



ANÁLISE PRELIMINAR UTILIZANDO FLUIDODINÂMICA COMPUTACIONAL DO FLUXO SANGUÍNEO

¹ Fernanda de Carvalho Sodré (SENAI CIMATEC) - nandacsodre@gmail.com; ² Luzia Aparecida Tofaneli (SENAI CIMATEC) - luzia.tofaneli@fieb.org.br; ³ Turan Dias Oliveira (SENAI CIMATEC) - turan.oliveira@fieb.org.br; ⁴ Juliana de Oliveira Cordeiro (SENAI CIMATEC) - eng.julianacordeiro@gmail.com; ⁵ Alex Álisson Bandeira Santos (SENAI CIMATEC) - alex.santos@fieb.org.br.

Resumo: O escoamento corpóreo é responsável pelo transporte de substâncias significativas para o funcionamento do corpo humano e seu entendimento é importante para a medicina justificar algumas doenças. Com intuito de contribuir, a engenharia busca compreender os fenômenos físicos envolvidos por meio de análise fluidodinâmica. Portanto, esta pesquisa visa desenvolver um estudo preliminar de um modelo do fluxo sanguíneo através de Fluidodinâmica Computacional - Computational Fluid Dynamics (CFD). Foram utilizados dois modelos introdutórios sobre a hemodinâmica no ANSYS CFX 19.1, que diferem na viscosidade dos fluidos (modelo constante e modelo de casson). Conforme os resultados obtidos, conclui-se que a malha das simulações computacionais realizadas deverá ser aprimorada.

Palavras-Chaves: fluxo sanguíneo; fluidodinâmica; simulação computacional.

PRELIMINARY ANALYSIS OF BLOOD FLOW COMPUTATIONAL FLUID DYNAMICS

Abstract: The corporeal flow is responsible for transporting substances that are significant for the operation of the human body and their understanding is important for medicine to justify some diseases. In order to contribute, engineering seeks to understand the physical phenomena involved through fluid dynamics analysis. Therefore, this research aims to develop a preliminary study of a model of blood flow through Computational Fluid Dynamics (CFD). Two introductory models on hemodynamics were used in ANSYS CFX 19.1, which differ in fluid viscosity (constant model and casson model). According to the results obtained, it is concluded that the mesh of the computational simulations performed should be improved.

Keywords: blood flow; fluid dynamics; computer simulation.



1. INTRODUÇÃO

Segundo [1,2], o sangue é formado de elementos suspensos no plasma, entre eles a maioria são os glóbulos vermelhos, e por isso influenciam diretamente nas características do fluxo sanguíneo. Isto indica que o sangue varia seu comportamento no sistema circulatório de acordo com a quantidade, arranjo e formato desses glóbulos. Devido a isso, não existe um modelo universal para este fluido.

Em conformidade com [3], a Lei de Newton da viscosidade define que a viscosidade é o coeficiente de proporcionalidade entre a tensão de cisalhamento e o gradiente de velocidade. Então, os fluidos que obedecem a essa lei são ditos newtonianos, e os que não obedecem, não-newtonianos.

Consoante [4,5,6], pode-se considerar uma aproximação que o fluido sanguíneo se comporta como newtoniano em médias e grandes artérias, devido ao meio contínuo com características uniformes e alta taxa de cisalhamento (acima de 100 s^{-1}). Contudo, este é classificado como não-newtoniano em pequenas artérias com uma menor taxa de cisalhamento que o parâmetro considerado. Por isso, a viscosidade do sangue nem sempre obedece a Lei de Newton da viscosidade.

Assim, como o comportamento da viscosidade do fluxo sanguíneo difere a depender da tensão de cisalhamento, este fluido pode apresentar uma viscosidade diferente do coeficiente de proporcionalidade. Essa viscosidade é nomeada de viscosidade aparente, e como não é constante, existem diversos modelos matemáticos para melhor descrevê-los, entre eles estão: o Modelo de Power Law, Modelo de Carreau, Modelo de Casson e outros. De acordo com [7,8], o modelo de Casson foi o modelo para fluido não-newtoniano que melhor descreveu o fluxo sanguíneo, reproduzindo suas características viscoplásticas de desbaste de cisalhamento. Devido a essa conclusão, nesta pesquisa optou-se pela utilização desse método.

Conforme [9,10,11], a Fluidodinâmica Computacional tornou-se uma ferramenta importante e eficiente para estudos relacionados à medicina nas últimas décadas, uma vez que possibilita simular computacionalmente as doenças cardiovasculares que são afetadas pela dinâmica do fluxo sanguíneo dentro das artérias e veias. Dessa forma, a hemodinâmica tem sido utilizada frequentemente para o entendimento dos aspectos funcionais do corpo humano.

