

Análise de sensibilidade reológica por hemodinâmica computacional em artérias e arteríolas mamárias

Rheological sensitivity analysis by computational hemodynamics in mammary arteries and arterioles

DOI:10.34117/bjdv8n2-356

Recebimento dos originais: 07/01/2022

Aceitação para publicação: 22/02/2022

Rafael Vieira Doherty

Graduando de Engenharia Mecânica

Instituição: Universidade Federal de Pernambuco UFPE

Endereço: Avenida Santos Dumont, 725. Apto 2201. Recife-PE. Bairro Rosarinho

CEP: 52050-500

E-mail: rafaeldoherty2@gmail.com

Guilherme Barbosa Lopes Junior

Doutorado em Eng. Térmica e Fluidos pelo Departamento de Engenharia Mecânica pela EESC/USP

Instituição: Universidade Federal de Pernambuco

Endereço: Av. da Arquitetura, s/n - Cidade Universitária, Recife - PE

CEP 50740-550

E-mail: guilherme.lopes@ufpe.br

RESUMO

A necessidade de se aprofundar os estudos sobre o escoamento sanguíneo em vasos e sua interação com propriedades do escoamento como pressão e velocidades são de suma importância para diversos campos da bioengenharia ligados a hemodinâmica corporal humana. No entanto, tais estudos esbarram na dificuldade de se obter dados e parâmetros que possam auxiliar tomadas de decisão. Visando subsidiar análises mais aprofundadas, o presente projeto trouxe análises de sensibilidade reológica utilizando hemodinâmica computacional para escoamentos em bifurcações para artérias e arteríolas de porte semelhante as encontradas na mama. A geometria CAD de uma bifurcação típica humana adulta foi desenvolvida a partir de um estudo de alguns angiogramas realizados por dois hospitais nos EUA. Com isso, foi desenvolvido um estudo utilizando a ferramenta CFD do OpenFOAM, onde foi estabelecido a independência de malha computacional e análise das condições de contorno a serem utilizadas. Em seguida, foram desenvolvidos comparativos no presente trabalho, os quais consistiram na análise de diversos parâmetros em diferentes escalas e, em seguida, para diferentes modelos fluídicos, sendo utilizados o modelo Newtoniano, Herschel-Bulkley e Carreau-Yasuda, comumente associados a escoamentos sanguíneos na literatura. Por conseguinte, foi possível concluir que as principais diferenças se encontram na camada limite para o comparativo realizado entre os modelos fluídicos e, que para o comparativo entre escalas geométricas, as diferenças foram mais gerais e vinculadas a intensidades.

Palavras-chave: hemodinâmica computacional, openfoam, fluidos não-newtonianos, reologia, cfd.

ABSTRACT

The need to deepen the studies on blood flow in vessels and its interaction with flow properties such as pressure and velocities are of paramount importance for several fields of bioengineering related to human body hemodynamics. However, such studies face the difficulty of obtaining data and parameters that can assist in decision making. Aiming to support further analysis, the present project brought rheological sensitivity analysis using computational hemodynamics for flows in bifurcations for arteries and arterioles similar in size to those found in the breast. The CAD geometry of a typical adult human bifurcation was developed from a study of some angiograms performed by two hospitals in the USA. With this, a study was developed using the OpenFOAM CFD tool, where the computational mesh independence and analysis of the boundary conditions to be used were established. Then, comparisons were developed in the present work, which consisted in the analysis of several parameters at different scales and then for different fluid models, being used the Newtonian, Herschel-Bulkley and Carreau-Yasuda models, commonly associated with blood flows in the literature. Therefore, it was possible to conclude that the main differences are in the boundary layer for the comparison performed between fluidic models, and that for the comparison between geometric scales, the differences were more general and linked to intensities.

Keywords: computational hemodynamics, openfoam, non-newtonian fluids, rheology, cfd.

1 INTRODUÇÃO

A simulação computacional tem ganhado espaço ao longo das últimas décadas. Na área de dinâmica 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.

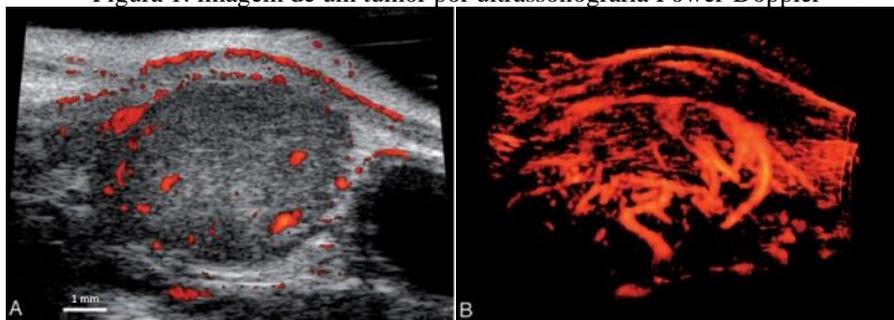
Em se tratando de escoamento no sistema circulatório humano, tem-se particularidades e especificidades advindas das propriedades reológicas do sangue, da vascularização, das dimensões espaciais e temporais de análise, além das particularidades fisiológicas de cada indivíduo. Desta forma, a tentativa de se mapear o comportamento hemodinâmico é imprescindível à análise sistemas complexos, como vascularizações secundárias, estromas e suas alterações, dentre outros.

Quando um órgão, tecido ou estrutura patológica demanda de mais nutrientes, o fluxo sanguíneo local é intensificado e ocasiona uma vascularização secundária em torno da estrutura demandante, em vista de a capacidade da vascularização primária não ser suficiente à nova demanda local. Essa vascularização, secundária ou invasiva, culmina em um aumento da densidade sanguínea e mudança na estruturação vascular local, ocasionando alterações, mesmo que por vezes sutis, na temperatura do ambiente local.

Esse aumento da temperatura pode ser ocasionado também pela intensificação do escoamento e sua dissipação viscosa na parede dos vasos.

Na Figura 1, tem-se a imagem de um tumor de 7,2 mm de diâmetro médio (e volume de 140 mm³), por ultrassonografia *Power-Doppler* (XUAN et al, 2008).

Figura 1: imagem de um tumor por ultrassonografia *Power-Doppler*



Fonte: Xuan et al., 2008. A direita, corte 2D do fluxo sanguíneo na pele, ao redor do tumor (vasos capsulares) e dentro do tumor (intratumoral); a esquerda, renderização em 3D do mesmo tumor, os vasos representados em torno o tumor, e aparentes dentro do tumor

Neste contexto, mapear o comportamento do ambiente estromal e sua interação com as células ao redor, torna-se essencial para compreender processos neoplásicos benignos e malignos, bem tentar prever o seu comportamento. Walker e Thompson (2008) indicam ainda essa crescente necessidade de se entender o comportamento e interação do estroma para mapeamento de doenças, a exemplo do câncer de mama.

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 mais generalistas para comportamentos de uma amostra média dos indivíduos.

Em um trabalho sobre a viabilidade de se aplicar técnicas computacionais para a simulação da resistência sistêmica do sistema circulatório humano, Palma et al. (2017) modelou os processos de resistência, diretamente ligados às tensões cisalhantes dos vasos. Isso demonstra uma lacuna nessa quantificação, passando a utilizar uma modelagem em macro escala para representar indiretamente os fenômenos de escala micro ou nano.

No âmbito da importância de se conhecer o escoamento na escala apropriada, bem como a relação direta com a reologia associada a estes fenômenos, tem-se toda a gama de procedimentos médicos invasivos, dispositivos implantáveis, resistência sistêmica, circulação/absorção de fármacos, dentre outros usos. Em um estudo de Gimenez et al. (2017), por exemplo, foi feito um estudo sobre a inserção de gelatina sob certa

temperatura em uma simulação de carótida para estudo de arteriosclerose. Neste estudo, entretanto, parâmetros reológicos e sua influência direta no processo não foram profundamente estudados.

