

# ANÁLISE PRELIMINAR EM CFD PARA A HEMODINÂMICA DA ARTÉRIA CARÓTIDA COM ATEROSCLEROSE

**SODRÉ, Fernanda de Carvalho**<sup>1</sup>; SANTOS, Alex Álisson Bandeira<sup>2</sup>;

<sup>1</sup>Iniciação Científica, Estudante de Engenharia Mecânica, SENAI CIMATEC.

<sup>2</sup>Engenheiro Mecânico, Doutor em Energia e Ambiente, SENAI CIMATEC, Salvador, Bahia, nandacsodre@gmail.com

## RESUMO

O CFD (Computational Fluid Dynamics) vem sendo aplicado a sistemas biológicos, principalmente no estudo do fluxo sanguíneo. Esse conjunto de métodos numéricos está sendo aplicado a hemodinâmica com a finalidade de auxiliar em diagnósticos, tratamentos e até previsão e prevenção de doenças cardiovasculares. Esse artigo apresenta uma análise preliminar em 2D sobre aplicação do CFD na hemodinâmica na artéria carótida com aterosclerose, a fim de comparar os modelos de fluxo sanguíneo: newtoniano e não-newtoniano. Com a utilização do ANSYS CFX 19.1, foi possível obter resultados com modelos preliminares a fim de auxiliar na obtenção de dados para modelagens futuras.

**PALAVRAS-CHAVE:** Fluxo sanguíneo; CFD; aterosclerose.

## 1. INTRODUÇÃO

As doenças cardíacas são as maiores causas de mortalidade no mundo (Roy, 2017).<sup>1</sup> Entre elas, é previsto que até 2020, a aterosclerose se torne a principal origem a essas doenças (FAUCI, 2008).<sup>2</sup> Conforme Silva (2015),<sup>3</sup> a aterosclerose é resultado do depósito e acúmulo de substâncias ricas em gordura, que formam as placas de ateromas que se acumulam nas paredes das artérias, limitando o fluxo sanguíneo. Segundo Birchall (2006),<sup>4</sup> a aterosclerose afeta preferencialmente regiões de complexa hemodinâmica, como bifurcações arteriais, geralmente em áreas de baixa tensão de cisalhamento. A tensão de cisalhamento nas paredes dos vasos é um dos diversos fatores hemodinâmicos que estão relacionados com o desenvolvimento da doença (CHEN, 2006).<sup>5</sup> Devido a isso, a identificação desses fatores poderia permitir a detecção precoce e até prevenção da doença (CHAICHANA, 2011),<sup>6</sup> bem como avaliar a severidade da estenose (HENRIQUES 2015).<sup>7</sup>

A Fluidodinâmica Computacional pode contribuir para esse estudo através do entendimento dos fenômenos que ocorrem durante o escoamento sanguíneo, podendo atuar no diagnóstico e prevenção de doenças cardiovasculares, na identificação das propriedades hemodinâmicas, análise das doenças já avançadas, planejamento cirúrgico, e ainda no desenvolvimento de dispositivos médicos. Assim, as simulações computacionais da aterosclerose podem auxiliar na determinação e análise desses fatores, colaborando com o tratamento e prevenção da doença.

Entre os fatores hemodinâmicos, está a viscosidade do fluxo sanguíneo. A viscosidade do sangue pode variar seu comportamento de acordo com a tensão de cisalhamento aplicada. Segundo Mir (2013, apud Berguer and Jou),<sup>8</sup> se a taxa de deformação é maior que  $100 \text{ s}^{-1}$  (o que acontece em grandes artérias), o sangue se comporta como um fluido newtoniano, apresentando uma viscosidade aproximadamente constante. Porém, se a taxa for menor que esse limite, sua viscosidade apresentará comportamentos não-newtonianos, o que ocorre em pequenas artérias. De acordo com BRAMBATTI (2010),<sup>9</sup> existem alguns modelos para representação do comportamento não newtoniano do fluxo sanguíneo, entre eles estão: o modelo de Casson, modelo de Carreau e o modelo de Power Law.