O objetivo deste trabalho é iniciar o estudo do fluxo sanguíneo utilizando fluidodinâmica computacional a fim de obter dados satisfatórios para aplicações posteriores. O software a ser utilizado é o ANSYS CFX 19.1. Foram feitas simulações na artéria carótida considerando o fluido newtoniano e não-newtoniano, a fim de comparar a viscosidade e a distribuição da tensão de cisalhamento nas paredes da artéria.



2. METODOLOGIA

2.1 Modelagem Matemática

Foi adotada uma abordagem numérica para obtenção das soluções das equações que descrevem o escoamento estudado. O software ANSYS CFX foi utilizado para, através do método dos volumes finitos, resolver as equações de Conservação da Massa e as Equações de Navier-Stokes (Equação da Quantidade de Movimento), nas três direções (x, y, z), descritas nas Eqs. (1) - (4):

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \text{div}(\rho \vec{u}) = 0 \quad (1)$$

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

$$\frac{\partial(\rho v)}{\partial t} + \text{div}(\rho v \vec{u}) = -\frac{\partial p}{\partial y} + \text{div}(\mu \text{ grad } v) + S_{M_y} \quad (3)$$

$$\frac{\partial(\rho w)}{\partial t} + \text{div}(\rho w \vec{u}) = -\frac{\partial p}{\partial z} + \text{div}(\mu \text{ grad } w) + S_{M_z} \quad (4)$$

Nessas equações, p é pressão; t é 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; S_{M_x} , S_{M_y} e S_{M_z} são os termos fontes de momento nas direções descritas. Como o sangue é um fluido não newtoniano, é necessário considerar a sua viscosidade aparente. Assim, a equação (5) para o modelo de Casson é:

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

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 Confeções da Geometria e Malha

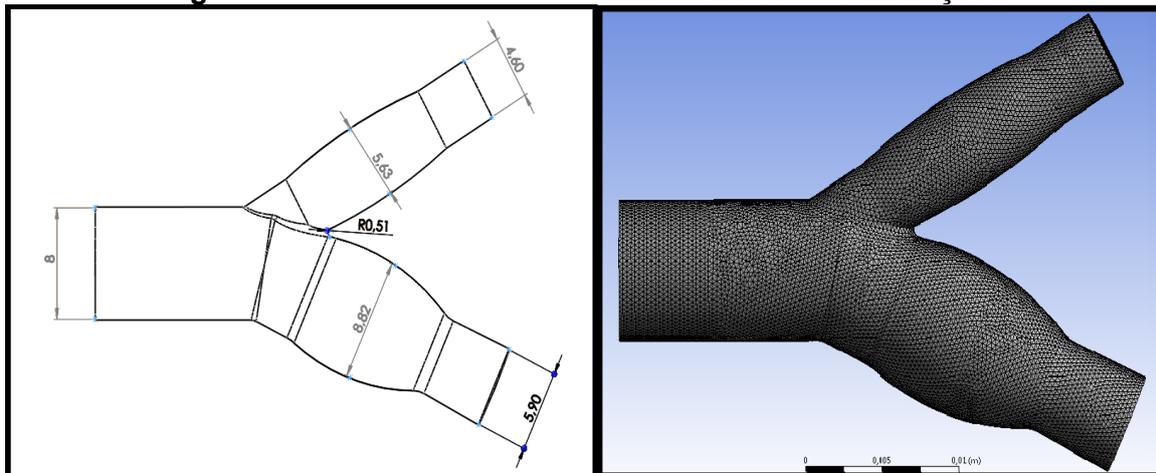
Para a escolha da geometria inicial da simulação computacional do sistema circulatório das artérias dos membros superiores, foi escolhida a geometria da artéria carótida analisada por [7] para possibilitar a comparação e validação dos resultados. Ademais, essa geometria demonstra descontinuidades e variações consideráveis, fatores que influenciam na tensão de cisalhamento distribuída na peça, bem como a



bifurcação que representa perda de carga no escoamento interno. Essa geometria foi modelada utilizando o software de Computer Aided Design (CAD) 3D SolidWorks.

