

Avaliação reológica do escoamento do sangue**Rheological evaluation of blood flow**

Recebimento dos originais: 08/02/2019

Aceitação para publicação: 07/03/2019

Matheus Guisoni Pereira

Médico pela Faculdade de Medicina da Universidade Federal de Uberlândia
Universidade Federal de Uberlândia
Av. Amazonas, S/N - Campus Umuarama – Uberlândia – MG, Brasil
E-mail: mguisoni@gmail.com

José Roberto Delalibera Finzer

Doutor em Engenharia de Alimentos pela Universidade Estadual de Campinas
Universidade de Uberaba
Av. Nenê Sabino, 1801 - Bairro Universitário, Uberaba – MG, Brasil
E-mail: jrdfinzer@pq.cnpq.br

Ricardo Amâncio Malagoni

Doutor em Engenharia Química pela Universidade Federal de Uberlândia
Universidade Federal de Uberlândia
Av. João Naves de Ávila, 2121- Campus Santa Mônica, Uberlândia – MG, Brasil
E-mail: malagoni@ufu.br

RESUMO

O sangue consiste em suspensão constituída pelo plasma, uma fase aquosa contínua contendo sais, açúcar e proteínas e uma fase discreta, que inclui os eritrócitos, leucócitos e plaquetas. O plasma comporta-se como um fluido newtoniano, e o sangue como não-newtoniano. O trabalho tem o objetivo de descrever a fenomenologia do escoamento do sangue pela artéria aorta. Na modelagem inclui-se a presença de proteínas no sangue sendo quantificado o fator de consistência e o fator de comportamento do sangue. Efetuando-se um balanço de forças em um vaso sanguíneo, obtém-se a tensão na parede em função da perda de pressão que possibilita obter a velocidade em uma posição radial do vaso sanguíneo e a vazão do sangue. O perfil de velocidade é obtido e efetuado ajuste a uma equação. A viscosidade aparente é quantificada em 10,4 mPas. Descreve-se que se a velocidade no centro do vaso aumentar devido a uma diminuição do diâmetro por problemas de depósitos, a viscosidade aparente irá diminuir assim com a tensão na parede, e o efeito na aorta é minimizado. O trabalho explica o porquê na ocorrência de obstruções parciais, a influência nas paredes é amenizada.

Palavras chave: Lei da potência, Escoamento na aorta, Reologia do sangue.

ABSTRACT

Blood consists of plasma suspension, a continuous aqueous phase containing salts, sugar and proteins and a discrete phase, which includes erythrocytes, leukocytes and platelets. Plasma behaves as a Newtonian fluid, and blood as non-Newtonian. The aim of this work is to describe the phenomenology of blood flow through the aortic artery. The modeling

includes the presence of proteins in the blood and the consistency factor and blood behavior factor are quantified. By effecting a balance of forces in a blood vessel, the tension in the wall is obtained as a function of the loss of pressure which makes it possible to obtain the velocity at a radial position of the blood vessel and the flow of the blood. The velocity profile is obtained and adjusted to an equation. The apparent viscosity is quantified at 10.4 mPas. If the velocity in the center of the vessel increases due to a decrease in diameter due to deposits problems, the apparent viscosity will thus decrease with the tension in the wall, and the effect on the aorta is minimized. The work explains that in the occurrence of partial obstructions, the influence on the walls is softened.

Key words:Power law, Aortic flow, Blood rheology.

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 viscosité du sang et de l'eau, 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).

Fenomenologicamente para viscosidade e densidades constantes a equação do movimento consiste na equação de Navier-Stokes (Equação 1), a qual indica que um elemento de volume, movendo-se com um fluido, é acelerado devido às forças que atuam sobre o mesmo (Bird *et al.*, 2002). A equação representa que a massa por unidade de volume vezes aceleração é igual às forças de pressão, viscosas e a gravitacional, todas por unidade de volume.

$$\rho \frac{D\mathbf{v}}{Dt} = -\nabla p - [\nabla \cdot \boldsymbol{\tau}] + \rho \mathbf{g}$$

(1)

Do trabalho dos pesquisadores citados, com base fenomenológica na Equação (1) 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 2), quando a energia potencial é desprezível (Fraiha *et al.*, 2010). Na equação, \mathbf{v} é o vetor velocidade do elemento de fluido; p é a pressão; $\boldsymbol{\tau}$ é o tensor tensão, ρ é a densidade do fluido e \mathbf{g} a aceleração da gravidade. O regime laminar se caracteriza pela não mistura das camadas do fluido em escoamento (Bird *et al.*, 2002).

