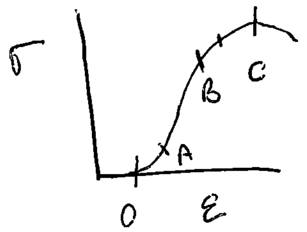
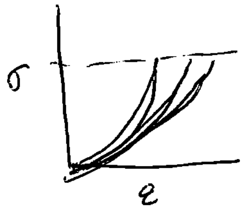
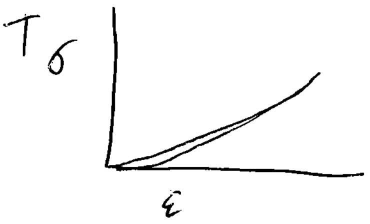
1) Da Collagene –
- viscoelastico
- Si trova nei vasi, pelle, legamenti ecc.
- proteina molto diffusa.
- struttura ripetuta, forme fibre
- ogni 3 AA è glicina., contiene PRO e HYP.
- striato.
- reclutamento – progressiva
- pre condizionamento – memoria perde, meno viscoso, più "elastico" ma meno rigido.
- Cambiamento energie interna (quando viene deformato, l'energia interna aumenta).





Elastina
- proteine con strutture disordinata, gomitolo.
- somiglia alla gomma.
- ~~aumenta~~ diminuisce entropia durante deformazione.
- Molto elastico
- si trova nelle pelle, vasi, legamento nuchae.



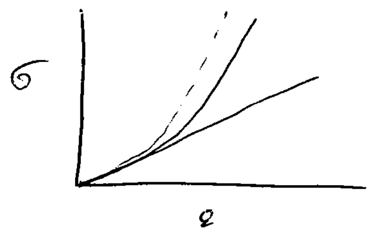


Tabella dei valori

	E/MPa	Stress di Rottura MPa	limite elastico.
Collagene	1000	50-100	1-2
Elastina.	0.6	1	60.

stressi di Rottura in kg.

Età	20	40	60
σ_{kg} kg	5050	4780	4290

lineare

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon}$$

$$\sigma = \frac{\sigma_{kg} \times g}{\text{area sezione}} = \frac{\sigma_{kg} \times 9.8}{\underline{10cm^2}}$$

in $m^2 \rightarrow 10 \times 10^{-4}$

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} = \frac{\sigma_{kg} \times 9.8}{10 \times 10^{-4}} \div 0.015$$

Età	20	40	60
σ_{kg}			
E in GPa	3.36	3.18	2.86.

Porosita P

Equazione $E_{osso} = E_{max}(1-P)^8$

$E_{max} = 12$ GPa.

$$P = -\sqrt[8]{\frac{E_{osso}}{E_{max}}} + 1$$

Età	20	40	60
P	0.147	0.153	0.164.

Frazione volumetrica es., usare Voigt.

$E_{osso} = E_1 V_1 + E_2 V_2$

$V_1 + V_2 = 1$

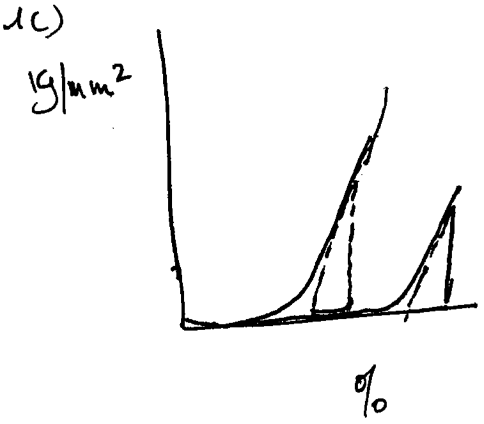
CORTICALE $E_1 = 17$ GPa

CANCELLOUS $E_2 = 5$ MPa.

Età	20	40	60
V_1	0.826	0.837	0.856
V_2	0.173	0.182	0.143

ecc.

1c)



es. direzione trasverso

Stress in Kg/mm² = 1 - 0.4

elongation % = 100 - 118

$$E = \left[\frac{1-0.4}{100-118}\right]$$

convertire in $\frac{N}{M^2}$

Kg → N moltiplico x 9.8

mm² → m² ÷ x 10^{-6}

% → ÷ 100

$$\frac{1-0.4}{100-18} \rightarrow \left(\frac{0.6}{18} \times \frac{9.8}{10^{-6}}\right) \div 0.018 = \underline{\underline{3\ 33\ \text{MPa}}}$$

deve essere tra collagene e elastina.

Perche?

1) orientazione fibre é preferenziale.
2) più cedevole nella direzione di movimento. per facilitare mobilità.