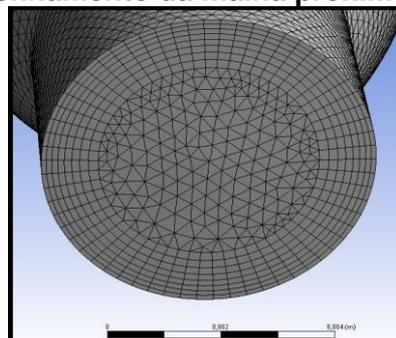
A malha desenvolvida é tetraédrica e apresenta 583.921 elementos com 3×10^{-4} de dimensão. Na figura 1 abaixo, está a representação da geometria e malha iniciais escolhidas.

Figura 1 – Geometria e malha utilizada nas duas simulações



Segundo o conceito de Ludwig Prandtl sobre a Camada Limite, o fluido, quando está em contato com uma barreira sólida, tende a apresentar a mesma velocidade que ela. Como sua velocidade é zero, não há deslizamento nas paredes da artéria. Devido a essa condição, nas paredes foi utilizada a condição de não-deslizamento e foi feito um refinamento da malha (inflação) em suas proximidades, a fim de descrever corretamente esse escoamento.

Figura 2 – Refinamento da malha próximo das paredes

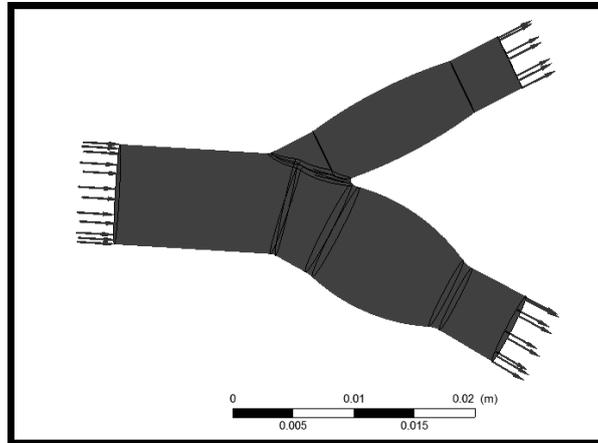


2.3 Condições de Contorno

Para as condições de contorno, estas foram definidas entre parede, entrada e saída. É possível visualizar esta divisão na figura 3 abaixo: região em cinza foi determinada como parede, ao lado esquerdo a única entrada do fluido e do lado direito se encontram as duas saídas.



Figura 3: Representação das condições de contorno determinadas no ANSYS CFX 19.1

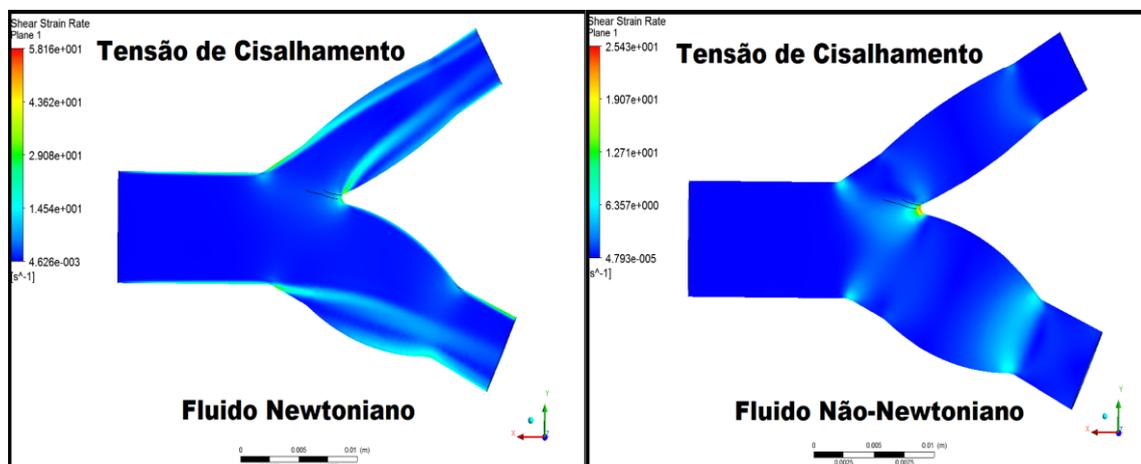


Além disso, foram desenvolvidas duas simulações, a primeira considerando o sangue como fluido newtoniano e a outra com sangue não newtoniano pelo modelo de Casson. Assim, apenas a viscosidade foi alterada, considerando as mesmas condições, como por exemplo: o escoamento laminar, regime permanente, fluido incompressível, sem deformação dos vasos, assim como a velocidade de entrada (0,01m/s) e pressão relativa na saída (0Pa).