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

(2)

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

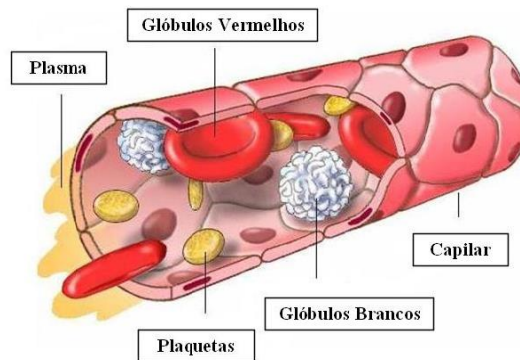


Figura 1 –Representação esquemática do sangue e seus constituintes.

3 MATERIAL E MÉTODOS

A tensão aplicada ao sangue em escoamento modelada com uso da lei da Potência conforme a Equação 3.

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

(3)

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

O comportamento dos fluidos é apresentado na Figura 2, destacando-se a curva da lei de Potência (acima da linha de cor verde, fluido newtoniano) que rege o comportamento do sangue (pseudoplástico). Sendo: $\dot{\gamma} = dv/dt$ a derivada da velocidade do sangue em relação à posição radial.

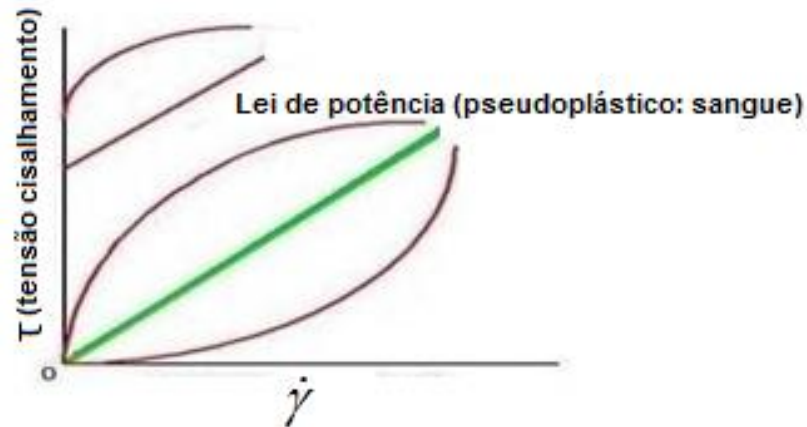


Figura 2 – Comportamento de fluidos não-newtonianos (a reta de cor verde consiste no comportamento newtoniano).

Skelland (1967) mostra que a viscosidade aparente é quantificada pela Equação 4.

$$\mu_{aparente} = k\dot{\gamma}^{n-1} \quad (4)$$

Conforme mostrado por Santos (2009), os fatores de comportamento do fluido e de consistência podem ser correlacionados de acordo com as Equações (5), (6) e (7), o que possibilita o cálculo da viscosidade aparente em mPa·s.

$$k = c_1 e^{c_2 h} \quad (5)$$

$$n = c_3 \cdot h \quad (6)$$

$$c_1 = c_1^* e^{(c_4 \cdot P/h^2)} \quad (7)$$

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

Efetuando-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 8.

$$\tau_w = \frac{D \cdot \Delta P_f}{4 \cdot L} \quad (8)$$

A velocidade em uma posição radial no vaso sanguíneo é quantificada pela Equação 9.

$$v = \left[\frac{\Delta P_f}{2 \cdot k \cdot L} \right]^{1/n} \cdot \frac{n}{n+1} \left[R^{\frac{n+1}{n}} - r^{\frac{n+1}{n}} \right] \quad (9)$$

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

A vazão do fluido não-newtoniano que segue o modelo da Potência é quantificada pela Equação (10).

$$\frac{Q}{\pi \cdot R^3} = \frac{n}{3 \cdot n + 1} \left(\frac{\tau_w}{k} \right)^{1/n} \quad (10)$$

