

# Análise das Tensões do Escoamento Sanguíneo Newtoniano em Parede Vascular Utilizando Hemodinâmica Computacional

## Newtonian Blood Flow Stress Analysis on Vascular Wall Using Computational Hemodynamic

Rafael Vieira Doherty<sup>a</sup>; Guilherme Barbosa Lopes Junior<sup>a</sup>; Raquel Jahara Lobosco<sup>\*b</sup>

<sup>a</sup>Universidade Federal de Pernambuco, Departamento de Engenharia Mecânica. PE, Brasil.

<sup>b</sup>Universidade Federal do Rio de Janeiro, Departamento de Engenharia Mecânica. RJ, Brasil.

\*E-mail: lopesjr.gb@gmail.com

### Resumo

Diante da complexidade envolvida na bioengenharia atuais, no que diz a respeito ao escoamento sanguíneo no corpo humano, a hemodinâmica computacional vem se difundindo no meio científico. Este trabalho tem como objetivo analisar por fluidodinâmica computacional o comportamento das tensões cisalhantes a partir de um tratamento de parede dado a malha computacional, além da viabilidade das condições de contorno utilizadas. A partir disso, conclusões a respeito do comportamento da velocidade ao longo de artéria, sob escoamento em regime permanente puderam correlacionar os contornos utilizados com os resultados convergidos, bem como puderam concluir uma boa adequação para a malha utilizada e a metodologia empregada para o teste de independência de malha.

**Palavras-chave:** Hemodinâmica Computacional. CFD. Escoamento Sanguíneo.

### Abstract

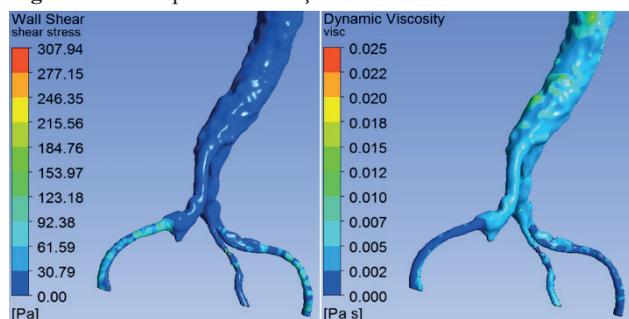
*In view of the complexity involved in current bioengineering, with regard to blood flow in the human body, the computational hemodynamics has been spreading in the scientific world.. This work aims to analyze, by computational fluid dynamics, the behavior of shear stresses from a wall treatment given the computational mesh, in addition to the viability of the boundary conditions used. From this, conclusions about the behavior of velocity along the artery, under steady flow could correlate the contours used with the converged results, as well as conclude a good fit for the mesh used and the methodology used for the mesh independence.*

**Keywords:** Computational Hemodynamic. CFD. Blood Flow.

## 1 Introdução

A simulação computacional tem ganhado espaço ao longo das últimas décadas. Na área de mecânica dos fluidos, tem sido imprescindível para solucionar problemas complexos, bem como mapear comportamentos desconhecidos, cujos experimentos se mostravam ineficazes e a teoria através de métodos analíticos, inviável a nível de complexidade (Figura 1).

**Figura 1** - Exemplo de simulação fluidodinâmica



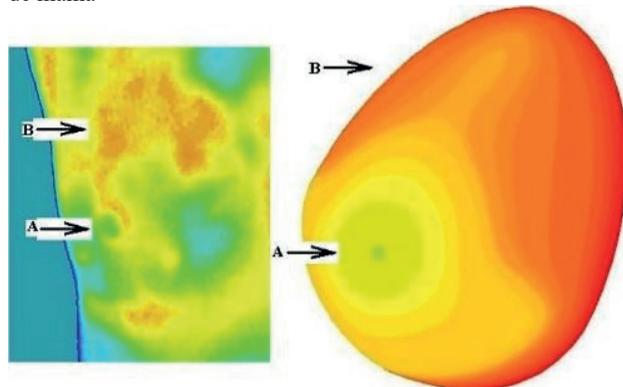
Fonte: Leading Engineering Application Providers.

Escoamentos de fluidos não-Newtonianos ganham destaque, em vista das dificuldades em sua predição. O sangue, por exemplo, apresenta faixas reológicas bem distintas, o que

torna a hemodinâmica um fenômeno complexo.