2) a) · Bastava scrivere:

Farehus Lindquist

$$\mu_{app} = \frac{\mu_p}{4\frac{\delta}{R} - \frac{4}{R}\frac{\delta \mu_p}{\mu_c} + \frac{\mu_p}{\mu_c}}$$

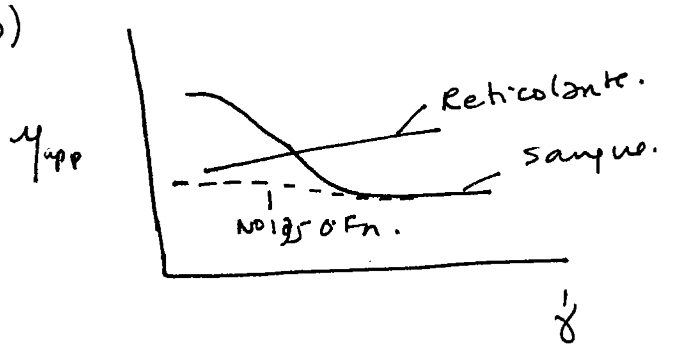
Farehus inverso

$$\mu_{app} = \mu_p \left(1 + \frac{\pi R^2 H \Delta P^*}{8 \mu_p V_{olGR} \cdot U_M}\right).$$

Per essere uguale

$$\frac{\mu_p}{4\frac{\delta}{R} - \frac{4}{R}\frac{\delta \mu_p}{\mu_c} + \frac{\mu_p}{c_c}} = \mu_p \left(1 + \frac{\pi R^2 H \Delta P^*}{8 \mu_p V_{olGR} U_M}\right)$$

2b)



Quando viene aggiunto un reticolante proteico, es glutaraldeide, induriscono i GR, e non formano ne i rouleaux, ne si alineano con il flusso

Quando viene sostituito albumine con IgG e Fn, non si formano i rouleux, mentre la capacità di alinearsi, che é dovuto solo alla deformabilità, non cambia, ma cambia l'interazione tra i GR a bassi $\dot{\gamma}$.

2(c).

$$Q = \frac{\pi a^4}{8\mu} \frac{dp}{dx} F(\xi)$$

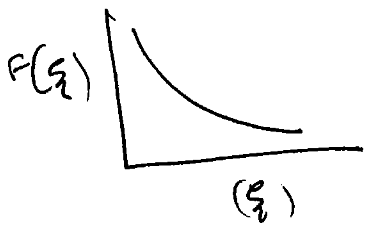
viene dalle considerazione di un flusso alla Casson a raggio per cui $\tau_c < \tau_w$.

$F(\xi)$ é il rapporto $\frac{Q \text{ Casson}}{Q \text{ Poiseulle}}$

e dipende da ξ

$$\xi = \frac{2\tau_y}{a} \div -\frac{dp}{dx}$$

o $\left(\frac{2\tau_y}{a}\right)\left(-\frac{dp}{dx}\right)^{-1}$, che é il rapporto tra il gradiente che serve per superare τ_c e il gradiente effettivamente applicato



quando $\xi \to 0$
$F(\xi) \to 1$
e il flusso é quasi Poiseulliano

quando $\xi \to 1$, é il flusso
$F(\xi) \to 0$
e dominato dalle caratteristiche Cassoniane del fluido.

3a).

$$\frac{d^2u}{dr^2} + \frac{1}{r}\frac{du}{dr} - \frac{i\omega u}{\nu} + \frac{A}{\mu} = 0$$

$$U_{mean} = \frac{AR^2}{8\mu} \quad \text{cioè} \quad \frac{Q}{\pi R^2} \quad \text{o} \quad \frac{\Delta P}{L} \cdot \frac{R^2}{8\mu}.$$

$$A = \frac{\Delta P}{L}$$

$$U^* = \frac{U}{U_{mean}} \qquad U = U^* U_{mean} = U^* \frac{AR^2}{8\mu}.$$

$$r^* = \frac{r}{R} \qquad r = r^* R.$$

Quindi

$$\frac{d^2(U^* U_{mean})}{d(r^*R)^2} + \frac{1}{r^*R}\frac{d(U^* U_{mean})}{d(r^*R)} - i\omega\frac{U^* U_{mean}}{\nu} + \frac{A}{\mu} = 0$$

$$\frac{d^2U^*}{dr^{*2}} \cdot \frac{1}{\cancel{R^2}} \cdot \frac{A\cancel{R^2}}{8\mu} + \frac{1}{r^*\cancel{R}} \cdot \frac{dU^*}{dr^*} \cdot \frac{1}{\cancel{R}} \cdot \frac{AR^2}{8\mu} - i\omega U^* \frac{AR^2}{\nu\, 8\mu} + \frac{A}{\mu} = 0$$