No presente trabalho, buscou-se analisar o comportamento das tensões e velocidades de escoamento do sangue através de hemodinâmica computacional, visando estudar um trecho de vaso sanguíneo, bem como uma bifurcação do vaso em vista da ramificação do sistema circulatório. Tais análises buscam avançar no estudo pouco explorado e complexo do comportamento hemodinâmico no sistema circulatório humano, levando em consideração aspectos reológicos do sangue.

2 OBJETIVOS

2.1 OBJETIVO GERAL

Analisar o impacto do uso de modelos reológicos e do diâmetro interno da vascularização na hemodinâmica arterial de uma mama.

2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Determinar a malha computacional apropriada e independente para cada diâmetro de teste;
- Verificar o impacto dos modelos reológicos mais utilizados para o sangue na tensão cisalhante na parede das artérias, bem como seu desenvolvimento e sua influência na temperatura local;
- Analisar a sensibilidade dos modelos aplicados e seus desvios para cada escala de diâmetro;
- Modelar um parâmetro comparativo para o uso de cada modelo testado e suas faixas.

Dos objetivos propostos no presente trabalho, a maioria foi atingido, tendo sido adaptados: o objetivo geral, para o qual, a dimensão de uma carótida foi trabalhada em vista da validação advinda da literatura; e o último objetivo específico que não pode ser completamente atingido até o final da iniciação científica, sendo sua continuação fruto de trabalho posterior em andamento no projeto de pesquisa.

3 METODOLOGIA DO TRABALHO

A metodologia do presente trabalho consistiu em alguns passos, conforme detalhado no cronograma do projeto e que se seguem nos subtópicos deste item.

3.1 ESTUDOS PRELIMINARES

Durante a primeira etapa do projeto, foram estudadas referências bibliográficas de livros e, principalmente, artigos sugeridos pelo professor a fim de desenvolver o embasamento teórico necessário na área de simulação fluidodinâmica computacional e, mais especificamente, hemodinâmica, a fim de desenvolver as simulações de CFD.

Então, após os estudos realizados, decidiu-se realizar simulações preliminares utilizando um software comercial devido à maior simplicidade a fim de se entender melhor o comportamento hemodinâmico, como também familiarizar-se com a metodologia de CFD.

Iniciando pela geometria, a partir de um software CAD, foi desenvolvido um cilindro simples representando um vaso indeformável, seguindo recomendações e sugestões do artigo de Boulpaep (2012), resultando em um cilindro de diâmetro $4,5\text{ mm}$ e comprimento de $434,56\text{ mm}$. Com relação à malha, foi subdividida em duas regiões: uma de elementos poliédricos para representar o escoamento principal e outra para representação da região da parede a fim de capturar a camada limite, composta de elementos prismáticos.

Em seguida, foram definidas as condições de contorno do modelo, sendo adotado uma velocidade de $5,01\text{ m/s}$ na entrada, definida a partir da vazão volumétrica média de um vaso com dimensões semelhantes (CHO E KENSEY, 1991); uma pressão de 80 mmHg (ou $10665,8\text{ Pa}$) na saída, definida a partir da pressão média de diástole; e uma condição de não-deslizamento na parede do vaso.

Adicionalmente, 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 *upwind* de segunda ordem foi adotado a fim de obter maior acurácia.

A partir disto, foi desenvolvida uma análise de independência de malha, onde foi testada a sensibilidade das simulações ao tamanho dos elementos da região central, a espessura dos primeiros elementos da camada limite e o número de elementos ao longo da espessura da camada limite.

Através dos resultados obtidos, foi possível verificar o comportamento da tensão cisalhante e o decaimento de velocidade na camada limite laminar. Outra conclusão importante foi verificar 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.

Por conseguinte, a partir de tal estudo, foi possível atingir um embasamento teórico, se familiarizar com a metodologia de simulação CFD, ou seja, desenvolvimento de geometria, malha, condições de contorno, algoritmos utilizados e pós processamento, como também, determinar parâmetros de malha importantes e entender melhor a sensibilidade do modelo para o estudo completo desenvolvido posteriormente

Mais detalhes e alguns resultados preliminares foram publicados e constam no trabalho de Doherty et al. (2019). Tais resultados, apesar de simples, trouxeram boas contribuições de discussões e andamentos no trabalho que resultaram em caminhamentos para o grupo de pesquisa.

3.2 CENÁRIOS E SIMULAÇÃO HEMODINÂMICA

Baseados nos estudos preliminares, foi possível desenvolver tanto os cenários de testes como a simulação hemodinâmica em si. As etapas metodológicas dos subitens a seguir, descrevem as bases para o desenvolvimento do presente estudo.

3.2.1 Geometria

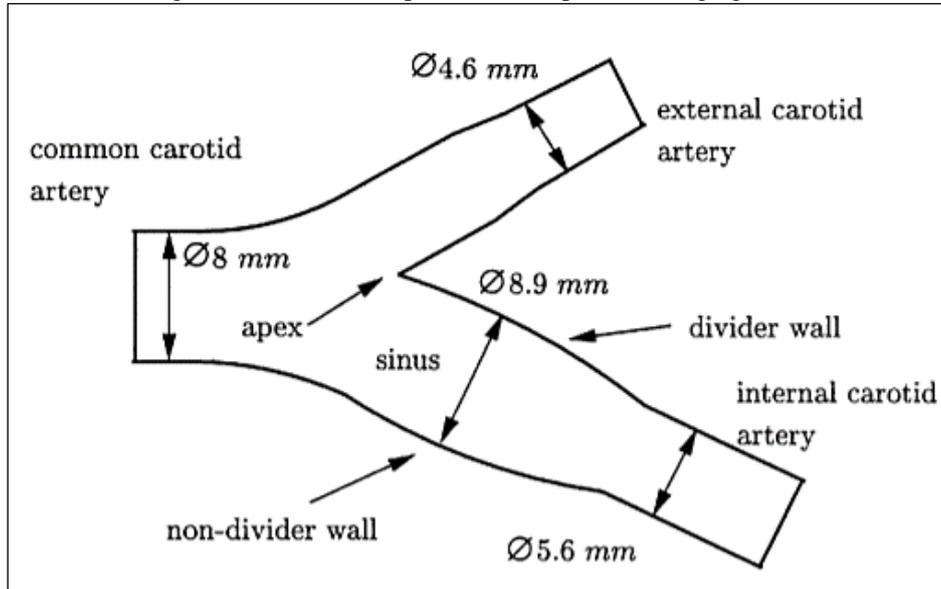
É bem reconhecido que variações importantes na anatomia podem influenciar os detalhes de padrões de fluxos bifurcados. A escolha de uma geometria média contra um modelo de um indivíduo específico poderia ser debatida de forma vasta.

Ambas as abordagens têm valor, porém, aqui se optou por examinar os campos de fluxo em uma bifurcação média, visto que o estudo se preocupa principalmente com a hemodinâmica arterial, em vez de interações específicas com a parede arterial de um indivíduo. Isso porque os efeitos de parede resultam em um comportamento ainda mais complexo, descrito pelo efeito de Fåhræus-Lindqvist, não estudado nesta iniciação científica.

A maior parte dos dados sobre a geometria foram obtidos dos trabalhos de Bharadvaj(1982a,b); e também citados em Ku et al.(1984) e Gijsen et al.(1999); onde, a partir de angiogramas disponibilizados por dois hospitais, Piemonte Hospital e Emory University Hospital (vide Figura 2), foi desenvolvida uma geometria padrão. Para tal

desenvolvimento, utilizou-se 57 angiogramas de 22 adultos com idades entre 34 e 77 anos e 67 angiogramas de 50 crianças abaixo da 18 anos de idade.

