

REOLOGIA DO ESCOAMENTO DO SANGUE EM ARTÉRIA

M. G. PEREIRA¹, R. A. MALAGONI² e J. R. D. FINZER^{2,3}

¹ Universidade Federal de Uberlândia, Faculdade de Medicina

² Universidade Federal de Uberlândia, Faculdade de Engenharia Química

³ Universidade de Uberaba, Curso de Engenharia Química

E-mail para contato: mguisoni@gmail.com

RESUMO – O sangue é uma suspensão constituída por uma fase aquosa contínua (plasma) contendo sais, açúcares, proteínas e uma fase de particulados que incluem os eritrócitos (glóbulos vermelhos), leucócitos (glóbulos brancos do sangue) e plaquetas. O plasma é um fluido newtoniano, com uma viscosidade entre 1,16 e 1,35 cP a 37°C. O sangue apresenta um comportamento não-newtoniano. No trabalho é descrita a fenomenologia do escoamento do sangue. A tensão aplicada é modelada com o uso da lei de Potência. A viscosidade aparente do sangue foi obtida pela aplicação de modelo que considera os nutrientes. Efetuando-se um balanço de forças na aorta, obtém-se a tensão na parede. Da literatura a vazão de sangue pela aorta é de 5 L/min, isso possibilita o cálculo da tensão na parede igual a 326 Pa. Do balanço de forças calcula-se a perda de pressão na aorta em 2608 Pa, a velocidade máxima do sangue no centro da aorta, 0,75 m/s e o gradiente de velocidade em 60 s⁻¹. Segue-se o cálculo da viscosidade aparente do sangue igual a 5,43 mPa.s. Mostra-se no trabalho que ao aumentar a velocidade devido a uma diminuição do diâmetro da aorta, a viscosidade aparente irá diminuir assim como a tensão na parede, minimizando as influências físicas sobre a artéria aorta. Este trabalho indica, fenomenologicamente, o comportamento do sangue ao escoar pela aorta e serve de subsídio para explicar, o porquê na ocorrência de obstruções parciais, a influência nas paredes é amenizada.

1. INTRODUÇÃO

Jean Leonard Marie Poiseuille (1797 - 1869) foi um físico e fisiologista francês, natural de Paris. Estudou durante um ano na *École Polytechnique*, em Paris e em 1828 com um trabalho denominado *Recherches sur la vigueur du coeur aortique* recebeu o grau D.Sc. Gotthilf Heinrich Ludwig Hagen (1797 – 1884), natural de Königsberg, Alemanha; o qual atuou como físico e engenheiro hidráulico, em 1839, publica um artigo sobre o escoamento de água em tubos cilíndricos, cujos resultados eram parecidos com os de Poiseuille, embora estes fossem mais extensos e acurados. Poiseuille queria estabelecer uma relação funcional entre quatro variáveis: a taxa de escoamento volumétrico de água destilada em um tubo; a diferença de pressão no tubo; o comprimento e o diâmetro do tubo (Sutera e Skalak, 1993).

Do trabalho desses pesquisadores, originou-se uma expressão matemática para mensurar a taxa volumétrica de escoamento em regime laminar de fluidos em tubos circulares conhecida como equação de Hagen-Poiseuille (Equação 1). O regime laminar se caracteriza pela não mistura das camadas do fluido em escoamento (Bird *et al.*, 2002). A equação de

Hagen-Poiseuille, Equação 1, válida para o regime laminar, é usada para quantificar a vazão do fluido em escoamento em um tubo (Fraíha *et al.*, 2010).

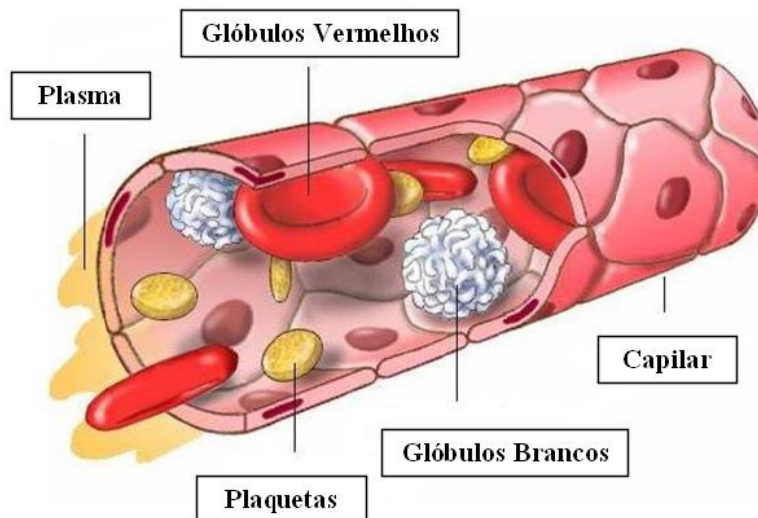
$$Q = \frac{\pi \cdot \Delta P \cdot R^4}{8 \cdot \mu \cdot L} \quad (1)$$