3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os resultados obtidos através das duas simulações nos possibilitaram uma visualização das diferenças entre os dois modelos: newtoniano e não-newtoniano. Uma dessas diferenças é a distribuição da tensão de cisalhamento e da viscosidade na artéria carótida a depender do modelo adotado. Dessa forma, na figura 4 abaixo é possível notar que existe diferença na disposição das tensões de cisalhamento quando feita a comparação entre eles. Percebe-se uma maior tensão na bifurcação e nas deformações da artéria coronária.

Figura 4 - Comparação das tensões de cisalhamento obtidas nas simulações em CFD





Em relação à viscosidade dinâmica do fluxo sanguíneo, percebe-se na figura 5, assim como no gráfico 1 abaixo, que no modelo newtoniano, a viscosidade se mantém constante. Enquanto o modelo não-newtoniano, demonstra variações na artéria carótida. Além disso, constata-se que o modelo não-newtoniano apresentou uma imprecisão no seu resultado, uma vez que não demonstrou variação em todo o modelo geométrico. Isso se deve às incertezas atribuídas aos parâmetros, como a malha, visto que não foi realizado o teste de convergência, e ainda o número de steps (determinado em 500 steps), que pode ter sido um limitante para a simulação.

Figura 5 - Comparação das viscosidades obtidas nas simulações em CFD

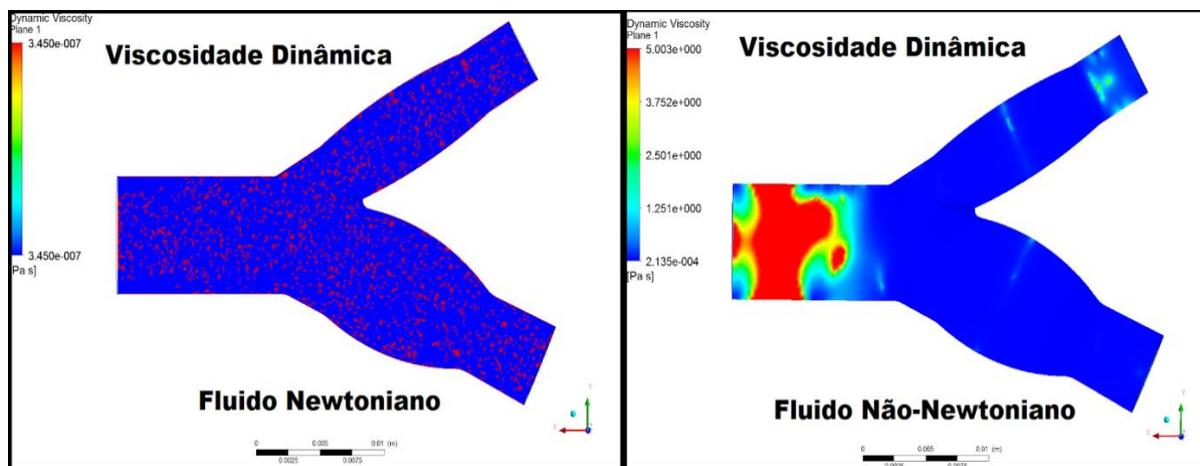
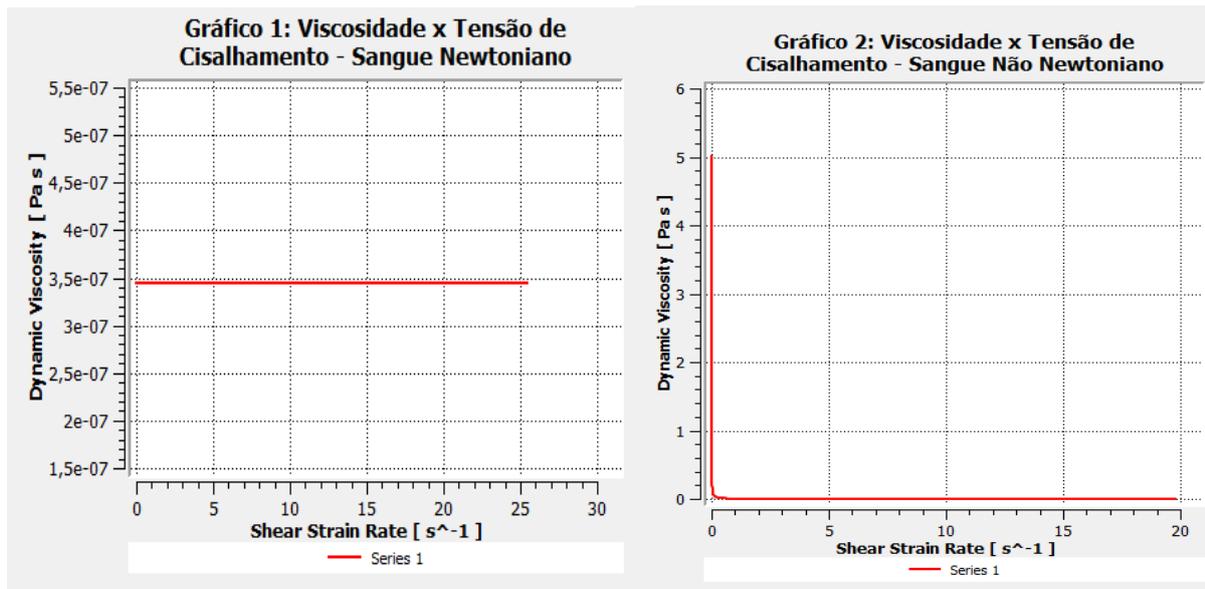