A hemodinâmica interfere em todos os processos e patologias humanas. No caso do câncer, a vascularização secundária interfere diretamente na temperatura e densidade do tumor, bem como nas regiões adjacentes. Tal aumento de temperatura interfere em processos de termografia para diagnóstico ou eficiência de drogas termosensíveis (Figura 2).

**Figura 2** - Comparativo entre simulação fluidodinâmica e exame de mama



Fonte: NG e Sudharsan (2004).

A literatura, no entanto, ainda é escassa ao se tratar da

hemodinâmica em pequenos vasos, sobretudo sua influência no atrito com as paredes. Há diversas metodologias e simulações para patologias específicas, muitas dotadas de incertezas, deixando de lado mapeamentos de comportamentos isolados e simulações gerais para comportamentos individualizados (ARÍS et al., 2015; MYNARD; SMOLICH, 2015).

No presente trabalho, buscou-se analisar o comportamento das tensões e velocidades de escoamento do sangue em um pequeno vaso através de hemodinâmica computacional, visando estudar um trecho de vaso sanguíneo.

## 2 Material e Métodos

A metodologia aqui empregada é baseada em uma metodologia numérica subdividida em determinação da geometria, geração da malha computacional, indicação das condições de contorno, - processamento por volumes finitos e pós-processamento por interpolação dos dados simulados.

### 2.1 Geometria e malha

A geometria é composta de um cilindro representando o vaso indeformável e a malha foi subdividida em duas regiões: uma de elementos poliédricos para representar o escoamento principal e outra na representação da região da parede, composta de elementos prismáticos.

Inicialmente foi determinada a espessura necessária do primeiro elemento prismático da camada limite, a fim de capturá-la corretamente. Dessa forma, determinando o valor alvo do  $y^+$  em torno de 0,5, garantiria que o primeiro elemento prismático se encontraria na camada subviscosa da camada limite.

Então, a fim de calcular a espessura do primeiro elemento para um valor de  $y^+$  desejado, foi utilizado a tabela abaixo com as características geométricas e do fluido (sangue) do modelo, seguindo os seguintes dados.

**Quadro 1** - Dados gerais para as simulações

Densidade ( $\rho$ )	4.000 kg/m <sup>3</sup>
Viscosidade dinâmica ( $\mu$ )	0,004 kg/m.s
Diâmetro característico (L)	0,0046 m
Velocidade de entrada (U)	5,01 m/s

Fonte: Dados da pesquisa.

Primeiramente, fez-se necessário calcular o número de Reynolds para o modelo baseado nas características do fluido e geometria a partir da seguinte equação:

$$Re = \frac{\rho \cdot U \cdot L}{\mu} = 23046$$

Em seguida, a partir da definição do valor de  $y^+$  e manipulação matemática:

$$y^+ = \frac{\rho \cdot U_\tau \cdot \Delta y_1}{\mu}$$

$$\Delta y_1 = \frac{y^+ \cdot \mu}{\rho \cdot U_\tau}$$

Como o valor alvo de  $y^+$ , viscosidade dinâmica e densidade

são conhecidos, é necessário determinar apenas a velocidade de cisalhamento,  $U_\tau$ , definida por:

$$U_\tau = \sqrt{\frac{\tau_\omega}{\rho}}$$

Onde a tensão de cisalhamento,  $\tau_\omega$ , na parede pode ser calculada a partir do coeficiente de cisalhamento,  $C_f$ .

$$\tau_\omega = \frac{1}{2} \cdot C_f \cdot \rho \cdot U^2$$

Vale salientar que o valor do coeficiente de cisalhamento,  $C_f$ , é estimado a partir de resultados empíricos, onde para escoamentos internos, é determinado por (ANSYS INC., 2010):

$$C_f = 0,079 \cdot Re^{-0,25}$$

Sendo assim, estabelecendo os valores inerentes às grandezas estabelecidas:

$$C_f = 0,00641$$

$$\tau_\omega = 321,8 \text{ Pa}$$

$$U_\tau = 0,284$$

$$\Delta y_1 = 1,8 \cdot 10^{-6} \text{ m}$$

Chega-se à uma espessura do primeiro elemento prismático da camada limite de  $\Delta y_1$ , o que permite um valor preliminar para  $y^+$  para a realização do teste de independência de malha.

