

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

SODRÉ, Fernanda de Carvalho¹; SANTOS, Alex Álisson Bandeira²;

¹Iniciação Científica, Estudante de Engenharia Mecânica, SENAI CIMATEC.

²Engenheiro 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).¹ Entre elas, é previsto que até 2020, a aterosclerose se torne a principal origem a essas doenças (FAUCI, 2008).² Conforme Silva (2015),³ 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),⁴ 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).⁵ Devido a isso, a identificação desses fatores poderia permitir a detecção precoce e até prevenção da doença (CHAICHANA, 2011),⁶ bem como avaliar a severidade da estenose (HENRIQUES 2015).⁷

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),⁸ se a taxa de deformação é maior que 100 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),⁹ 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; μ 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 τ_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.

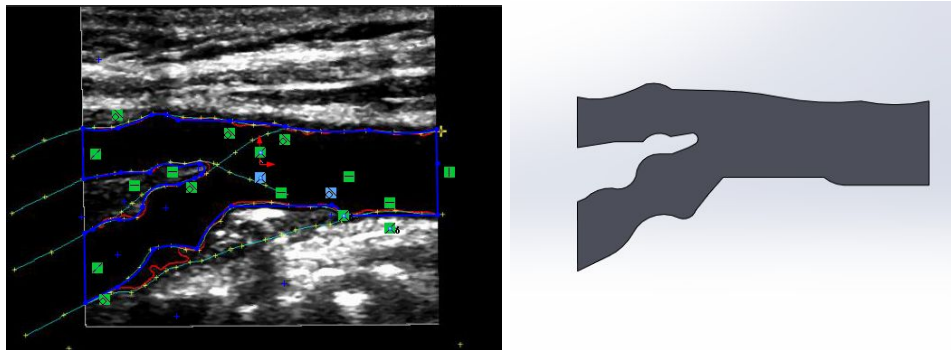


Imagem 1 – Construção das linhas na imagem do exame Doppler e geometria em 3D confeccionada
Fonte: Própria

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.

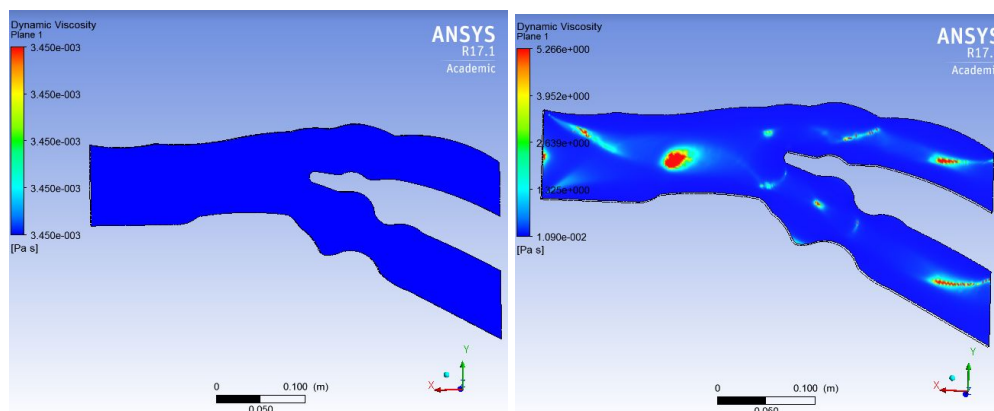


Imagem 2 - Comparação entre a viscosidade newtoniana com a viscosidade não-newtoniana

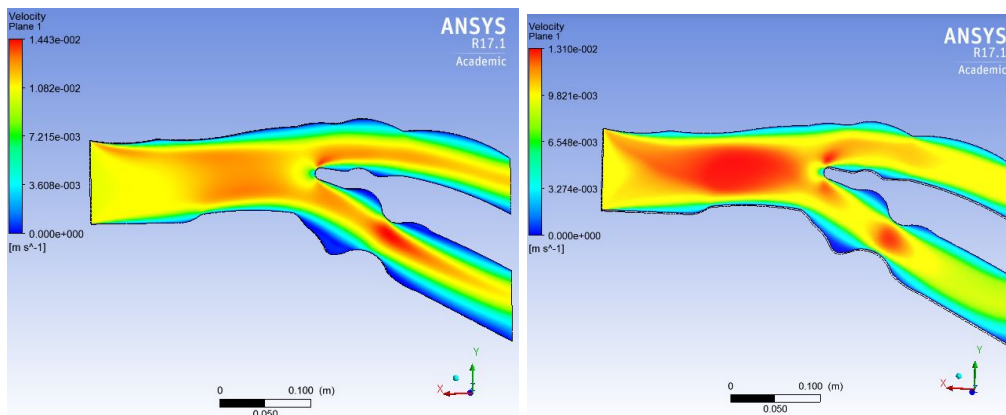


Imagem 3 - Comparação entre as velocidades obtidas nos dois modelos

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

- ¹Roy, M.; Sikarwar, B. S.; Bhandwal, M.; Ranjan, P. **Modelling of Blood Flow in Stenosed Arteries**. Procedia Computer Science. 2017; 115: 821-830.
- ²Fauci, 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,
- ³Silva, 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;
- ⁴Birchall, 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;
- ⁵Chen, 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;
- ⁶Chaichana, T.; Sun, Z.; Jewkes, J. **Computation of hemodynamics in the left coronary artery with variable angulations**. Journal of Biomechanics.
- ⁷Henriques, 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;
- ⁸Rabby, M. G.; Razzak, A.; Molla, Md. M. **Pulsatile Non-Newtonian Blood Flow through a Model of Arterial Stenosis**. Procedia Technology. 2013; 56: 225-231;
- ⁹BRAMBATTI, 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.