

# Impacto das Propriedades Reológicas na Hemodinâmica Cardiovascular

Pedro R. De Carvalho<sup>1</sup> Rodolfo D. L. Sobral<sup>2</sup> Vinícius R. D. S. D. S. Brito<sup>3</sup>  
CEFET-RJ, Nova Iguaçu, RJ

A cardiomiopatia hipertrófica obstrutiva (HOCM) é uma condição cardíaca caracterizada pelo espessamento anormal do miocárdio, a camada média das paredes do coração. Essa hipertrofia ocorre predominantemente na região do septo interventricular, levando à obstrução do trato de saída do ventrículo esquerdo (LVOT) [1]. Essa obstrução altera a hemodinâmica cardíaca, elevando o gradiente de pressão, promovendo turbulências no fluxo sanguíneo e aumentando a sobrecarga do coração, o que pode levar a sintomas como dispneia, dor torácica, síncope e arritmias. O diagnóstico da HOCM é realizado por meio de exames de imagem, como ecocardiografia Doppler, ressonância magnética cardíaca e tomografia computadorizada (*Cardiac Computed Tomography Angiography* - CCTA) [1].

A dinâmica dos fluidos computacional (CFD) tem sido amplamente utilizada para modelar o escoamento sanguíneo em condições fisiológicas e patológicas. Estudos anteriores utilizaram o OpenFOAM para simulações numéricas, adotando um modelo newtoniano para o sangue sob um regime incompressível e permanente, com as equações de Navier-Stokes resolvidas pelo método de turbulência (*Reynolds-Averaged Navier-Stokes* - RANS) para a análise do escoamento em pacientes com HOCM [1]. No entanto, o sangue apresenta um comportamento não newtoniano devido à sua composição celular, tornando o uso de modelos reológicos mais complexos uma abordagem mais realista para análises [2].

Neste estudo, propõe-se a substituição do modelo newtoniano utilizado no trabalho de referência pelo modelo de Casson, que é mais adequado para descrever o escoamento sanguíneo em baixas taxas de cisalhamento, uma vez que incorpora a interação entre glóbulos vermelhos e o plasma, permitindo a variação da viscosidade em função da taxa de deformação [1, 3].

O objetivo é avaliar o impacto dessa modelagem alternativa nos resultados da simulação e compará-los com os obtidos no estudo de referência, analisando-se a inclusão da variação das propriedades reológicas, como a viscosidade do sangue, influencia significativamente parâmetros como o gradiente de pressão, perfis de velocidade e tensões de cisalhamento na parede.

O regime de escoamento é governado pelas equações de conservação da quantidade de movimento linear (QML) e da conservação da massa [4]. A equação da QML pode ser expressa por:

$$\rho \frac{\partial \mathbf{u}}{\partial t} + \rho(\mathbf{u} \cdot \nabla) \mathbf{u} - \nabla \cdot \mathbf{T} = \rho \mathbf{f}. \quad (1)$$

Nesta equação (1),  $\rho$  representa a massa específica do fluido, enquanto  $\mathbf{u}$  é o vetor velocidade. O termo  $\frac{\partial \mathbf{u}}{\partial t}$  refere-se à variação temporal da velocidade, considerando um ponto fixo no espaço. O termo convectivo  $(\mathbf{u} \cdot \nabla) \mathbf{u}$  expressa a variação da velocidade associada ao próprio movimento do fluido. O termo  $\nabla \cdot \mathbf{T}$  representa a divergência do tensor de tensões, que inclui tanto as tensões

---

<sup>1</sup>pedro.carvalho.1@aluno.cefet-rj.br

<sup>2</sup>rodolfo.sobral@cefet-rj.br

<sup>3</sup>vinicius.brito@cefet-rj.br

viscosas quanto a pressão atuante no fluido. O termo  $\rho \mathbf{f}$  corresponde às forças externas atuantes sobre o fluido, como a gravidade e as forças eletromagnéticas.

A equação da continuidade, que garante a conservação da massa para um fluido, é expressa por:

$$\frac{D\rho}{Dt} + \rho \nabla \cdot \mathbf{u} = 0. \quad (2)$$

Na equação (2),  $\frac{D\rho}{Dt}$  representa a derivada material da massa específica, descrevendo sua variação ao longo do tempo para uma partícula fluida. O termo  $\nabla \cdot \mathbf{u}$  refere-se à divergência do campo de velocidades, indicando a taxa de expansão ou compressão do fluido em um determinado ponto.

A viscosidade do sangue será modelada pelo modelo de Casson, que define a tensão de cisalhamento como:

$$\tau^{1/2} = \tau_y^{1/2} + (\eta \dot{\gamma})^{1/2}, \quad \text{para } \tau > \tau_y. \quad (3)$$

Onde  $\tau_y$  representa a tensão limite,  $\eta$  é a viscosidade plástica e  $\dot{\gamma}$  é a taxa de deformação de cisalhamento. O modelo da equação (3) permite capturar o comportamento reológico do sangue, que apresenta uma viscosidade efetiva variável conforme a taxa de cisalhamento [3].

A modelagem geométrica será realizada no Autodesk Inventor, garantindo a fidelidade anatômica ao problema estudado. A discretização da malha será desenvolvida no ANSYS Mesh, permitindo um refinamento adequado das regiões críticas do escoamento. Por fim, as simulações numéricas serão conduzidas no OpenFOAM, um software baseado no método dos volumes finitos.

Os resultados obtidos permitirão avaliar se a modelagem não newtoniana afeta significativamente os parâmetros hemodinâmicos, contribuindo para a melhoria das simulações de fluxo sanguíneo e aplicações médicas na detecção e tratamento da HOCM.

## Agradecimentos

Agradeço aos meus professores orientadores, Rodolfo do Lago Sobral e Vinícius Ribeiro dos Santos de Sá Brito, pelo apoio e orientação ao longo deste extenso estudo.

## Referências

- [1] Q. Hou, W. Wu, L. Fang, X. Zhang, C. Sun, L. Ji, M. Yang, Z. Lei, F. Gao, J. Wang, M. Xie e S. Chen. “Patient-specific computational fluid dynamics for hypertrophic obstructive cardiomyopathy”. Em: **International Journal of Cardiology** 389 (2023), pp. 131263–131263. DOI: 10.1016/j.ijcard.2023.131263.
- [2] P. K. Kundu, I. M. Cohen e D. R. Dowling. **Fluid Mechanics**. 6<sup>a</sup> ed. Waltham, MA: Academic Press, 2015, e2–e73. ISBN: 978-0-12-405935-1.
- [3] E. Michaelides, C. T. Crowe e J. D Schwarzkopf. **Multiphase flow handbook**. Boca Raton, FL: CRC Press, 2016, pp. 887–953. ISBN: 1498701000.
- [4] A. Quarteroni e L. Formaggia. “Mathematical Modelling and Numerical Simulation of the Cardiovascular System”. Em: **Computational Models for the Human Body**. Vol. 12. Handbook of Numerical Analysis. Amsterdam: Elsevier, 2004, pp. 57–125. DOI: 10.1016/S1570-8659(03)12001-7.