sendo: Q a vazão (m^3/s); ΔP a perda de pressão (Pa); R o raio (m); L o comprimento (m); μ a viscosidade (Pa.s).

2. FLUÍDOS NÃO NEWTONIANOS: REOLOGIA DO SANGUE

O sangue é uma suspensão constituída por uma fase aquosa contínua (plasma) contendo sais, açúcares, proteínas e uma fase discreta, que incluem os eritrócitos (glóbulos vermelhos), que constituem a vasta maioria (mais de 99,5%) dos particulados, leucócitos (glóbulos brancos do sangue) e plaquetas. O plasma é um fluido Newtoniano, com uma viscosidade entre 1,16 e 1,35 cP a 37°C. Ao contrário do plasma, o sangue tem um comportamento não-newtoniano, principalmente devido à presença de glóbulos vermelhos, conforme mostra a Figura 1.

Figura 1 – Representação esquemática do sangue e seus constituintes



3. MATERIAL E MÉTODOS

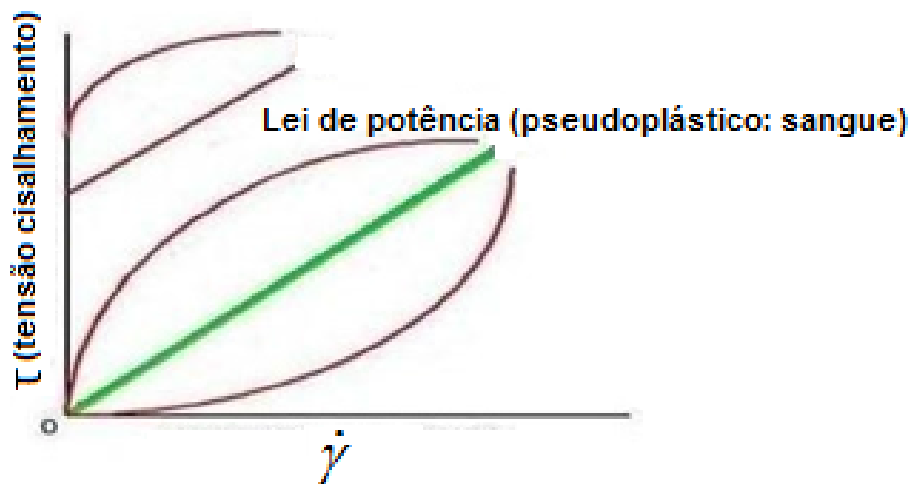
A tensão aplicada ao sangue em escoamento modelada com lei da Potência (Equação 2).

$$\tau = k \cdot \left(\frac{dv}{dr} \right)^n \quad (2)$$

τ é a tensão aplicada; k o fator de consistência e n o fator de comportamento do sangue.

O comportamento dos fluidos é pode ser destacado conforme mostra a Figura 2, destacando-se a curva da Lei de Potência (acima da linha verde, fluido newtoniano) que rege o comportamento do sangue (pseudoplástico).

Figura 2 – Comportamento de fluidos não-newtonianos (a reta verde consiste no comportamento newtoniano)



Sendo: $\dot{\gamma} = dv/dr$ a derivada da velocidade do sangue em relação à posição radial.

