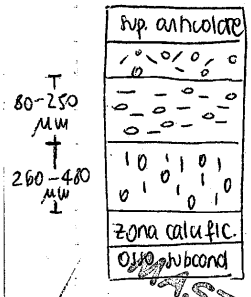
comportamento non lineare di elastina + collagene indipendenti, il collagene viene coinvolto in base al livello di ε.

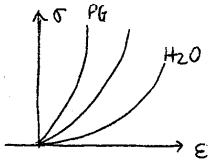
$$\sigma_{Tot} = \sigma_E + \sigma_C = E_E \varepsilon + \int_0^{\varepsilon} E_C(\varepsilon - \varepsilon')\, n(\varepsilon')\, d\varepsilon' \qquad n(\varepsilon')d\varepsilon' = \text{frazione di fibre coinvolte} \quad \left(\int_0^{\infty} = 1\right)$$

$$\varepsilon_{tot} = E_E + \int_0^{\varepsilon} E_C(1 - \varepsilon'/\varepsilon)\, n(\varepsilon')\, d\varepsilon' = E_E + E_C\left[1 - \frac{2}{\beta\varepsilon}\left(1 - e^{-\beta\varepsilon} - \frac{\beta\varepsilon}{2}e^{-\beta\varepsilon}\right)\right]$$

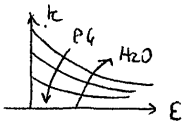
CARTILAGINE (E < 0,5 GPa, σ_R ~ MPa, ε_R = 60-120 %)

- poroso, bifasico, non vascolarizzato né innervato, bianco, abbastanza rigido
- viscoelastico, no smorzatore ma superficie lubrificata per diminuire attrito articolare tra due ossa
- consente movimento senza attrito sotto sforzo come peso
- condrosi, calcifica con l'età (non autorigenerativa)
- proprietà meccaniche variabili con $\dot{\varepsilon}$, in compressione si sollecita acqua, in estensione collagene
- 75% acqua, 60% collagene II, 40% PG, 3% elastina.
- se aumenta acqua si deforma più facilmente. I PG danno la rigidezza
- sotto una tensione si acqua pensa dalla zona stressata a quella non stressata
- tipologie: ialina (collagene II), fibrocartilagine (dischi, patella, smorzatore), elastica (riempitivo)





K = permeabilità idraulica = $1.18 \cdot 10^{-15}$ m^4/Ns
varia con H_2O, ε, PG



- comportamento anisotropico in base a profondità e direzione
  E più elevato in superficie e in parallelo
- μ bario = 0.005-0.02 rispetto al liquido sinoviale, dipende dalle proteine
- più rigido all'aumentare di $\dot{\varepsilon}$
- lubrificazione elastoidrodinamica
- usurato = meno duttile, meno acqua, degradazione PG, eccesso di collagene
  liquido sinoviale diventa meno shear thinning

MASTER COPY
Tel. 050 8312126
Cell. 388 9837745

LEGAMENTI	TENDINI
$E = 1$ GPa, $\sigma_R = 50$ MPa, $\varepsilon_R = 10$–15 %	$E = 2$ GPa, $\sigma_R = 150$ MPa, $\varepsilon_R < 10$ %
60–80 % acqua, 70–80 % collagI 10–15 % elastina, 1–3 % PG	65–70 % acqua, 75–85 % collagene I 3 % elastina, 1–2 % PG
si originano e si inseriscono nell'osso	si inseriscono tra muscolo e osso
stabilizzazione passiva delle articolazioni e vincolo dei gradi di movimento di un giunto	trasmissione della forza da muscolo a osso
innervati di meccanocettori e nocicettori → propriocettiva	innervati di meccanocettori e nocicettori.
Molto collagene (meno dell'osso) = non resiste forze compressive, molto elastico.	Immagazzinano energia elastica
Cellule = fibroblasti	Molto collagene, poca elastina, alcuni hanno più PG
Resiste all'allungamento, meno rigido del tendine	Dove si muscolo viene incapsulato con liq. sinoviale
	Cellule = tenociti
	Resiste a tensione, immagazzina energia