$$\frac{d^2u^*}{dr^{*2}} \cdot \frac{A}{8\mu} + \frac{1}{r^*}\frac{du}{dr^*} \cdot \frac{A}{8\mu} - i\omega U^* \frac{AR^2}{\nu\, 8\mu} + \frac{A}{\mu} = 0$$

$$\times \frac{8\mu}{A}$$

$$\frac{d^2u^*}{dr^{*2}} + \frac{1}{r^*}\frac{du}{dr^*} - i\underbrace{\frac{\omega R^2}{\nu}}_{\alpha^2}U^* + 8 = 0$$

$$\alpha = R\sqrt{\omega/\nu}$$

$$\alpha^2 = R^2\frac{\omega}{\nu}$$

3b Bisognava usare

$$\sigma h = P_1 r_1 - P_2 r_2$$

questo indica valori negativi

ma va bene anche $r_1 \sim r_2$

$$\sigma h = \Delta p r$$

stress amplificato perche la superfice é curva.

Vaso	$\sigma h = p_1 r_1 - P_2 r_2$ mmHg	Pa	$\sigma h = \Delta p r$ mmHg.	Pa
arteriole	-660	$\frac{\text{mmHg} \times 10^5}{760}$	100	
vene	-695		100	
aorta	-360		400	

Pa $\to$ mmHg

3c) facile.

$$CF = \Delta P \cdot Q + K \pi a^2 L$$

$$\frac{d(CF)}{da} = -Q^2 \frac{L 8 \mu 4}{\pi a^5} + 2 k \pi a L = 0 \quad \text{per minimo}$$

$$Q^2 \frac{32 L \mu}{\pi a^5} = 2 K \pi a L$$

$$a^6 = \frac{16 \mu Q^2}{K \pi^2}$$

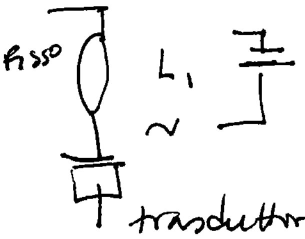
$$a = Q^{1/3} \left(\frac{16 \mu}{\pi K} \right)^{1/6}$$

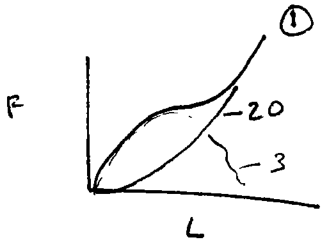
$$Q_0 = Q_1 + Q_2 \quad \text{per conservazione flusso}$$

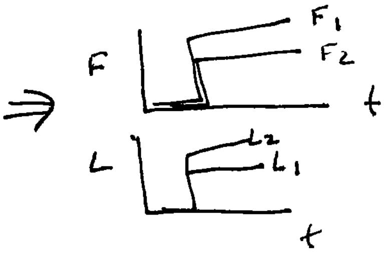
$$\Rightarrow a_0^3 = a_1^3 + a_2^3.$$

a). • isometrico – punti discreti per costruire la curva finale

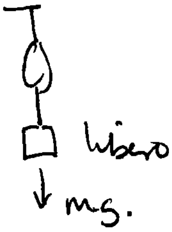
• parte passiva sottratto.

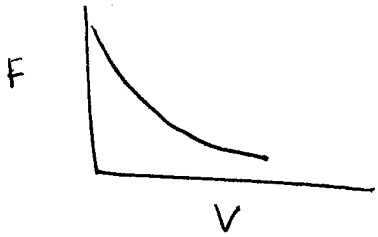






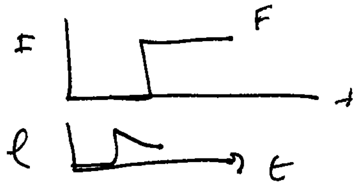
b) isotonico.