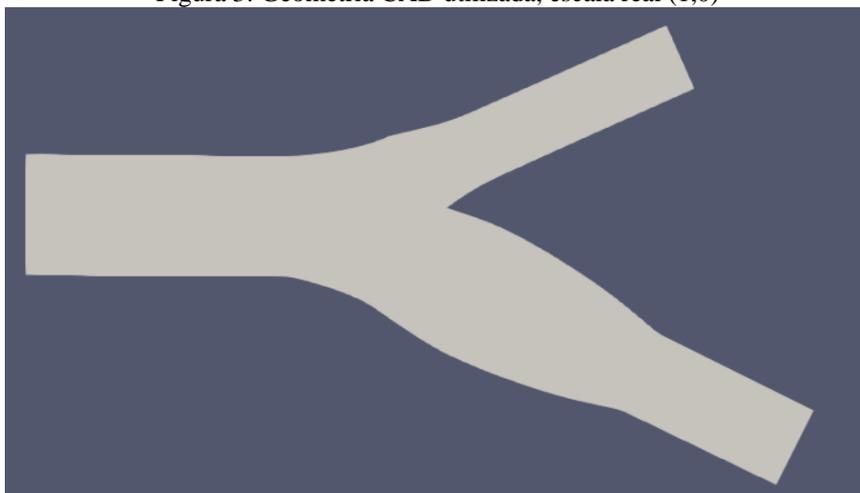
Figura 2: Geometria disponibilizada a partir dos angiogramas



Fonte: B. K. Bharadvaj. Steady Flow in a Model of the Human Carotid Bifurcation, Part I – Flow Visualization. J. Biomechanics, Vol 15, No. 5, pp. 349-362, 1982a,b

A partir desta geometria, foi desenvolvida a geometria em CAD, vide Figura 3, e, em seguida, foram desenvolvidos outros 4 modelos de escala da geometria, sendo estes em escala de: 0,5; 0,75; 1,25 e 1,5 da geometria original; totalizando 5 geometrias para serem simuladas.

Figura 3: Geometria CAD utilizada, escala real (1,0)



Fonte: autoria própria

3.2.2 Malha

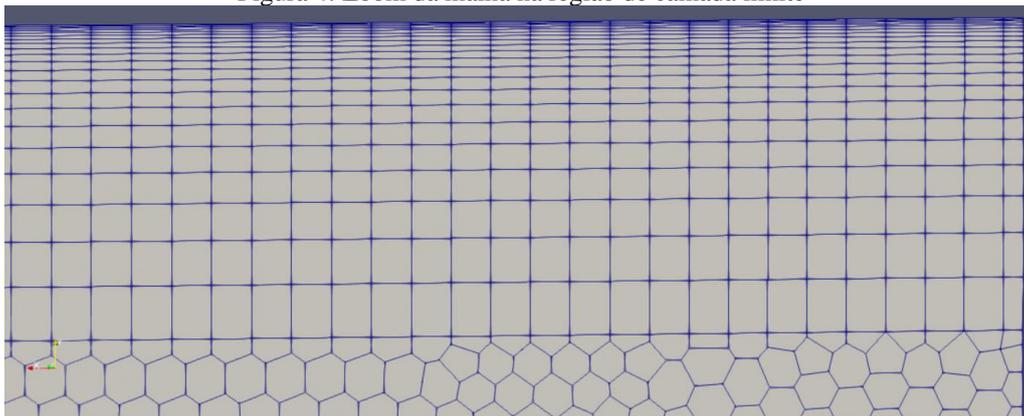
Então, após a definição da geometria do modelo a ser utilizada no projeto, iniciou-se as etapas de geração de malha. Seguiu-se a equação de Blasius abaixo para o cálculo da espessura da camada limite em regime laminar, conforme recomendação de Bertolottiet al. (1992).

$$\delta(x) = 5 \frac{x}{(Re)^{1/2}} \quad (01)$$

Onde δ é a espessura da camada limite, x foi considerado como um comprimento característico, onde no caso do presente trabalho é o diâmetro de entrada, e Re é o número de Reynolds.

Foi possível determinar a espessura total da camada limite, sendo igual à 2,05 mm. Então, foram gerados elementos prismáticos ao longo da camada limite a fim de capturar a mesma, sendo utilizado como espessura para o primeiro elemento um valor aproximadamente 0,05 vezes menor que a camada limite total a fim de capturar todos os efeitos próximos a parede dos vasos. Ou seja, foi obtida uma malha na camada limite, vide Figura 4, com espessura para o primeiro elemento prismático o valor de 0,01 mm, uma taxa de crescimento dos elementos de 20% e 21 camadas, resultando em espessura da camada limite total no valor de 2,25 mm.

Figura 4: Zoom da malha na região de camada limite

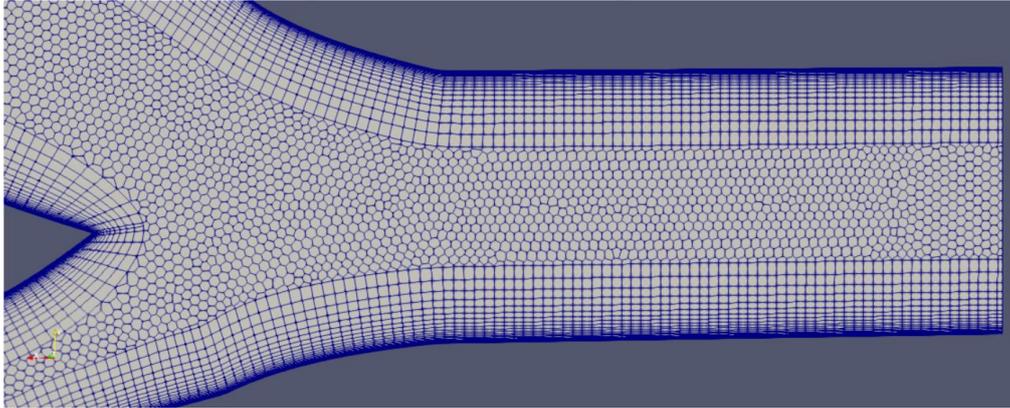


Fonte: autoria própria

Então, para os elementos do núcleo do modelo, vide Figura 5, foram utilizados elementos poliédricos devido à complexidade da geometria e boa relação entre acurácia e custo computacional, sendo utilizado um tamanho de elemento mínimo igual a 0,1 mm,

tamanho de elemento máximo igual a 0,3 mm e taxa de crescimento também de 20%, principalmente baseado nos testes realizados no estudo preliminar de independência de malha.

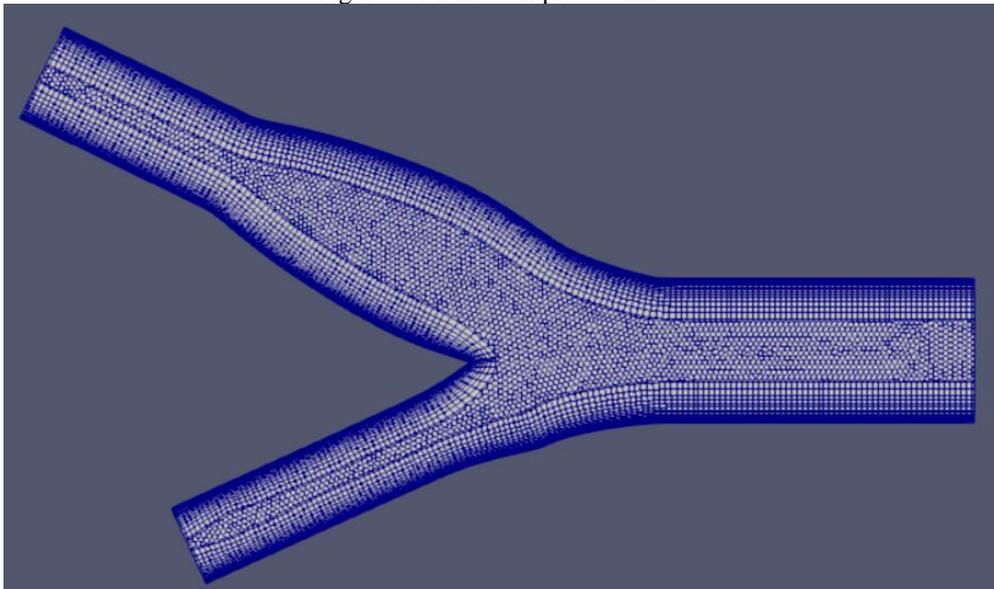
Figura 5: Zoom da malha na região central



Fonte: autoria própria

Assim, foi obtida uma malha, vide Figura 6, com 253.445 elementos e foi utilizado como índice de qualidade o parâmetro de distorção, o qual teve seu valor máximo em aproximadamente 0,79, o que indica uma malha de ótima qualidade em relação a regularidade de seus elementos.