(Skelland, 1967), mostra que a a viscosidade aparente é quantificada pela Equação (3).

$$\mu_{aparente} = k\dot{\gamma}^{n-1} \quad (3)$$

Conforme mostrado por Santos (2009), os fatores de comportamento do fluido e de consistência podem ser correlacionados de acordo com as Equações (4), (5) e (6), o que possibilita o cálculo da viscosidade aparente em mPa.s.

$$k = c_1 e^{c_2 h} \quad (4)$$

$$n = c_3 \cdot h \quad (5)$$

$$c_1 = c_1^* e^{(c_4 \cdot P/h^2)} \quad (6)$$

Sendo: $C_1^* = 0,00797 \text{ (Pa} \cdot \text{s)}^n$; $C_2 = 17,167$; $C_3 = 0,651$; $C_4 = 0,00795 \text{ (Pa} \cdot \text{s)}^n$

P consiste na diferença da proteína total no sangue menos a albumina, na situação normal igual a 0,0325 e h refere-se ao hematócrito, ou seja, a porcentagem total de hemácias em relação ao plasma, sendo seu valor médio de 45%.

3.1. Tensão na Parede dos Vasos e Esquema do Coração

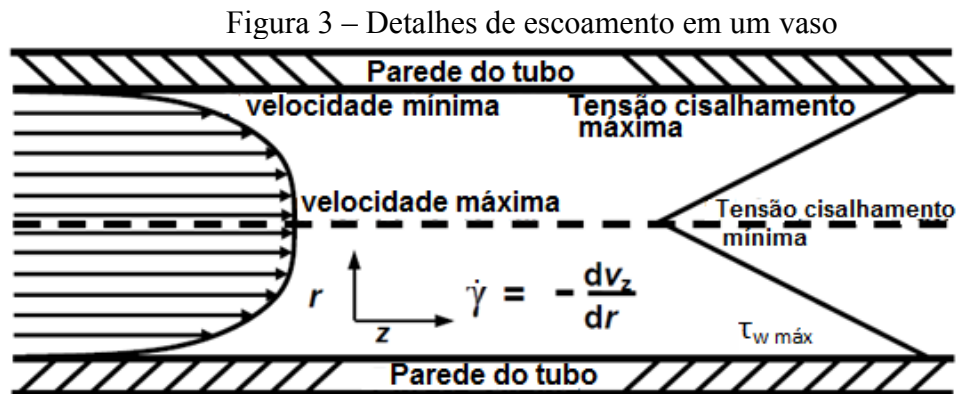
Efetuada-se um balanço de forças em um vaso sanguíneo, obtém-se a tensão na parede em função da perda de pressão por atrito (ΔP_f), conforme a Equação 7.

$$\tau_w = \frac{D \cdot \Delta P_f}{4 \cdot L} \quad (7)$$

A velocidade em uma posição radial no vaso sanguíneo é quantificada pela Equação 8.

$$v = \left[\frac{\Delta P_f}{2 \cdot k \cdot L} \right]^{1/n} \cdot \frac{n}{n+1} \left[R^{\frac{n+1}{n}} - r^{\frac{n+1}{n}} \right] \quad (8)$$

Sendo: L e R o comprimento e o raio do vaso; r consiste na distância do centro do vaso até um ponto genérico (ver a Figura 3).

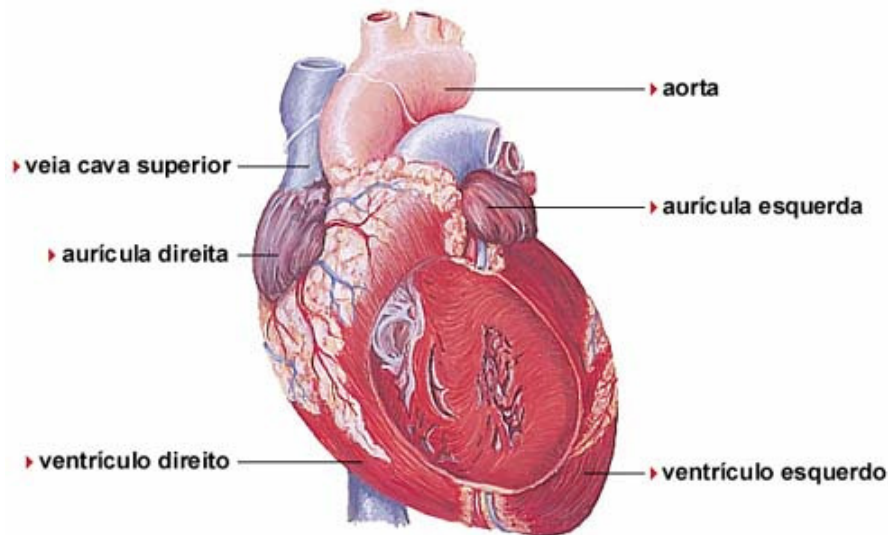


A vazão do fluido não-newtoniano que segue o modelo da Potência é quantificada pela Equação (9).

$$\frac{Q}{\pi \cdot R^3} = \frac{n}{3 \cdot n + 1} \left(\frac{\tau_w}{k} \right)^{1/n} \quad (9)$$

A Figura 4 situa a aorta no coração a qual possui comprimento e diâmetros médios de 0,05 e 0,025 m, respectivamente.