si misura la velocita applicando varie forze

anche qui la curva e costruito da punti discreti



4 b) $SV = 100$

$VD = 140$

$PT \quad 40$

$VT \quad 40$

$$FE = \frac{SV}{VD} = \frac{100}{140} = 0.71 \cong 71\%$$

lavoro = area sotto la curva,

approssimare a un rettangolo

$100\,ml \times 80\,mmHg$

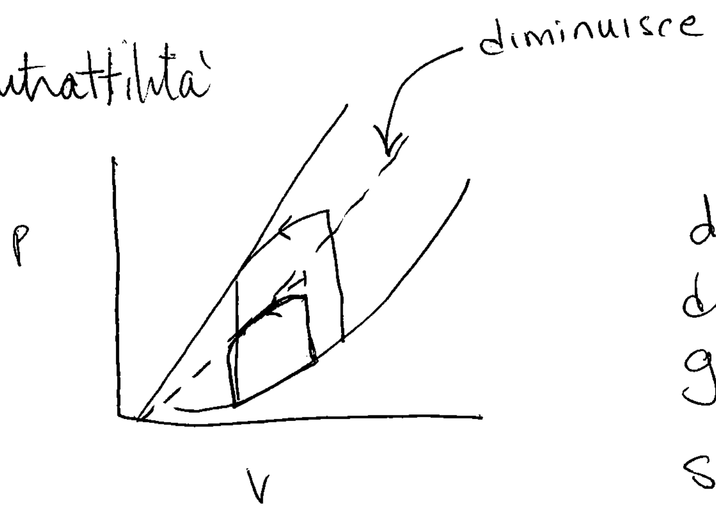
$= 100\,cm^3 \Rightarrow 100 \times 10^{-6}\,m^3$

$80\,mmHg = \dfrac{80 \times 10^5}{760}\,Pa.$

lavoro é in Joules!

$100 \times 10^{-6} \times \dfrac{80 \times 10^5}{760} \simeq 1\,Joule/ciclo.$

4b) Contrattilità



diminuisce la forza di contrazione e la gittata, quindi il SV e FE.

4d) Mioglobina: quando c'è danno muscolare esce dal tessuto muscolare (es. cuore) e entra nella circolazione.

5) a. Muscolo.

forza di un muscolo $\propto$ area del muscolo $\propto L^2$

lavoro, o energia per muovere $= F \times L$

lavoro che fa il muscolo $\propto F \times L \propto L^2 \times L \propto L^3$

energie per muovere $\propto L^3$ o Massa

Massa muscolare $\propto$ Massa da muovere

$M_{muscolo} \propto M_{animale}$

$b = 1$.

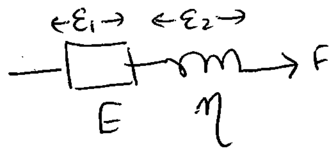
b) Le soluzioni sono sodio alginato e $CaCl_2$

Quando il Ca^{++} reagisce con alginato, ioni bivalenti sostituiscono gli ioni monovalenti di Na^+. Il Ca^{++} è in grado di associarsi formando legami ionici con 2 molecole o ioni di alginato, così rende il sistema...

... più reticolato e meno mobile rispetto alla soluzione originale.

La stessa cosa succede ai tessuti biologici con l'età. I tessuti diventano più rigidi e meno mobili grazie alla calcificazione - cioè sostituzione di Ca^{++} per ioni monovalenti es. Na^+, K^+, ecc.

5c). Maxwell.



$$\varepsilon_1 + \varepsilon_2 = \varepsilon_T$$
$$F_1 = F_1 = F_2$$

$$\frac{d\varepsilon}{dt} = \frac{d}{dt}(\varepsilon_2) + \frac{d}{dt}(\varepsilon_1)$$
$$= \frac{d}{dt}\left(\frac{\sigma}{E}\right) + \frac{\sigma}{\eta}$$
$$\frac{d\varepsilon}{dt} = \frac{1}{E}\frac{d\sigma}{dt} + \frac{\sigma}{\eta}$$

per ε costante, $\frac{d\varepsilon}{dt} = 0$ $\quad \frac{1}{E}\frac{d\sigma}{dt} = -\frac{\sigma}{\eta}$ $\quad$ così, $\sigma = Ce^{-t/(\eta/E)}$

condizioni iniziali, a $t=0$, $\sigma = \sigma_0 = \varepsilon_0 E$

$$\sigma = \sigma_0 e^{-t/\tau} \qquad \tau = \eta/E.$$

STRESS-REL. $\quad \underbrace{\sigma = E\varepsilon_0 e^{-t/\tau}.}$

creep $\rightarrow$ $\frac{d\varepsilon}{dt} = \frac{1}{E}\frac{d\sigma}{dt} + \frac{\sigma}{\eta}$

$\sigma =$ costante, $= \sigma_0$

$$\frac{d\varepsilon}{dt} = \frac{1}{E}\frac{d\sigma_0}{dt} + \frac{\sigma_0}{\eta}$$
$$d\varepsilon = \frac{1}{E}d\sigma_0 + \frac{\sigma_0}{\eta}dt$$
$$\varepsilon(t) = \frac{\sigma_0}{E} + \frac{\sigma_0}{\eta}t.$$

$\tau = \eta/E$ è il tempo caratteristico. Se η è grande, τ è grande sistema viscoso. Se E è grande, τ è piccolo, sistema predominato da elasticità.