Figura 6: Malha completa utilizada



Fonte: autoria própria

3.2.3 Propriedades do Fluido

Foram determinados 3 modelos de fluido a fim analisar a influência dos modelos de reologia no trabalho, onde todos os 3 foram considerados incompressíveis.

3.2.3.1 Newtoniano

O primeiro fluido é o modelo Newtoniano, com densidade igual à 1050 Kg/m³ e viscosidade dinâmica igual à 0,0035 Pa.s, ambos os dados de acordo com Sugiyama et al.(2016) e Lee et al.(2013), resultando em uma viscosidade cinemática de 3,3310⁻⁶ m²/s, o qual é o valor inserido de entrada no OpenFoam.

O modelo Newtoniano foi empregado de acordo com a fórmula genérica apresentada em diversas referências bibliográficas e já conhecida, segue abaixo.

$$\mu = \frac{\tau_0}{\dot{\gamma}} \quad (02)$$

3.2.3.2 Herschel-Bulkley

O segundo fluido foi o modelo não-newtoniano de Herschel Bulkley, o qual combina os efeitos do Plástico de Bingham e o comportamento da Lei de Potência em um fluido. Para baixas taxas de deformação, o material é modelado como um fluido muito viscoso com viscosidade η_0 . Além disso, há um limite na taxa de deformação correspondente ao limite de tensão τ_0 , onde a viscosidade é descrita por uma Lei de Potência.

O modelo utilizado segue os parâmetros propostos por Sugiyama et al.(2016), com a fórmula empregada apresentada abaixo.

$$\mu = k\dot{\gamma}^{(n-1)} + \frac{\tau_0}{\dot{\gamma}} \quad (03)$$

Onde μ representa a viscosidade dinâmica, $\dot{\gamma}$ é a taxa de deformação e ρ a densidade. Os parâmetros “ k ” e “ n ” foram utilizados de acordo com a referência utilizada pelo mesmo autor, os quais foram retirados de KIM (2002). Segue abaixo uma tabela com os valores de cada parâmetro utilizado, vide Tabela 1.

Quadro 1: Parâmetros utilizados no modelo Herschel-Bulkley

P	1050 Kg/m ³
η_0	0,15 Pa.s
τ_0	0,0175 Pa
k	8,9721 E-03 Pa.s
n	0,8601

Fonte: Kim (2012)

3.2.3.3 Carreau-Yasuda

O terceiro fluido foi o modelo não-newtoniano de Carreau-Yasuda, o qual em baixas taxas de cisalhamento ($\dot{\gamma} \ll \frac{1}{k}$), o fluido se comporta como newtoniano com viscosidade igual a η_0 . Em taxas de cisalhamento intermediárias ($\dot{\gamma} \approx \frac{1}{k}$), o fluido sem comporta de acordo com a Lei da Potência. Em altas taxas de cisalhamento, o fluido depende dos índices de potência (n, a) e volta a se comportar como um fluido Newtoniano com viscosidade igual a η_∞ . O modelo utilizado segue os parâmetros propostos por Boyd, 2007, vide equação abaixo.

$$\mu = \eta_\infty + (\eta_0 - \eta_\infty) [1 + (k\dot{\gamma})^a]^{\frac{n-1}{a}} \quad (04)$$

Onde μ representa a viscosidade dinâmica, $\dot{\gamma}$ é a taxa de deformação e ρ a densidade. Os parâmetros “k”, “n” e “a” foram utilizados de acordo com a referência utilizada pelo mesmo autor, os quais foram retirados de Boyd, 2007. Segue abaixo uma tabela com os valores de cada parâmetro utilizado, vide Tabela 2.

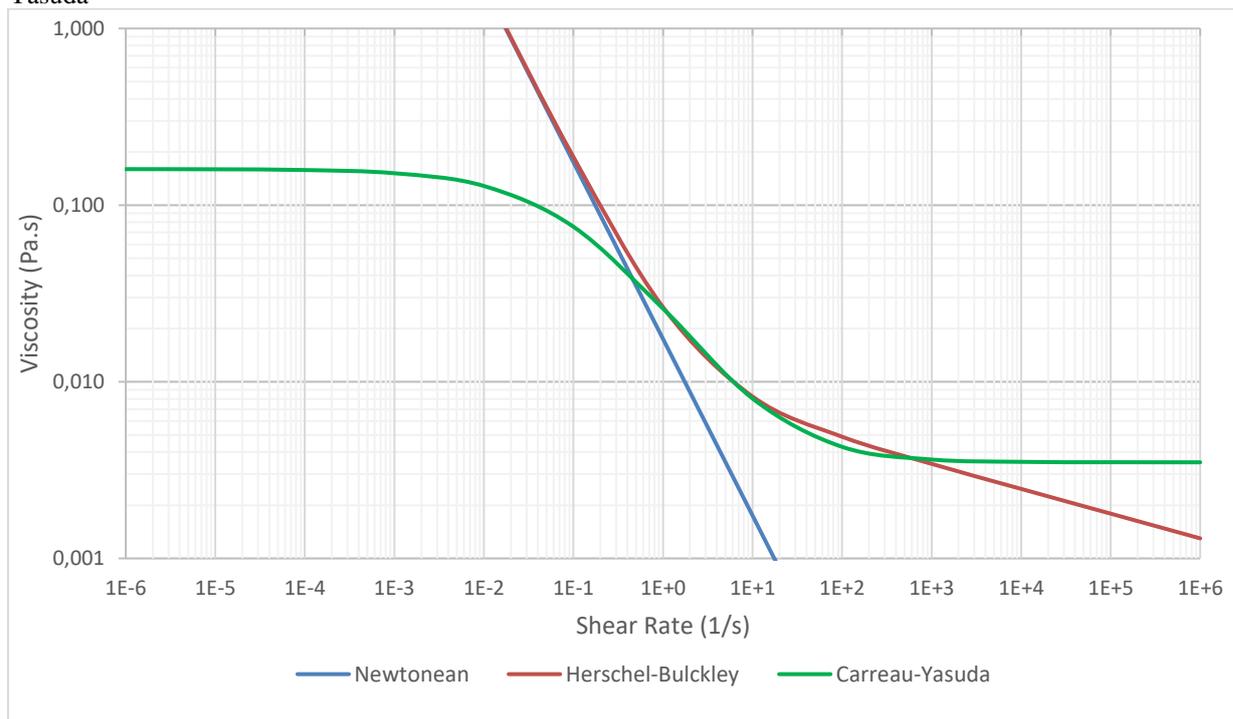
Quadro 2: Parâmetros utilizados no modelo Carreau-Yasuda

ρ	1050 Kg/m ³
η_0	0,16 Pa.s
η_∞	0,0035 Pa.s
k	8,2 Pa.s
n	0,2128
a	0,640

3.2.3.4 Comparativo

No gráfico abaixo é possível observar o comportamento descrito acima de cada um dos modelos, Newtoniano, Herschel-Bulckley e Carreua-Yasuda, na faixa de interesse para o fluido sanguíneo humano. Para plotar as curvas dos modelos, vide Figura 7, foram utilizados os parâmetros descritos nas tabelas acima.