Figura 4 – Representação esquemática dos principais orifícios do coração



4. RESULTADOS E DISCUSSÃO

A viscosidade do sangue pode ser então determinada utilizando o valor padrão de vazão do sangue pela artéria aorta de 5 L/min. Ao utilizar as Equações (4), (5) e (6), obtém-se: $n = 0,70705$ e $k = 18,035 \text{ Pa} \cdot \text{s}^{0.70705}$.

Utilizando-se a Equação 9, obtém-se o valor para a tensão na parede da artéria aorta, sendo $\tau_w = 326 \text{ Pa}$.

Do balanço de forças calcula-se a perda de pressão na aorta pela Equação 7 como sendo:

$\Delta P = 2608 \text{ Pa}$. A velocidade do sangue no centro da aorta pode ser determinada pela Equação 8, como: $u_{m\acute{a}x} = 0,75 \text{ m/s}$. Portanto, o gradiente de velocidade entre o centro e a parede da artéria pode ser calculado, considerando o fato que para $r = R$ (raio da aorta) a velocidade do sangue é nula.

$$\frac{du}{dr} = \frac{0 - u_{m\acute{a}x}}{0,0125 - 0} = -60 \text{ s}^{-1}$$

A Equação 3 possibilita o cálculo da viscosidade aparente:

$$\mu_{\text{aparente}} = 18,0035 \cdot 60^{0,70705-1} = 5,43 \text{ mPa} \cdot \text{s}$$

Efetuada-se uma simulação, se a velocidade no centro do vaso aumentar devido a uma diminuição do diâmetro, por problemas de depósitos ou alterações nas paredes (ver a Figura 5), como redução em 10% do diâmetro do vaso, obtém-se com procedimento similar ao anterior: $\tau_w = 427 Pa$.

Figura 5 – Vaso sanguíneo parcialmente obstruído



A Equação 8 possibilita obter: $u_{máximo} = 0,97 m/s$, e o uso da Equação 3 é possibilita o cálculo da viscosidade aparente do sangue para a situação simulada, sendo: $\mu_{aparente} = 4,90 mPa \cdot s$. Portanto: A viscosidade aparente irá diminuir, minimizando o efeito do aumento da tensão na parede do vaso sanguíneo.

5. CONCLUSÕES

Este trabalho indica, fenomenologicamente, o comportamento do sangue ao escoar pela aorta e serve de subsídio para explicar, o porquê na ocorrência de obstruções parciais, a influência no escoamento é minimizada devido à diminuição da viscosidade do sangue ao aumentar a tensão de cisalhamento. A viscosidade do sangue variou de 5,43 mPa.s para 4,90 mPa.s na ocorrência de 10% de obstrução do diâmetro do vaso.

6. REFERÊNCIAS

- BIRD, R.B., STEWART, W. E, e LIGHTFOOT, E .N. Fenômenos de Transporte, 2ª edição, Rio de Janeiro: LTC, 2004. 838 p.
- FRAIHA, M., BIAGI, J. D., FERRAZ, A. C. O., SVERZUT, C. Projeto e construção de reômetro capilar para caracterização de alimentos para animais. 1998 Fraiha et al. *Ciência Rural*, v.40, n.9, set, 2010. *Ciência Rural*, v.40, n.9, p.1998-2004, 2010.
- SANTOS, N. A. A. Estudo da reologia de fluidos análogos ao sangue. Porto: Universidade do Porto. Fundação para a Ciência e Tecnologia (FCT), 2009. 85 p.
- SKELLAND, A. H. P. Non-newtonian flow and heat transfer. New York: John Wiley. 1967. 469 p.
- SUTERA, S. P.; SKALAK, R. The history of Poiseuille's law. *Annu. Rev. Fluid Mech.*, v. 25, p. 1-19, 1993.