Entrambi = viscoelastici → modello SLS

Sangue

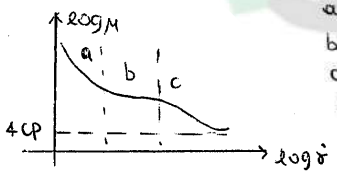
MASTER COPY
Tel. 050 8312126
Cell. 388 9837745

SANGUE = tessuto connettivo specializzato
- GR = 95 % parte corpuscolata, anucleati, trasporto O_2
- GB = 0,13 % difesa
- piastrine = 4–5 % coagulazione
- plasma = acqua + fibrinogeno + albumina + globuline + glucosio + urea, tutemine + ormoni

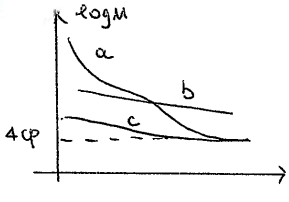
Proprietà dei GR 50 % volume ematico, $L = 8\,\mu m$, $\delta = 1\,\mu m$, $h = 2{,}5\,\mu m$, 120 d.
- deformabilità
- aggregabilità → Rouleaux (n = 16)
- allineamento col flusso
- H = ematocrito = % di volume ematico occupato dai GR
- Hb = emoglobina = ognuna può legare $4\,O_2$ che si legano a $4\,Fe_2$

Curva di dissociazione dell'oxiemoglobina = $\uparrow$ pH aumenta, aumenta la capacità di legare O_2

VISCOSITÀ DEL SANGUE

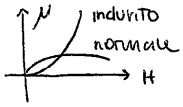


a = canonano $\sqrt{\tau} = \sqrt{\tau_c} + \sqrt{\mu\dot\gamma}$
b = thixotropico $\tau = \mu\dot\gamma^n$
c = newtoniano $\tau = \mu\dot\gamma$
Curva verso il alto $\uparrow$ aumenta H



a = normale
b = indurito
c = senza fibrinogeno e immunoglobuline

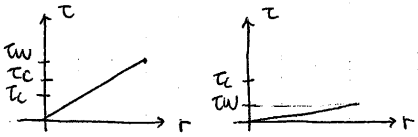
Fattori che influenzano μ:
- fibrinogeno e immunoglobuline → regolano rouleaux a bassi $\dot\gamma$ responsabili della viscosità
- deformabilità dei GR e malattie (anemia → $\downarrow \mu$)
- $\dot\gamma$ = diminuisce all'aumentare di $\dot\gamma$
- ematocrito: $\mu = \mu_0 / (1-H)^{1/2}$ aumenta all'aumentare di H
- diametro dei condotti → Fahraeus
- allineamento dei GR a elevate velocità → $\downarrow \mu$



VES = sedimentazione della parte cellulare = indice di aggregabilità di rouleaux e immunoglobuline

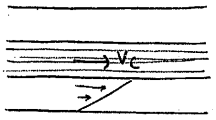
$F_g - F_{AH} - F_{Arch} = 0$ $\quad mg = g \cdot \rho_p \cdot Vol_{rouleaux} + 6\pi a \mu V$ $\quad m = \rho_R \cdot V_R$ $\quad V_R = \frac{4}{3}\pi a^3$

$$V = \frac{2}{9} \frac{g a^2}{\mu} (\rho_R - \rho_p) = 40\text{–}50 \text{ mm/H}$$

Il sangue è un fluido canoniano 

se $\tau_w < \tau_c$ = non c'è flusso = pistone
se $\tau_w > \tau_c$  I zona

(Hp) no-slip in R, continuità in r_c, velocità unica nel core centrale



$$\sqrt{\tau} = \sqrt{\tau_c} + \sqrt{\mu\dot{\gamma}} \qquad \mu\dot{\gamma} = \tau + \tau_c - 2\sqrt{\tau}\sqrt{\tau_c} = -\mu\frac{dv}{dr}$$

$$\frac{dV}{dr} = -\frac{1}{\mu}\left[-\frac{r}{2}\frac{dP}{dx} + \tau_c - 2\sqrt{\tau_c}\cdot\sqrt{\frac{r}{2}\frac{dP}{dx}}\right] \qquad \text{integro tra } r \text{ e } R, \text{ con } r > r_c$$