Figura 7: Comparativo entre modelos de fluido utilizados, Newtoniano, Herschel-Bulckley e Carreau-Yasuda



Fonte: autoria própria

3.2.4 Condições de Contorno

Seguiu-se os experimentos realizados por KU et al.(1984), sendo utilizado como condição de contorno na saída nos pontos 2 e 3 o gradiente nulo; para as paredes dos vasos, foi admitido uma condição de não deslizamento; para a condição de entrada, utilizou-se a vazão volumétrica média medida em experimentos através de um Scanner de Ultrassom Duplex pelo mesmo artigo, onde a partir do diâmetro geométrico do modelo, calculou-se a velocidade média a ser utilizada.

Vale salientar que o diâmetro utilizado neste artigo foi de um paciente específico, enquanto o diâmetro do presente trabalho foi desenvolvido seguindo as referências de Bharadvaj (1982a,b), conforme já comentado anteriormente, sendo julgado mais coerente replicar a vazão volumétrica e não a velocidade média, visto que a vazão volumétrica é mais global entre os pacientes, enquanto que a velocidade do fluido é mais particular para cada paciente, dependendo de seu biotipo.

3.2.5 Algoritmo, Solver e condição de parada

Todas as simulações foram realizadas em estado estacionário, tendo em vista que as condições de contorno aplicadas foram constantes no tempo. Com relação ao método numérico escolhido para a resolução dos sistemas de equações, o método SIMPLEC foi

empregado em vista de uma convergência aprimorada em relação ao SIMPLE, segundo CHUNG (2002).

Tendo em vista as características já citadas dos modelos trabalhados, escolheu-se utilizar o solver SimpleFoam para simulação com o fluido newtoniano e o solver RheoFoam para os fluidos não-newtonianos, de acordo com OpenFoam (2018a,b) e RheoTool (2020).

Acerca da condição de parada, foi utilizado como condição de convergência atingir resíduos para a equação de pressão e velocidade na ordem de 10^{-6} , o qual julgou-se ser um valor suficientemente baixo para a acurácia desejada.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

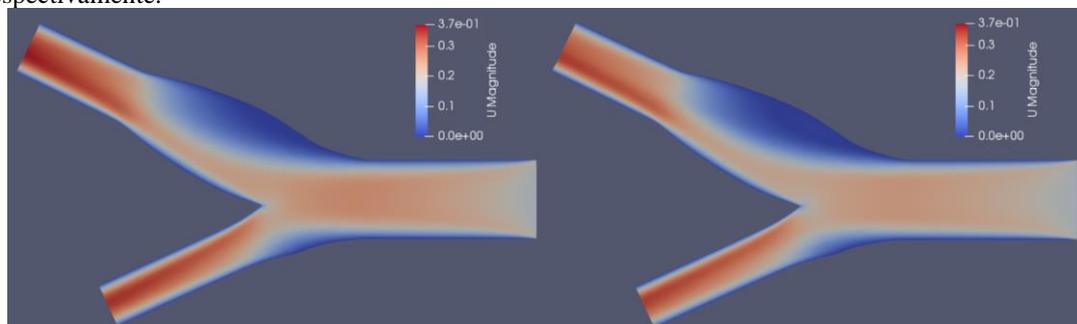
Neste item, os resultados são explorados e discutidos. Essas discussões foram separadas por subitem correspondente a cada tema de análise de sensibilidade aplicada.

4.1 ESCALAS

Primeiramente, foram avaliados os dados referentes às diferentes escalas simuladas, ou seja, 0,5; 0,75; 1,0; 1,25 e 1,5.

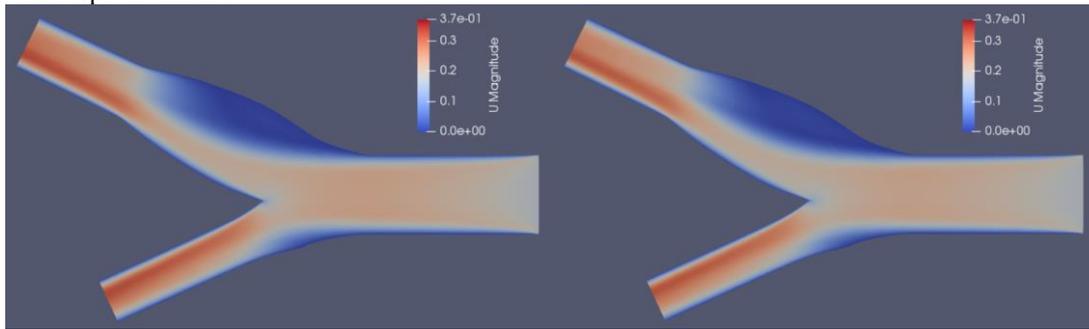
Apresentam-se os dados de contornos de velocidade para os casos com fluido Newtoniano em cada escala simulada, nas quais é observado que à medida que reduzimos a escala da geometria com as condições de contorno mantidas, o efeito de aceleração do fluido é incrementado, o que resulta em velocidades maiores. A lógica oposta pode ser aplicada ao ampliar a escala do modelo, vide Figuras 8 a 12.

Figuras 8 e 9: contornos de velocidade [m/s] na face de simetria, escala de 50% e 75%, a esquerda e direita respectivamente.



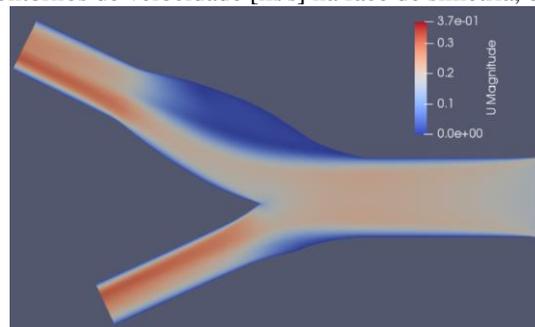
Fonte: autoria própria

Figuras 10 e 11: contornos de velocidade [m/s] na face de simetria, escala de 100% e 125%, a esquerda e direita respectivamente



Fonte: autoria própria

Figura 12: contornos de velocidade [m/s] na face de simetria, escala de 150%



Fonte: autoria própria

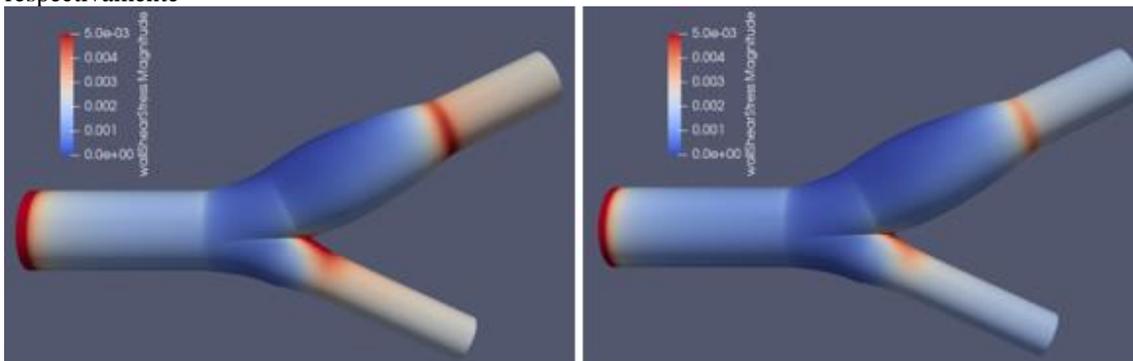
Apesar de as variações de velocidade serem esperadas, a mudança da escala produziu resultados perfeitamente proporcionais. Tal indicação é, entretanto, curiosa. A bifurcação com diâmetros distintos produz uma perda de carga localizada e contínua (para as ramificações) que são dependentes da velocidade, porém tal proporcionalidade exata não se aplicaria, observando as equações Universal da perda de carga contínua e as semiempíricas baseadas na equação de Chezy para perda de carga localizada.

Nas Figuras de 8 a 12, tem-se essa gradativa modificação no comportamento, acompanhando essa variação numa proporção aproximada, porém não plenamente correlacionada com os índices das supramencionadas equações.