Com relação às condições de contorno, na entrada foi adotada uma velocidade de  $U = 5,01 \text{ m/s}$  e na saída uma pressão de  $p = 0 \text{ Pa}$ , referente à pressão de diástole. Adicionalmente, na parede do vaso foi adotada a condição de não-deslizamento, conforme estabelecido por Pirola et al. (2017).

Em vista do baixo número de Reynolds, a equação de Navier-Stokes e da continuidade foram empregadas em seus formatos tridimensionais para fluidos incompressíveis e considerando o regime de escoamento laminar.

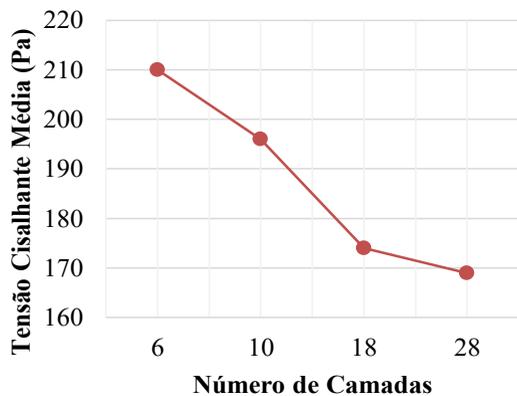
Para a resolução, o método de discretização de segunda ordem a fim de obter maior acurácia.

Como critério de convergência um valor abaixo de  $10^{-6}$  para os resíduos de massa e quantidade de movimento foi adotado, como também foi monitorado a variável de interesse, tensão de cisalhamento na parede, durante a simulação.

## 3 Resultados e Discussão

Com a determinação da quantidade de camadas de elementos na camada limite, sendo determinado a partir de um teste de convergência, Figura 3. Assim, foi escolhido utilizar 18 camadas de elementos prismáticos, tendo em vista aliar custo computacional e acurácia.

**Figura 3** - Teste de Independência - Número de Camadas

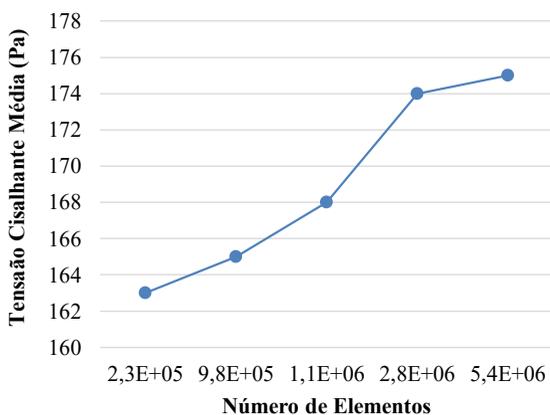


Fonte: Dados da pesquisa.

Por último, apesar da complexidade necessária para aplicar, escolheu-se utilizar elementos poliédricos na região interna por conciliar custo computacional e acurácia de forma mais interessante, quando comparado aos elementos hexaédricos ou tetraédricos.

O total de elementos da região do escoamento principal foi determinado a partir de um teste de independência de malha (Figura 4).

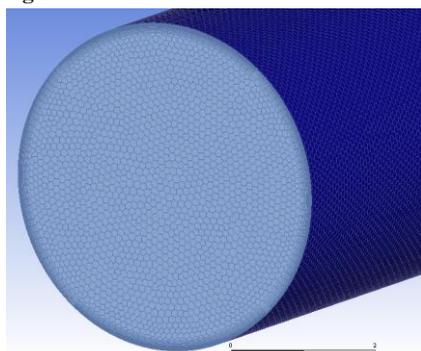
**Figura 4** - Teste de Independência - Região Interna



Fonte: Dados da pesquisa.

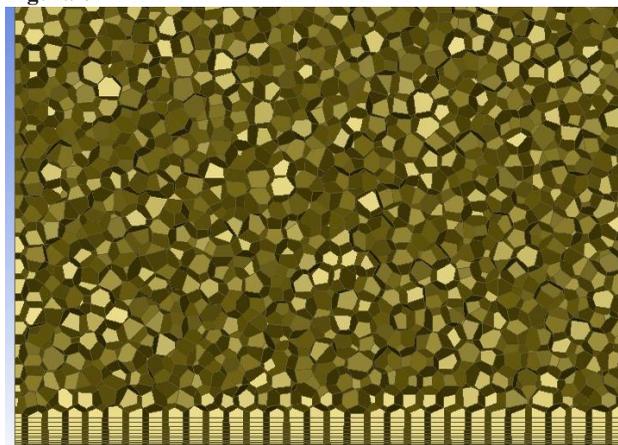
Por conseguinte, a malha das Figuras 5 e 6 foram alcançadas, sendo dado destaque a um plano de corte paralelo ao eixo longitudinal e transversal, respectivamente.

