

Sangue e Tecido Conjuntivo

Propriedades do Sangue Arterial

Composição

- 45 % elementos figurados (hemácias, leucócitos e plaquetas)
- 55 % plasma (matriz extracelular)

Viscosidade

A viscosidade do sangue é uma medida de resistência à deformação em uma dada taxa. Alguma literatura descreve como o balanço entre a espessura e a elasticidade do fluido. Determina parâmetros importantes como a fricção sobre a parede arterial; o trabalho miocárdico; o VO_2 periférico; a *resistência vascular*; *pré e pós carga*; *perfusão*; e a ***pressão arterial***.

A viscosidade μ do sangue humano a 37°C é usualmente $\approx 3,5 \cdot 10^{-3} \text{ Pa}\cdot\text{s}^{-1}$. Assumindo densidade $\rho \approx 3,5 \text{ g/cm}^3$, tem-se a viscosidade cinemática ν aproximada:

$$\nu = \frac{\mu}{\rho} \approx 3,5 \cdot 10^{-6} \frac{\text{m}^2}{\text{s}}$$

Os determinantes primários da viscosidade sanguínea são:

→ Viscosidade do plasma

- $\Rightarrow [\text{H}_2\text{O}]$
- $\Rightarrow [\text{DNA} + \text{RNA} + \text{PTN} + \text{mRNA} + \text{CHO} + \text{POLY} + \dots]$

→ Hematócrito (% de hemácias no volume total de plasma)

- Valores de normalidade: $40,7 \rightarrow 50,3\%$ para homens e $36,0 \rightarrow 44,3\%$ para mulheres
- Traduz a capacidade que o sistema corpóreo tem de entregar O_2 aos tecidos
- É composto histoquimicamente pela hemoglobina (Hb) em g/dL
- Tem o **maior impacto** na viscosidade total
- Para uma variação unitária no Ht $x_1 - x_0 = 1$, há um aumento na viscosidade $y = 4\%$, para Ht $40 - 50\%$
- Em valores anormais ($\text{Ht} \geq 60\%$), $x_1 - x_0 \Rightarrow \uparrow 10\%$

Propriedades mecânicas das hemácias

Considera-se um fluido não-Newtoniano;

Implica na influência da taxa de cisalhamento/gradiente de velocidade do mesmo \rightarrow quanto maior o gradiente, menor a viscosidade;

Pico sistólico ou exercício;

A viscosidade aumenta com a taxa de agregação das células vermelhas (influência plaquetária);

$$\mu \sim H\dot{\gamma} \cdot \dot{\gamma}$$

onde μ é a viscosidade e $\dot{\gamma}$ é o taxa de cisalhamento. A força de cisalhamento τ é dada por:

$$\tau = \mu_{\text{eff}}(\dot{\gamma})\dot{\gamma}$$

para um fluido não-Newtoniano generalizado (não-linear), onde μ_{eff} é a viscosidade aparente.

O Problema do Sangue como Fluido Não-Newtoniano

Para determinar a viscosidade do sangue, não há um modelo que governe seu comportamento, principalmente pela natureza não-linear/não-Newtoniana do sangue. Dessa maneira, a **terceira equação de Maxwell**, que é a **Lei de Faraday para Força Eletromotriz por Indução Eletromagnética** pode ser mimetizada para aproximar a *força motriz* no fluido não-Newtoniano:

$$\rho \left[\frac{\partial V}{\partial t} + (V \cdot \nabla)V \right] = \nabla \cdot T + J \times \beta$$

$$\nabla \cdot V = \nabla \cdot \beta = \nabla \times \beta = \mu_m J$$

$$\nabla \times E + \frac{\partial \beta}{\partial t} = 0$$

$$\nabla \times E = -\frac{\partial \beta}{\partial t}$$

$$J = \sigma E$$

$$\mathbf{J} \times \beta = -\sigma \beta_0^2$$

onde V é o módulo do vetor velocidade; ρ a densidade; J a densidade das partículas; β o campo vetorial total velocidade; μ a permeabilidade; E o campo vetorial de tensão de cisalhamento; e σ a resistência vascular periférica.

Viscosidade Modelada por GLMM

Com o uso de modelos lineares generalizados, há um modelo que sugere a viscosidade sanguínea em função da taxa de cisalhamento por meio de uma **função de distribuição** que assume propriedades **transcendentais**:

$$\eta(\gamma^0) = \eta_\infty + (\eta_0 - \eta_\infty) \frac{[1 + \log(1 + \Lambda\gamma^0)]}{(1 + \Lambda\gamma^0)}$$

onde Λ é uma constante temporal; γ^0 é a taxa de cisalhamento; a viscosidade aparente é η . *Considerando* que a tensão de cisalhamento é a energia transferida para a *parede arterial* por interação com o fluido em movimento:

$$T = \eta \times \gamma^0$$

onde T é a tensão de cisalhamento, e a taxa de cisalhamento γ pode ser lida como $\frac{\partial v(r)}{\partial r}$, associada com a velocidade de fluxo.

Propriedades Elásticas do Sangue

O sangue humano é viscoelástico, implicando em interação entre energia mecânica e cinética em função do tempo. O modelo de Maxwell para continuidade e equações de conservação se aplica: **o sangue é complexo com componentes descontínuos em seu volume. Tem tamanho e forma irregulares, também as células vermelhas não estão normalmente distribuídas pelo volume dos vasos, implicando em gradientes de velocidade e pressão.** O modelo de Maxwell tem limitações.

A presença de uma força \vec{F} , que se soma ao vetor velocidade \vec{v} , deforma o fluido de maneira que a parte que toca a parede interior da camada íntima exerce resistência, *exigindo* da componente elástica do fluido e de tensão. A força \vec{F} , em condições normais, vem do **pulso cardíaco**.

Dessa forma, a tensão de cisalhamento é:

$$\tau = \frac{F}{A}$$

A deformação é:

$$\gamma = \frac{d}{\bar{h}}$$

E o fluxo de cisalhamento é:

$$\dot{\gamma} = \frac{v}{\bar{h}}$$

onde, F é a força; A é a área; d é o deslocamento; \bar{h} é a altura; e v é a velocidade.

Pulso Cardíaco Sobre o Sangue

Para cada pulso cardíaco, há uma sístole ventricular e diástole subsequente. Na sístole, o volume de sangue por unidade de tempo e área expulsado do coração é máximo nas artérias, sendo o contrário verdadeiro para a diástole.

Desta forma, há uma deformação dada \vec{F}_i em uma dada área dA e num dado tempo dt , com comportamento *senoidal* e variação de fase ϕ entre τ e γ . Se $\phi = 0$, o material é puramente elástico já que estresse e deformação **não estão defasados**. Se $\phi = 90^\circ$, o material é puramente viscoso dada a defasagem entre estresse e deformação.

A variação temporal é proporcional a $e^{i\omega t}$, com $\omega = 2\pi f$:

Shear Stress:

$$\tau^* = \tau e^{-i\phi}$$

Shear Strain:

$$\gamma^* = \gamma e^{-i\frac{\pi}{2}}$$

Shear Rate:

$$\dot{\gamma}^* = \dot{\gamma} e^{-i0}$$

Então:

$$\tau^* = \tau' - i \cdot \tau''$$

onde τ' é o estresse causado pela viscosidade; e τ'' o estresse elástico.