Em seguida, foram avaliados os dados de tensão de cisalhamento nas paredes dos vasos para os casos com fluido Newtoniano em cada escala simulada. Foi observado que à medida que reduzimos a escala, as tensões cisalhantes aumentavam. A lógica oposta pode ser aplicada ao ampliar a escala do modelo.

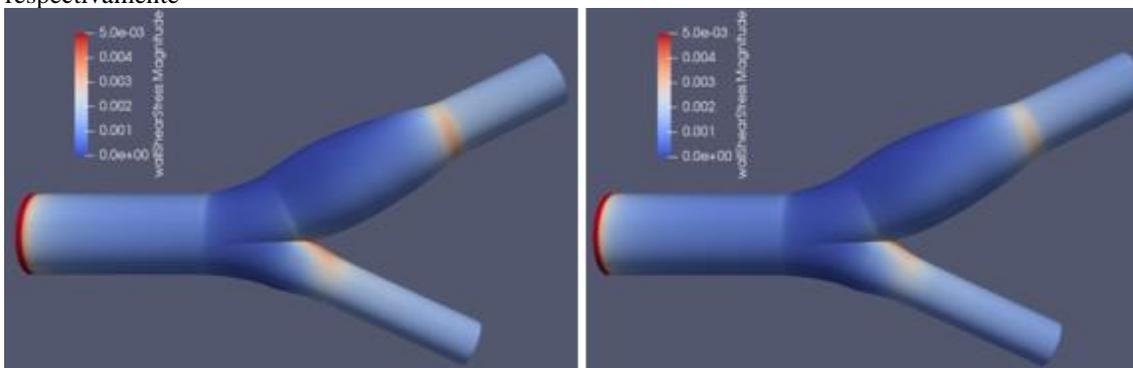
Tal comportamento condiz com a literatura, visto que os micros vasos com dimensões muito baixas geralmente têm tensões cisalhantes significativamente maiores quando comparados à vasos maiores no corpo humano, vide Figuras 13 a 17.

Figuras 13 e 14: contornos de tensão cisalhante de parede [Pa], escala de 50% e 75%, a esquerda e direita respectivamente



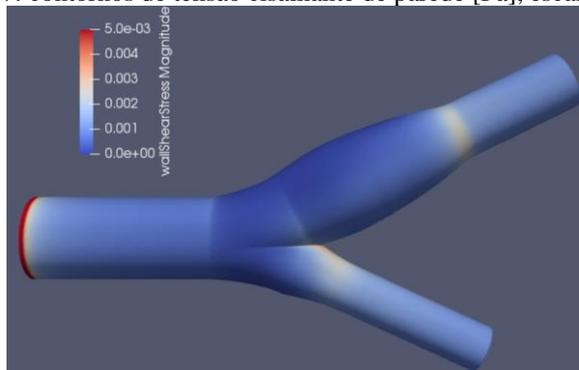
Fonte: autoria própria

Figuras 15 e 16: contornos de tensão cisalhante de parede [Pa], escala de 100% e 125%, a esquerda e direita respectivamente



Fonte: autoria própria

Figuras 17: contornos de tensão cisalhante de parede [Pa], escala de 150%



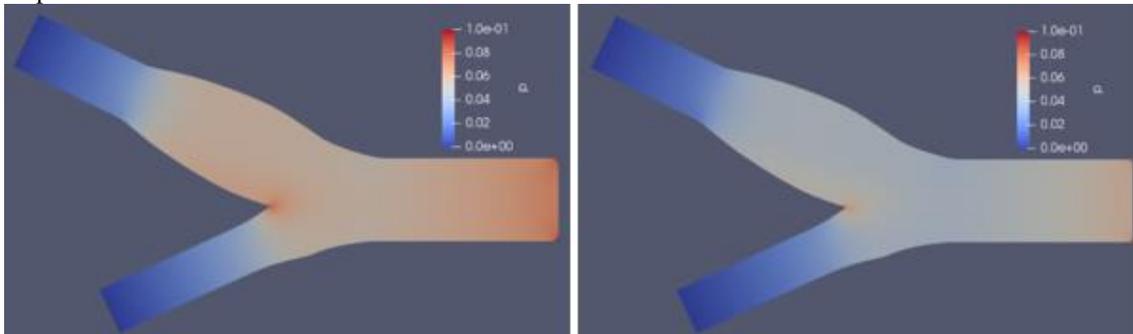
Fonte: autoria própria

Essa lógica de redução das tensões cisalhantes também corrobora o que se espera fisicamente ao se observar as perdas de carga e as análises anteriormente apresentadas para as velocidades.

Ao se avaliar a perda de pressão estática ao longo do vaso para os casos com fluido Newtoniano em cada escala simulada, observa-se que à medida que reduzimos a escala, o gradiente de pressão era significativamente maior. A lógica oposta pode ser aplicada ao

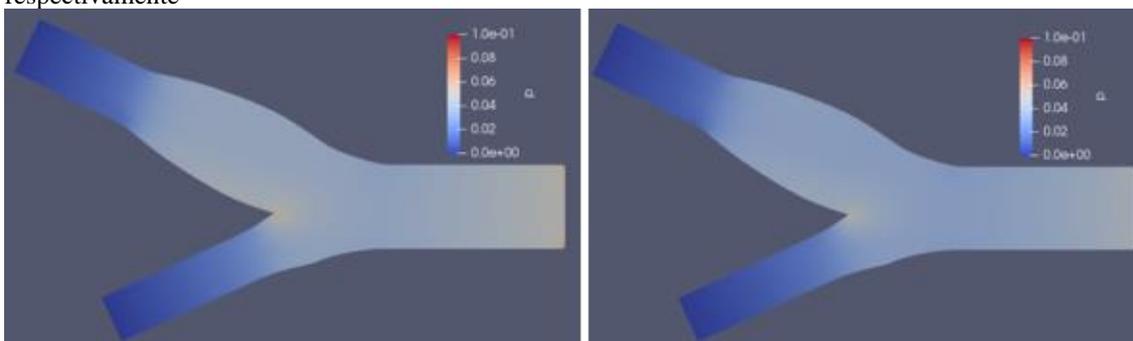
ampliar a escala do modelo, vide Figuras 18 a 22. O que mais uma vez corrobora com a interpretação física esperada para estes cenários de alteração geométrica.

Figuras 18 e 19: contornos de pressão na face de simetria [Pa], escala de 50% e 75%, a esquerda e direita respectivamente



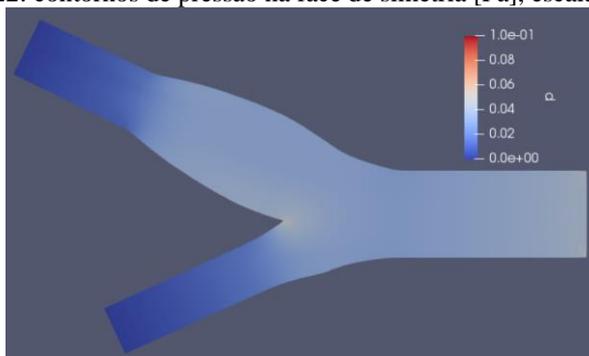
Fonte: autoria própria.