O objetivo deste trabalho é apresentar uma análise preliminar em 2D sobre a aplicação do CFD no fluxo sanguíneo da artéria carótida com aterosclerose. O software a ser utilizado é o ANSYS CFX 19.1. Foram feitas simulações na artéria carótida considerando o fluido newtoniano e não-newtoniano para comparar a viscosidade e o perfil de velocidade do escoamento.

## 2. METODOLOGIA

### 2.1 MODELAGEM MATEMÁTICA

A formulação matemática que descreve o escoamento do fluido analisado será desenvolvida através do método de volumes finitos pelo CFX. São elas as Equações de Navier-Stokes (Equação da Quantidade de Movimento), nas três direções (x, y, z), descritas nas eq. (1) - (3):

$$\frac{\partial(\rho u)}{\partial t} + \text{div}(\rho u \vec{u}) = -\frac{\partial p}{\partial x} + \text{div}(\mu \text{ grad } u) + S_{Mx} \quad (1)$$

$$\frac{\partial(\rho v)}{\partial t} + \text{div}(\rho v \vec{u}) = -\frac{\partial p}{\partial y} + \text{div}(\mu \text{ grad } v) + S_{My} \quad (2)$$

$$\frac{\partial(\rho w)}{\partial t} + \text{div}(\rho w \vec{u}) = -\frac{\partial p}{\partial z} + \text{div}(\mu \text{ grad } w) + S_{Mz} \quad (3)$$

E a Equação de Conservação da Massa (Continuidade), descrita na eq. (4):

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \text{div}(\rho \vec{u}) = 0 \quad (4)$$

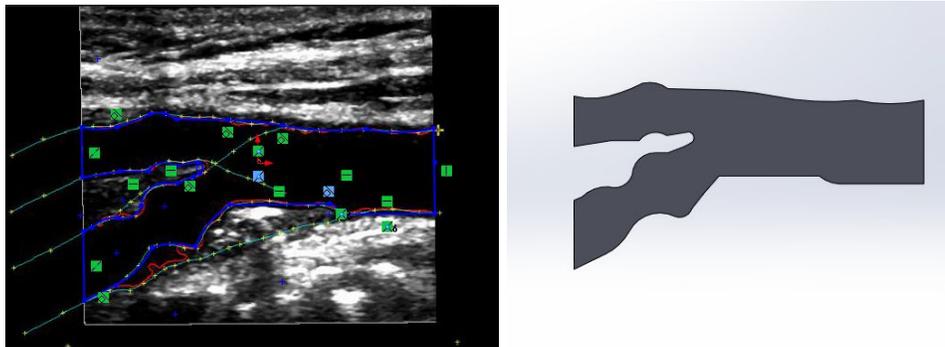
Nessas equações, p = pressão; t = tempo; x, y e z representam as três direções cartesianas; u, v e w são as velocidades nas direções x, y e z;  $\vec{u}$  é o vetor tridimensional de velocidade;  $\mu$  é a viscosidade do fluido; SMx, SMy e SMz são os termos fontes de momento nas direções descritas. Como o sangue pode ser considerado como um fluido não newtoniano, é necessário utilizar a sua viscosidade aparente nesse modelo. Assim, a equação para o modelo de Casson é descrita na equação (5) abaixo:

$$\eta(\dot{\gamma}) = \frac{\tau_0}{\dot{\gamma}} + \frac{2\sqrt{\eta(\phi)\tau_0}}{\sqrt{\dot{\gamma}}} + \eta(\phi) \quad (5)$$

Onde em que  $\tau_0$  é a tensão cisalhante limite,  $\eta(\dot{\gamma})$  é a viscosidade aparente,  $\eta(\phi)$  representa a viscosidade do sangue em altas taxas de cisalhamento.