**Figura 5** - Vista isométrica



Fonte: Os autores.

**Figura 6** - Corte transversal no eixo X e Y

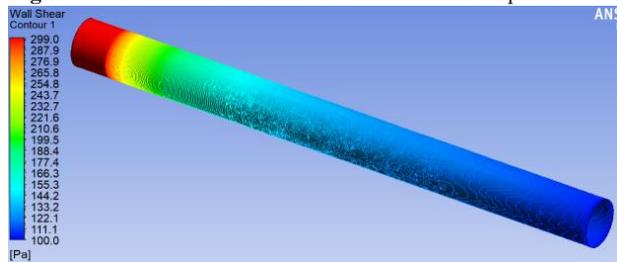


Fonte: Os autores.

### 3.1 Tensões e Velocidades

A partir das simulações foi possível determinar as tensões de cisalhamento na parede do vaso, onde é possível observar que a mesma reduz gradativamente à medida que a velocidade do escoamento diminui devido à fricção com a parede, originada pela viscosidade do fluido, Figura 7.

**Figura 7** - Contornos da tensão de cisalhamento na parede

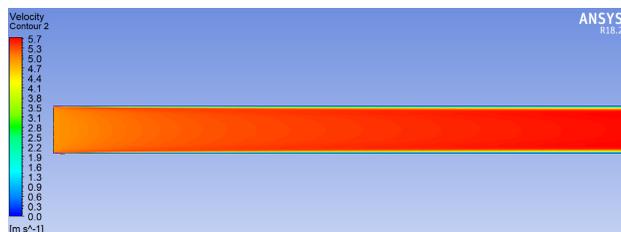


Fonte: Os autores.

Observam-se tensões elevadas na entrada do sistema, possivelmente em vista da adequação numérica da simulação e em conjunto com a perda esperada para a região de entrada.

Tal resultado é corroborado com a redução da velocidade do fluido, que pode ser observada através dos contornos de velocidade na seção da artéria (Figura 8).

**Figura 8** - Contornos da velocidade do escoamento em corte transversal



Fonte: Os autores.

### 4 Conclusão

Foi possível verificar o comportamento da tensão cisalhante e o decaimento de velocidade na camada limite laminar. Notou-se a coerência dos resultados com o esperado pela física do problema, o que corrobora a metodologia

apresentada e a determinação da malha computacional como apropriada.

No entanto, vou visto que as condições de contorno não são suficientes para a determinação de um resultado ótimo único, o que indica uma inadequação para a resolução numérica, cujo sistema de equações apresenta grande sensibilidade as condições iniciais do problema.

Como sugestão para pesquisas futuras sugere-se: explorar as diferentes reologias do sangue, ou seja, adotar modelos de escoamento não-newtoniano, a fim de aproximar-se mais da realidade encontrada no corpo humano; bem como alterar o par de contornos para reduzir a sensibilidade a condições iniciais no problema em regime permanente.

## Referências

ARÍS, R. et al. From imaging to simulation: a framework

applied to simulate the blood flow in the carotids. Barcelona: Supercomputing Center, 2015.

LEADING ENGINEERING APPLICATION PROVIDERS. Imagem. 2018. Disponível em: <https://www.computationalfluidynamics.com.au/>. Acesso em: 27 mar. 2019.

MYNARD, J.P.; SMOLICH, J.J. One-dimensional hemodynamic modelling and wave dynamics in the entire adult circulation. *Annals of Biomedical Engineering*, v.43, n.2, 2015. doi: 10.1007/s10439-015-1313-8

ANSYS INC. Ansys User's Guide. 2010.

NG, E.Y.K.; SUDHARSAN, N.M. Computer simulation in conjunction with medical thermography as an adjunct tool for early detection of breast cancer. *BMC Cancer*, 2004. doi: 10.1186/1471-2407-4-17

PIROLA, S. et al. On the choice of outlet boundary conditions for patient-specific analysis of aortic flow using computational fluid dynamics. *J. Biomech.*, v.60, p.15-21, 2017. doi: 10.1016/j.jbiomech.2017.06.005.