Figuras 20 e 21: contornos de pressão na face de simetria [Pa], escala de 100% e 125%, a esquerda e direita respectivamente



Fonte: autoria própria

Figuras 22: contornos de pressão na face de simetria [Pa], escala de 150%



Fonte: autoria própria

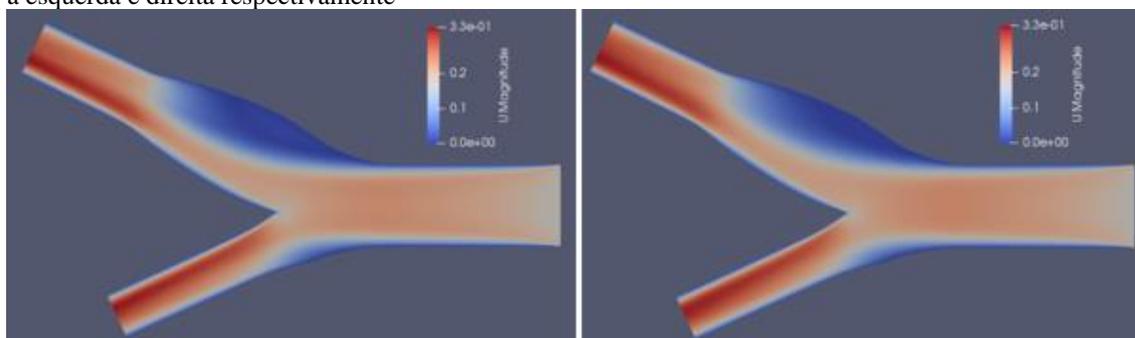
No entanto, o que pode ser acrescentado é que pouco se alterou nas condições de resistência circulatória. O que se observa é que a redução de escala proporcional, apesar de produzir resultados também proporcionais e seguindo o condizente com as equações que regem tais escoamentos, a resistência circulatória na bifurcação, que rege o fluxo

preferencial nela, sofreu pouca influência, ao ser observado que as condições gerais de fluxo são mantidas em proporcionalidade entre os diâmetros das ramificações.

4.2 MODELOS DE FLUIDOS

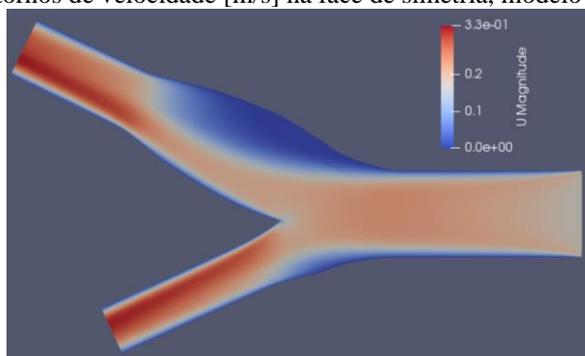
Em complementação a estas análises, foram avaliados os dados referentes aos três modelos de fluidos diferentes, ou seja, Newtoniano, Herschel-Bulkley e Carreau-Yasuda para a escala de 100%. Iniciou-se avaliando os contornos de velocidade, onde não foi identificado diferenças significativas entre os três modelos, vide Figuras 23 a 25.

Figuras 23 e 24: contornos de velocidade [m/s] na face de simetria, modelo newtoniano e Herschel-Bulkley, a esquerda e direita respectivamente



Fonte: autoria própria

Figura 25: contornos de velocidade [m/s] na face de simetria, modelo Carreau-Yasuda



Fonte: autoria própria

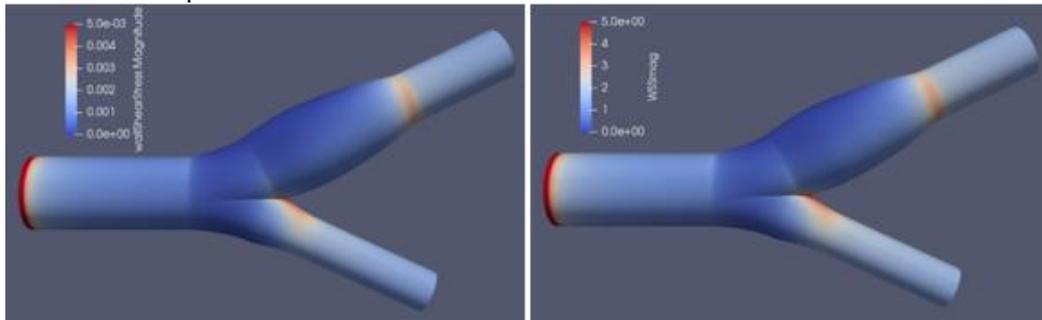
Este comportamento pode ser justificado principalmente devido ao fato de os modelos empregados serem diferenciados apenas na região da camada limite. Ou seja, as propriedades do fluido que poderiam alterar o comportamento global do fluido, distante da camada limite, são iguais para os três modelos, a exemplo da densidade.

Ao serem avaliados os dados de tensão de cisalhamento nas paredes dos vasos para os diferentes fluidos modelados, nota-se que a tensão cisalhante nas paredes do vaso foi o resultado com maiores diferenças entre os modelos, conforme esperado, visto que

as principais diferenças entre os três modelos de fluidos é justamente na região da camada limite, mais especificamente, na subcamada limite viscosa, onde são calculados os valores de tensão cisalhante.

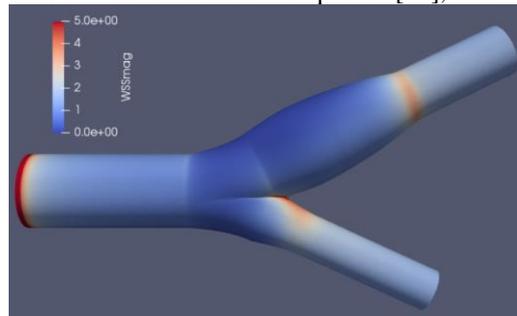
Já nas paredes dos vasos com os modelos não-newtonianos, as tensões cisalhantes são significativamente superiores às do modelo newtoniano, Figuras 26 a 28.

Figuras 26 e 27: contornos de tensão cisalhante na parede [Pa], modelo newtoniano e Herschel-Bulkley, a esquerda e direita respectivamente



Fonte: autoria própria.

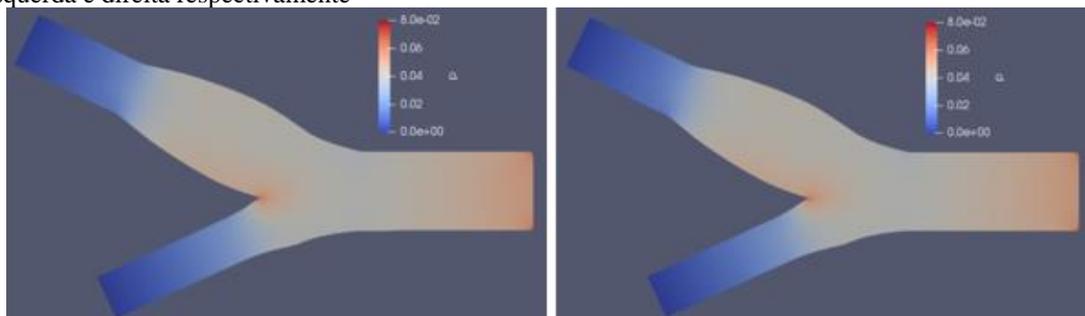
Figuras 28: contornos de tensão cisalhante na parede [Pa], modelo Carreau-Yasuda



Fonte: autoria própria

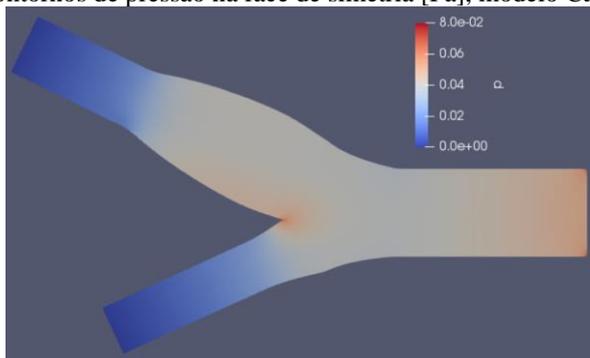
Da mesma forma que foi observado para os contornos de velocidade e perda de pressão estática ao longo do escoamento, notou-se que a perda de pressão global foram muitos semelhantes entre os diferentes fluidos estudados, vide Figuras 29 a 31.