### 2.2 CONFECÇÃO DA GEOMETRIA E MALHA

Para a escolha da geometria inicial, foram utilizadas imagens resultantes de exames Doppler de artérias com aterosclerose para a construção da geometria 3D, obtidas no estudo realizado por Silva (2015). Na imagem 1 abaixo, está a representação do exame e geometria citados.



**Imagem 1 – Construção das linhas na imagem do exame Doppler e geometria em 3D confeccionada**  
**Fonte: Própria**

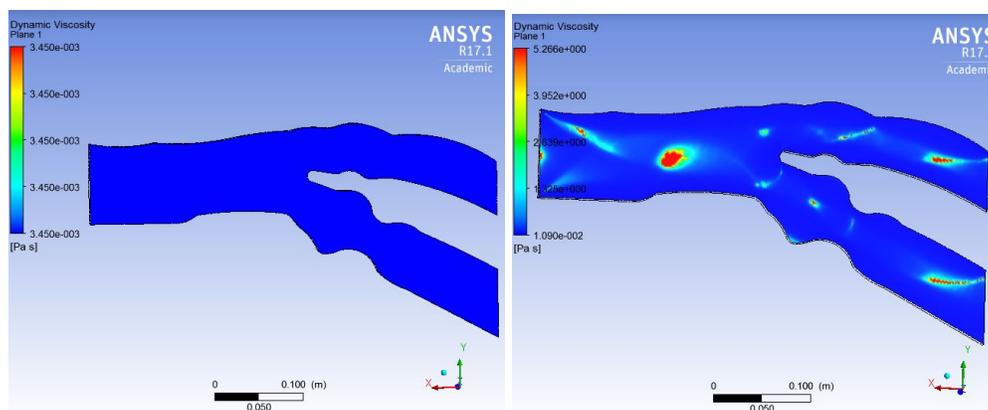
Para uma análise preliminar, a geometria 3D foi confeccionada com uma espessura muito menor em relação às outras dimensões (altura e comprimento) com a finalidade de se aproximar de um modelo em 2D, que utiliza menor tempo computacional de simulação. Esse modelo preliminar simula o escoamento do fluxo sanguíneo em um plano de uma artéria carótida com aterosclerose, não interferindo na análise dos fatores hemodinâmicos.

### 2.3 CONDIÇÕES DE CONTORNO

Foram definidas as condições de contorno como: parede, uma entrada e duas saídas, escoamento laminar, regime permanente, fluido incompressível, sem deformação dos vasos, velocidade de entrada (0,01m/s) e pressão relativa na saída (0Pa). Duas simulações foram realizadas, considerando o sangue como fluido newtoniano e não-newtoniano pelo modelo de Casson, ou seja, apenas a viscosidade foi alterada, considerando as mesmas condições de contorno para os dois casos.

### 3. RESULTADOS

Os resultados obtidos através das duas simulações possibilitaram a visualização das diferenças entre os dois modelos adotados. Através da comparação entre os modelos newtoniano e não newtoniano, (imagem 2 e 3), é perceptível que o modelo de viscosidade adotado influencia no perfil de velocidade do escoamento. Assim, nota-se que a escolha do modelo de viscosidade a ser utilizado nas simulações computacionais influencia na análise do escoamento do fluxo sanguíneo.