$$V(R) - V(r) = -\frac{1}{\mu}\left[-\frac{1}{4}\frac{dP}{dx}(R^2 - r^2) + \tau_c(R-r) - 2\sqrt{\frac{\tau_c dP}{2dx}}\cdot\frac{2}{3}\left(R^{3/2} - r^{3/2}\right)\right]$$

$$V(r) = \frac{1}{\mu}\left[-\frac{1}{4}\frac{dP}{dx}(R^2 - r^2) + -\frac{r_c dP}{2dx}(R-r) - 2\sqrt{\frac{r_c}{4}\frac{dP}{dx}\cdot\frac{dP}{dx}}\cdot\frac{2}{3}\left(R^{3/2} - r^{3/2}\right)\right] =$$

$$\boxed{V(r) = -\frac{1}{4\mu}\frac{dP}{dx}\left[R^2 - r^2 + 2r_c(R-r) - \frac{8}{3}\sqrt{r_c}\left(R^{3/2} - r^{3/2}\right)\right]}$$

$$\boxed{Q = v_c\cdot\pi r_c^2 + \int_{r_c}^{R} V(r)\,2\pi r\,dr = -\frac{dP}{dz}\frac{\pi R^4}{8\mu}\left[1 - \frac{16}{17}\xi^{1/2} + \frac{4}{3}\xi - \frac{1}{21}\xi^4\right] = -\frac{dP}{dz}\frac{\pi R^4}{8\mu}F(\xi)}$$

$$\boxed{\xi = \frac{2\tau_c/R}{-dP/dz} = \frac{\tau_c}{\tau_w}} \quad \text{e} \quad \boxed{F(\xi) = \frac{Q_{carreau}}{Q_{poiseuille}}}$$

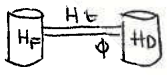
se $\xi \to 0$ $F(\xi) \to 1$ totalmente poiseuilliano
se $\xi \to 1$ $F(\xi) \to 0$ prevale la parte solida

Plasma skimming / axial accumulation = migrazione dei GR con allineamento verso la parte centrale del vaso, lasciando uno strato di 4 μm di plasma in periferia

- vasi grandi = flusso poiseuiliano perché $\dot{\gamma}$ elevato e $\mu \to 4$ cp
- vasi piccoli e/o con curvature = flusso non poiseuiliano

$$\dot{\gamma}_{wall} = \frac{\tau_{wall}}{\mu} = \frac{4Q}{\pi R^3} = \frac{4V_{media}}{R}$$

↓ viscosità apparente = $\boxed{\mu_{app} = \frac{dP}{dx}\frac{\pi r^4}{8Q}}$ $\boxed{\mu_{rel} = \frac{\mu_{app}}{\mu_0}}$

EFFETTO FAHRAEUS 

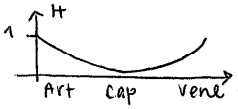
$H_T = \frac{H_t}{H_F}$ 

Al diminuire di ϕ fino a 29 μm, Hr diminuisce ($\dot{\gamma}$ elevati per evitare rouleaux)

EFFETTO FAHRAEUS-LINDQVIST Per ϕ < 100 μm, μ_{app} diminuisce al diminuire di ϕ.

- giustificato da
- plasma skimming / condizione di ingresso → diminuisce H_t/μ e GR sono più veloci
- aumenta lo strato cell-free

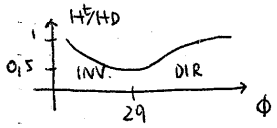
Se $H_t = 0{,}4$, se ϕ = 95 μm $\mu \to 4$ cp.