Figura 6 - Comparação dos gráficos da viscosidades obtidas na simulação em CFD





4. CONCLUSÃO

Torna-se evidente, portanto, que esta análise preliminar conseguiu desenvolver os primeiros modelos para aquisição de informações e dados para futuras modelagens. Contudo, esta pesquisa ainda apresenta imprecisões no modelo computacional do fluxo sanguíneo não-newtoniano, devido a parâmetros como: a malha utilizada e número de steps adotados. Em função disso, é necessário aprimorar tais parâmetros para trabalhos futuros, e assim, com o modelo aperfeiçoado, será possível aplicar em outras configurações, tendo como exemplo as doenças do sistema circulatório.

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.

5. REFERÊNCIAS

- 1 SHIBASHI, Shewaferaw. **The Rheology of Blood Flow in a Branched Arterial System**. NIH, Appl Rheol. 2005; 15(6): 398–405;
- 2 BLESSY, Thomas; SUMAM, K.S. **Blood Flow in Human Arterial System-A Review**. ELSEVIER, Procedia Technology 24 (2016) 339-346;
- 3 BRUNETTI, Franco; **Mecânica dos Fluidos**. 2ª Edição Revisada. São Paulo: Pearson. 2008;
- 4 RABBY, Mir Gollam; RAZZAK, Abdur; MOLLA, Md. Mamun. **Pulsatile non-Newtonian blood flow through a model of arterial stenosis**. ELSEVIER, Procedia Engineering 56 (2013) 225-231;
- 5 AZEVEDO, Bruno Migual Correia; PINHO, Fernando; OLIVEIRA, Mônica. **Estudo preliminar da hemodinâmica em modelos simplificados de aneurismas saculares**. 2010. Tese de Mestrado Integrado em Engenharia Mecânica - Faculdade de Engenharia da Universidade de Porto, Porto - Portugal;
- 6 ISHIKAWA, Takuji et al. **Effect of non-Newtonian property of blood on ow through a stenosed tube**. ELSEVIER, Fluid Dynamics Research 22 (1998) 251-254;



⁷ BRAMBATTI, Valdirene Morais. **Utilização da Técnica de CFD Para Simulação do Escoamento de Sangue em Artéria Humana.** 2010. Tese de Mestrado em Aerodinâmica, Propulsão e Energia – Instituto Tecnológico de Aeronáutica, São José dos Campos;

⁸ APOSTADILIS, Alex J. et al. **Non-Newtonian effects in simulations of coronary arterial blood flow.** ELSEVIER, Journal of Non-Newtonian Fluid Mechanics 233 (2016) 155–165;

⁹ MOURA, João Pedro de Carvalho Rêgo de Serra. **Analysis and Simulation of Blood Flow in the Portal Vein with Uncertainty Quantification.** 2011. Tese de Mestrado Engenharia Espacial - Universidade Técnica de Lisboa, Lisboa - Portugal;

¹⁰ CARNEIRO, Ana Filipa Gonçalves da Costa. **Influência do Ciclo Cardíaco no Fluxo Sanguíneo na Vizinhaça da Bifurcação Ilíaca.** 2009. Tese de Doutorado em Engenharia Mecânica - Escola de Engenharia da Universidade do Minho, Portugal;

¹¹ MALECHA Z. et al. **GPU-based simulation of 3D blood flow in abdominal aorta using OpenFOAM.** 2011. Arch. Mech., 63 137-161, Warszawa - Polônia.