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

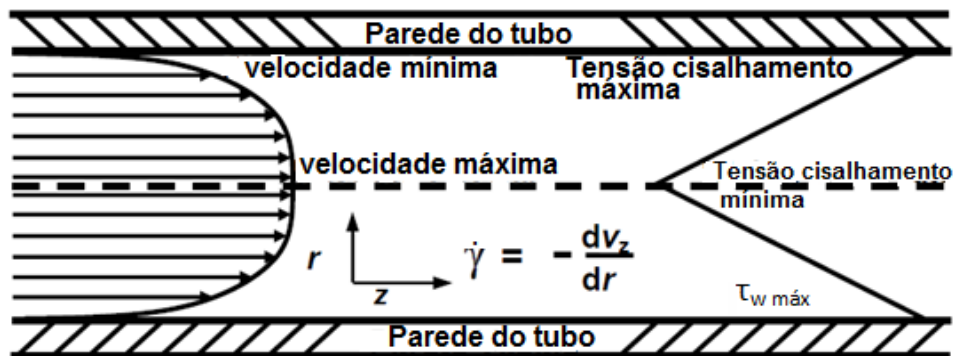


Figura 3 – Detalhes de escoamento em um vaso.

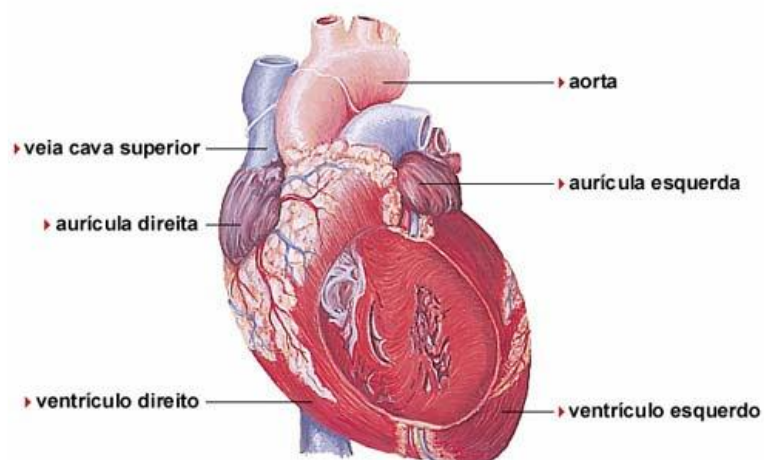


Figura 4 – Representação esquemática dos principais orifícios do coração.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

A viscosidade do sangue pode ser determinada utilizando o valor padrão de vazão do sangue pela artéria aorta de 5 L/min. Ao utilizar as Equações (5) a (7), obtém-se: $n = 0,70705$ e $k = 18,035 \text{ Pa}\cdot\text{s}^{0.70705}$.

Utilizando-se a Equação 10, 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 8, em que $\Delta P = 2608 \text{ Pa}$. A velocidade do sangue no centro da aorta pode ser determinada pela Equação 9, como: $v_{\text{máx}} = 0,75 \text{ m/s}$. 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, admitindo comportamento linear.

$$\frac{dv}{dr} = \frac{0 - v_{\text{máx}}}{0,0125 - 0} = -60 \text{ s}^{-1}$$

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 Figura 5), como redução em 10% do diâmetro do vaso, obtém-se com procedimento similar ao anterior:

$$\tau_w = 427 \text{ Pa}.$$



Figura 5 – Vaso sanguíneo parcialmente obstruído.

A Equação 9 possibilita obter: $v_{\text{máximo}} = 0,97 \text{ m/s}$, e o uso da Equação 4 possibilita o cálculo da viscosidade aparente do sangue para a situação simulada, sendo: $\mu_{\text{aparente}} = 4,90 \text{ mPa}\cdot\text{s}$. Portanto: A viscosidade aparente irá diminuir, minimizando o efeito do aumento da tensão na parede do vaso sanguíneo.

4.1 TRATAMENTO MATEMÁTICO DOS DADOS

Na seção anterior, a avaliação da tensão na parede foi efetuada considerando uma aproximação para a tangente à curva de escoamento do sangue na aorta. Contudo, o correto é obter a equação da velocidade de escoamento em função do raio e calcular o coeficiente angular

para a parede da aorta.

Então, utilizando a Equação 9 para a posição radial a 25% da parede do tubo, tem-se: $R = 0,00625$ m, e pode-se obter a velocidade do sangue naquela posição radial.

$$u = \left[\frac{2608}{2 \cdot 18,0035 \cdot 0,05} \right]^{1/0,70705} \cdot \frac{0,70705}{1,70705} \left[0,125^{\frac{1,70705}{0,70705}} - 0,00625^{\frac{1,70705}{0,70705}} \right] = 0,25 \text{ m/s}$$

Os resultados da velocidade em função da posição radial são mostrados na Tabela 1.