EFFETTO FAHRAEUS-LINDQVIST INVERSO Per ϕ < 29 μm, μ aumenta al diminuire di ϕ

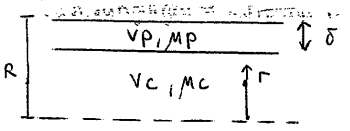
↓ giustificato da

deformazione dei GR, strisciano contro le pareti, pressione addizionale per il moto



MASTER COPY
Tel. 050 8312126
Cell. 388 9837745

cell-free marginal layer



(Hp) - strato δ cell-free + strato di cellule μ_c
- laminare, Poiselliano, no-slip, simmetria
- immiscibili

(CC) $\left[v_p(R)=0 \;,\; \left.\frac{dv_c}{dr}\right|_{r=0}=0 \;,\; \left.\frac{dv_p}{dr}\right|_{r=0}=0 \;,\; v_p=v_c\big|_{r=R-\delta} \;,\; \mu_c \left.\frac{dv_c}{dr}\right| = \mu_p \left.\frac{dv_p}{dr}\right|_{r=R-\delta} \right]$

$$\frac{dP}{dz} = \frac{\mu}{r}\frac{d}{dr}\left(r\frac{dv}{dr}\right)$$

- $-\frac{\Delta P}{L} = \frac{\mu}{r}\frac{d}{dr}\left(r\frac{dv_p}{dr}\right) \rightarrow \boxed{v_p(r) = \frac{\Delta P}{L}\frac{(R^2-r^2)}{4\mu_p} = \frac{dP}{dz}\frac{(r^2-R^2)}{4\mu_p}}$ (1° e 3° CC)
- $-\frac{\Delta P}{L} = \frac{\mu}{r}\frac{d}{dr}\left(r\frac{dv_c}{dr}\right) \rightarrow \boxed{v_c(r) = \frac{dP}{4dz}\left(\frac{r^2-(R-\delta)^2}{\mu_c} + \frac{(R-\delta)^2-R^2}{\mu_p}\right)}$ (2° e 4° CC)

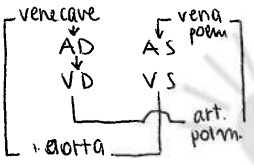
$$\boxed{Q = \int_0^{R-\delta} 2\pi r\,dr \cdot v_c(r) + \int_{R-\delta}^{R} 2\pi r\,dr\, v_p(r) = \frac{\pi R^4 \Delta P}{8\mu_p L}\left(1-\left(1-\frac{\delta}{R}\right)^4\left(1-\frac{\mu_p}{\mu_c}\right)\right)}$$

$$\boxed{\mu_{app} = \mu_p\left[1-\left(1-\frac{\delta}{R}\right)^4\left(1-\frac{\mu_p}{\mu_c}\right)\right]^{-1}}$$

se $\frac{\delta}{R}\rightarrow 0$ $\mu_{app}\rightarrow\mu_c$ tubi grandi

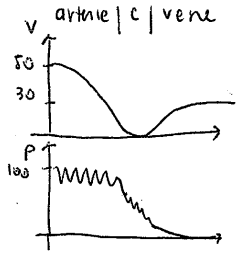
Sistema vascolare

Vasi sanguigni = sistema chiuso e dinamico. Trasporto di O_2, CO_2, nutrienti, ormoni, cataboliti.



Vasi principali = aorta, brachio-cefalica, carotide, subclaviano

- Aorta = elastica per assorbire onde e smorzarle
- Arterie = muscolari, bassa R
- Arteriole = lume piccolo, parete spessa, alta R, controllo del flusso
- Capillari = vasi di scambio
- venule
- Vene = lume grande, alta capacità, bassa R, distendibili
- Vena cava

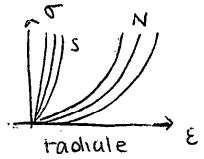


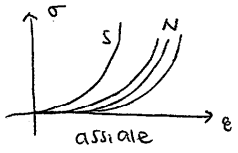
Tuniche (per arteria)
- esterna = collagene per legarsi ai tessuti
- media = muscolo liscio
- intima = elastina + lamina basale + cellule endoteliali

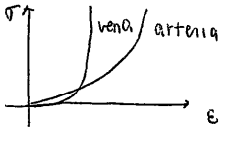
Nelle vene = no elastina
Capillari = solo intima

Resistenza vascolare: $\boxed{R = \frac{\Delta P}{Q} = \frac{8\mu L}{\pi R^4}}$ massima nelle arteriole

PROPRIETÀ MECCANICHE = • collagene + elastina → reclutamento
• anisotropia (radiale / assiale) = muscolo liscio radiale e collagene assiale







MASTER COPY
Tel. 050 8312126
cell. 388 9837745