Figuras 29 e 30: contornos de pressão na face de simetria [Pa], modelo newtoniano e Herschel-Bulkley, a esquerda e direita respectivamente



Fonte: autoria própria

Figura 31: contornos de pressão na face de simetria [Pa], modelo Carreau-Yasuda



Fonte: autoria própria

O que se observa é que para a mudança reológica, poucos efeitos foram significativos no escoamento permanente nas condições testadas sem o efeito de Fahraeus-Lindqvist. Isso também parece compreensível em vista de que muitas simplificações foram empregadas na modelagem e a escala dimensional aplicada foi suficiente para que isso seja pertinente.

5 CONCLUSÕES

Algumas conclusões podem ser levantadas:

- A malha computacional se mostrou estável e independente nas simulações com a distribuição apresentada neste estudo;
- As variações geométricas de escala acompanham, ao se aplicar a equação de Navier-Stokes, um comportamento esperado pelas equações semiempíricas;
- As relações de diâmetros das ramificações nas escalas e proporções testadas pouco interferem na resistência circulatória local;
- O comportamento para os modelos reológicos mais tradicionalmente utilizados para descrever a viscosidade sanguínea se aproxima do Newtoniano para a escala e considerações testadas;
- Foi possível vislumbrar o comportamento relativo a estes dois parâmetros para as faixas mais empregadas na literatura.

A partir deste trabalho, considera-se ainda que a maioria dos objetivos propostos foram atingidos, com exceção do último objetivo específico de modelar um parâmetro comparativo para o uso de cada modelo testado e suas faixas.

Vale salientar que foi desenvolvida uma metodologia robusta nos softwares opensource OpenFOAM e Paraview para a realização do presente trabalho. Além disso, foram feitas diversas observações e análises pelo aluno, as quais contribuíram para o melhor entendimento da hemodinâmica, ferramenta CFD, escrita de artigos científicos e, conseqüentemente, desenvolvimento do aluno de forma global no âmbito acadêmico, cumprindo com o papel da iniciação científica e deixando-o apto a desenvolver projetos conseqüentes.

Para projetos futuros, seria recomendado implementar uma condição de simulação transiente com um perfil de velocidade de entrada mais realista do corpo humano, conforme executado em Ku et al (1984), Bharadvaj (1982a,b) e Sugiyama et al.(2016), a fim de representar o comportamento físico de sístole e diástole do coração.

Também para o futuro, outras investigações e modelos reológicos precisam ser testados, bem como uma escala mais próxima a escala de arteríolas ao invés de artérias e alteração da proporção relativa das ramificações entre si.

Outra investigação futura decorre da análise do efeito de Fahraeus-Lindqvist no comportamento e fluxos, fator importante, porém complexo de se aplicar em um estudo inicial.

REFERÊNCIAS

BERTOLOTTI, F. P. HRBERT, T., SPALART, P.R.. Linear and nonlinear stability of the Blasius boundary layer. *J. Fluid. Mech.*, vol 242, pp.441-473, 1992.

BHARADVAJ, B. K. Steady Flow in a Model of the Human Carotid Bifurcation, Part I – Flow Visualization. *Journal Biomechanics*, Vol 15, No. 5, pp. 349-362, 1982a.

BHARADVAJ, B. K. Steady Flow in a Model of the Human Carotid Bifurcation, Part II – Flow Visualization. *Journal Biomechanics*, Vol 15, No. 5, pp. 363-378, 1982b.

BOULPAEP, E. L. Arteries and Veins. In: BORON, W. F., BOULPAEP, E. L. *Medical Physiology*. Saunders Elsevier, Philadelphia, 2012.

BOYD, J., BUICK, J.M.. Analysis of the Casson and Carreau-Yasuda non-Newtonian blood models in steady and oscillatory flows using the lattice Boltzmann method. *Physics of Fluids*, v.19, n.9 2007

CHO, Y. I., KENSEY, K. R.. Effects of the non-Newtonian viscosity of blood on hemodynamics of diseased arterial flows: part 1, steady flows. *Biorheology*, v.28, p. 241-262, 1991.

CHUNG, T.J. *Computational Fluid Dynamics*. Cambridge University Press, 2002.

DOHERTY, R. V., LOPES, G. B, LOBOSCO, R.J.. Análise das Tensões do Escoamento Sanguíneo Newtoniano em Parede Vascular Utilizando Hemodinâmica Computacional. *Revista de Ciências Exatas e Tecnologia*, v.14, n.14, 2019.

GIJSEN, F. J. H., van de VOSSE, F.N., JANSSEN, J.D. The influence of the non-Newtonian properties of blood on the flow in large arteries: steady flow in a carotid bifurcation model. *Journal of Biomechanics*, v. 32, pp. 601-608, 1999.

Gimenez Jr GAA; Caporali AS; Brincalepe AC.. Automation of the Coronary Artery Preparation Process for Atherosclerosis Studies. *The Academic Society Journal*, 2017.

KIM, S. A Study of Non-Newtonian Viscosity and Yield Stress of Blood in a Scanning Capillary-Tube Rheometer, Drexel University, Philadelphia, Pa, USA, 2002.

KU, D. N., GIDDENS, D.P., PHILIPS, D.J., STRANDNESS, JR, D.E.. Hemodynamics of the Normal Human Carotid Bifurcation: In Vitro and In Vivo Studies. *Ultrasound in Med. & Biol.*, v. 11, n. 1, pp. 13-26, 1985.

LEE, C. J., ZHANG, C.J, TAKAO, H., MURAYAMA, Y., QIAN, Y.. A Fluid-Structure Interaction Study Using Patient-Specific Ruptured and Unruptured Aneurysm: The Effect of Aneurysm Morphology, Hypertension and Elasticity. *Journal of Biomechanics*, v. 46, n.14, 2013.

OPENFOAM DOCUMENTATION, User Guide. OpenCFD Ltd - ESI Group, 2018a.

OPENFOAM DOCUMENTATION, Tutorial Guide. OpenCFD Ltd - ESI Group, 2018b.

PALMA RV; NISHIDA BYT; HERNANDES M; FONSECA JWG; BOCK, EGP..
Simulação da resistência vascular sistêmica do simulador híbrido do sistema cardiovascular. The Academic Society Journal, 2017.

RHEOTOOL User Guide, Version 5.0. April, 2020.

SUGIYAMA, S. I., ENDO, H., NIIZUMA, K., ENDO, T., FUNAMOTO, K., OHTA, M., TOMINAGA, T.. Computational Hemodynamic Analysis for the Diagnosis of Atherosclerotic Changes in Intracranial Aneurysms: A Proof-of-Concept Study Using 3 Cases Harboring Atherosclerotic and Nonatherosclerotic Aneurysms Simultaneously. Hindawi Publishing Corporation, Computational and Mathematical Methods in Medicine, 2016.

WALKER, R.A. THOMPSON, A.M. Prognostic and predictive factors in breast cancer: an overview. Prognostic and Predictive Factors in Breast Cancer, 2ª Edição, Informa Healthcare, Londres, 2008.

XUAN, J. W., LACEFIELD, J.C., WIRTZFELD, L.A., HONGYI JIANG, M.B., IZAWA, J.I., MOUSSA, M., CHIN, J.L., FENSTER, A.. Prostatic Secretory Protein of 94 Amino Acids GeneDirected Transgenic Prostate Cancer: Three-Dimensional Ultrasound Microimaging. In: HAYAT, M.A. (Ed.). Cancer Imaging: Instrumentation and Application. Volume 2, 1ª Edição, Londres, 2008

SCHWATZ, C. R.; FIAMONCINI, I. A. D.; SOUSA, R. N.; BITTELBRUNN, B. I.; ROSA, L. M.; MEIER, H. F.; BASTOS, J. C. S. C.. Avaliação do escoamento de plasma sanguíneo ao redor de eritrócitos 2D com o uso de fluidodinâmica computacional. Brazilian Journal of Development, Vol. 5, No. 8, 2019.

AMADO, F. P.; MONDAINI, V. H. C.. Número de Reynolds Crítico em Bifurcações. Brazilian Journal of Development, Vol. 6, No. 9, 2020.