Tabela 1 – Perfil de velocidade do sangue no segmento de aorta.

Velocidade do sangue, v (m/s)	0	0,25	0,75	0,25	0
Posição radial, r (m)	-0,0125	-0,00625	0	0,00625	0,0125

O perfil de velocidade do sangue no segmento de aorta é mostrado na Figura 6.

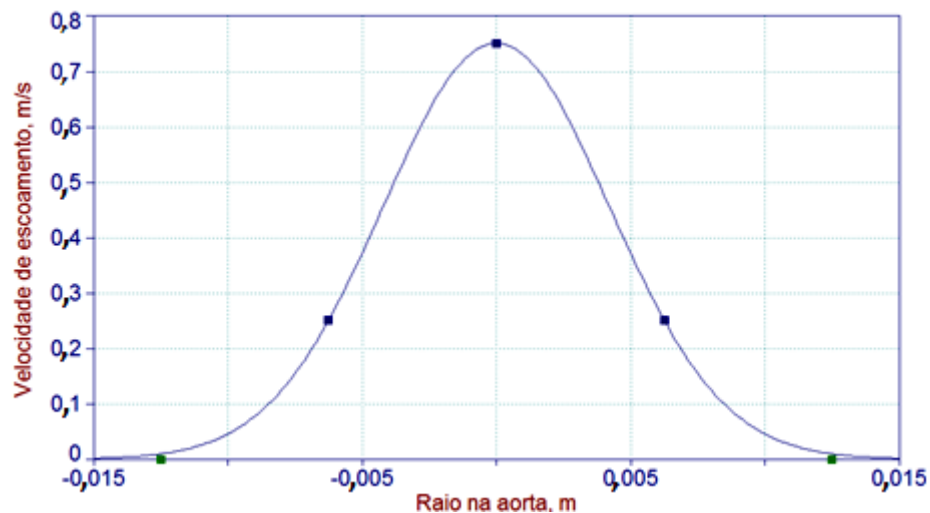


Figura 6 – Perfil de velocidade do sangue escoando no segmento de aorta.

O ajuste de uma equação matemática aos pontos do perfil de velocidade gerou a Equação 11.

$$\ln v = -0,2877 - 28124 r^2 \quad (11)$$

Para obtenção da viscosidade aparente do sangue, necessita-se da grandeza do coeficiente angular da curva em $r = 0$, ou seja, $\dot{\gamma}$. Portanto, segundo Abramowitz e Stegun (1972):

$$\frac{d}{dr}(e^u) = e^u \left(\frac{u}{e} \cdot \frac{de}{dr} + \ln e \cdot \frac{du}{dr} \right) \quad \text{e} \quad \frac{d}{dr}(e^u) \Big|_{r=R} = e^{a+b \cdot R^2} \ln e \cdot 2R \cdot b$$

$$\text{Substituindo os valores: } \frac{d}{dr}(e^u) \Big|_{r=R} = e^{-0,2877-281240,0125^2} \ln e \cdot 2 \cdot (-0,0125) \cdot (-28124) = 6,54$$

Substituindo na Equação (10):

$$\mu_{\text{aparente}} = k\dot{\gamma}^{n-1} = 18,0035 \cdot (6,54)^{-0,293} = 10,4 \text{ mPas}$$

A qual é 1,9 vezes maior do que a viscosidade aparente calculada com a sistemática simplificada na Seção 4.

5 CONCLUSÃO

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 aparente do sangue variou de 5,43 mPa.s para 4,90 mPa.s na ocorrência de 10% de obstrução do diâmetro do vaso, conforme tratamento simplificado. Ao utilizar o perfil de velocidade verdadeiro verifica-se que a viscosidade aparente é 1,9 vezes maior do que a viscosidade aparente calculada com a sistemática simplificada.

REFERÊNCIAS

- ABRAMOWITZ, M.; STEGUN, I. Handbook of mathematical functions. New York: Dover Publications. 1964. 1046 p.
- 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. *Ciência Rural*, v.40, n.9, p.1998-2004, 2010.

Brazilian Journal of Development

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.