**Imagem 2 - Comparação entre a viscosidade newtoniana com a viscosidade não-newtoniana**

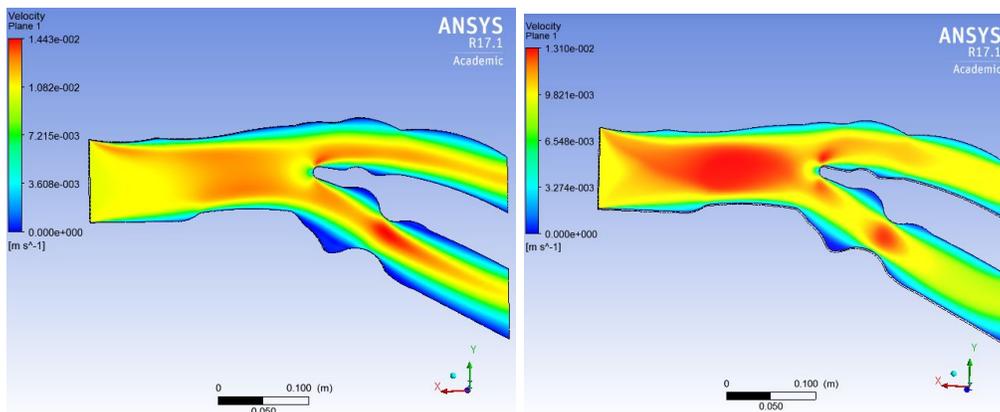


Imagem 3 - Comparação entre as velocidades obtidas nos dois modelos

#### 4. CONSIDERAÇÕES FINAIS

Torna-se evidente, portanto, que esta análise preliminar conseguiu desenvolver os primeiros modelos de simulações computacionais da hemodinâmica de artéria com aterosclerose para aquisição de informações e dados para futuras modelagens e aplicações.

#### 5. AGRADECIMENTOS

Agradecimentos ao SENAI CIMATEC e a FAPESB (Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado da Bahia) pelo apoio financeiro e tecnológico no desenvolvimento do projeto.

#### 6. REFERÊNCIAS

- <sup>1</sup>Roy, M.; Sikarwar, B. S.; Bhandwal, M.; Ranjan, P. **Modelling of Blood Flow in Stenosed Arteries**. Procedia Computer Science. 2017; 115: 821-830.
- <sup>2</sup>Fauci, A. S.; Braunwald, E.; Kasper, D.; Hauser, S. L.; Longo, D. L.; Jameson, J. L. et. al. **Harrison's Principles of Internal Medicine**. 2008. 17.a ed. New-York: McGrawHill,
- <sup>3</sup>Silva, H. J. G. **Caracterização do fluxo sanguíneo numa Bifurcação da Artéria Carótida com Estenose**. 2015. Masters dissertation for mechanical engineering - Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto;
- <sup>4</sup>Birchall, D.; Zaman, A.; Hacker, J.; Davies, G.; Mendelow, D. **Analysis of haemodynamic disturbance in the atherosclerotic carotid artery using computational fluid dynamics**. Eur Radiol. 2006; 16: 1074-1083;
- <sup>5</sup>Chen, J.; Lu, X. **Numerical investigation of the non-Newtonian pulsatile blood flow in a bifurcation model with a non-planar branch**. Journal of Biomechanics. 2006; 39: 818–832;
- <sup>6</sup>Chaichana, T.; Sun, Z.; Jewkes, J. **Computation of hemodynamics in the left coronary artery with variable angulations**. Journal of Biomechanics.
- <sup>7</sup>Henriques, H. A. M.; **CARATERIZAÇÃO DO FLUXO SANGUÍNEO DE UMA BIFURCAÇÃO DA ARTÉRIA CARÓTIDA COMUM COM ESTENOSE**. 2015. Masters dissertation for Biomedical engineering - Universidade do Porto;
- <sup>8</sup>Rabby, M. G.; Razzak, A.; Molla, Md. M. **Pulsatile Non-Newtonian Blood Flow through a Model of Arterial Stenosis**. Procedia Technology. 2013; 56: 225-231;
- <sup>9</sup>BRAMBATTI, Valdirene Morais. **Utilização da Técnica de CFD Para Simulação do Escoamento de Sangue em Artéria Humana**. 2010. Total de folhas: 107. Tese de Mestrado em Aerodinâmica, Propulsão e Energia – Instituto Tecnológico de Aeronáutica, São José dos Campos.