



UNIVERSIDADE FEDERAL DO MARANHÃO – UFMA
CENTRO DE CIÊNCIAS EXATAS E TECNOLOGIA – CCET
COORDENAÇÃO DO CURSO DE ENGENHARIA MECÂNICA - CCEM



**SIMULAÇÃO NUMÉRICA 3D DE UM ESCOAMENTO SANGUÍNEO EM UMA
ARTÉRIA BRAQUIAL: SEM E COM OBSTRUÇÕES INTERNAS**

São Luís - MA

2023



UNIVERSIDADE FEDERAL DO MARANHÃO – UFMA
CENTRO DE CIÊNCIAS EXATAS E TECNOLOGIA – CCET
COORDENAÇÃO DO CURSO DE ENGENHARIA MECÂNICA - CCEM



**SIMULAÇÃO NUMÉRICA 3D DE UM ESCOAMENTO SANGUÍNEO EM UMA
ARTÉRIA BRAQUIAL: SEM E COM OBSTRUÇÕES INTERNAS**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Curso de Bacharelado em Engenharia Mecânica da Universidade Federal do Maranhão, como pré-requisito para obtenção do grau de Bacharel em Engenharia Mecânica.

Discente: João Pedro Garrido Fonseca

Orientador: Prof. Dr. Glauber Cruz

São Luís - MA

2023

JOÃO PEDRO GARRIDO FONSECA

**SIMULAÇÃO NUMÉRICA 3D DE UM ESCOAMENTO SANGUÍNEO EM UMA
ARTÉRIA BRAQUIAL: SEM E COM OBSTRUÇÕES INTERNAS**

Trabalho aprovado. São Luís MA, ____ de _____ de 2023

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Glauber Cruz - CCEM/UFMA (Orientador)

Prof. Dr. Jorge Bertoldo Júnior - CCEM/UFMA (Membro interno)

Prof. Dr. Elmo de Sena Ferreira Júnior - DEEQ/UFMA (Membro externo)

Prof. Dr. Paulo Roberto Campos Flexa Ribeiro Filho - DEMEC/UEMA (Membro externo)

Ficha gerada por meio do SIGAA/Biblioteca com dados fornecidos pelo(a) autor(a).

Diretoria Integrada de Bibliotecas/UFMA

Fonseca, João Pedro Garrido.

Simulação numérica 3D de um escoamento sanguíneo em uma artéria braquial: sem e com obstruções internas / João Pedro Garrido Fonseca. - 2023.

64 f.

Orientador(a): Glauber Cruz.

Curso de Engenharia Mecânica, Universidade Federal do Maranhão, São Luis - MA, 2023.

1. ANSYS Fluent. 2. Bioengenharia. 3. Biofluido. 4. Fluxo Sanguíneo. I. Cruz, Glauber. II. Título.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente agradeço a Deus pela sua infinita misericórdia, por me dar forças ao longo dessa trajetória. Nos momentos mais difíceis Ele foi meu refúgio e minha fortaleza e sem Ele não chegaria até aqui.

Agradeço por ter tido paciência, inteligência e perseverança necessárias, não surtar e conseguir concluir essa proposta de trabalho de conclusão de curso. É gratificante poder concluir algo que era uma das maiores dificuldades para mim.

Agradeço à minha família que me incentivou da melhor maneira possível.

Agradeço aos amigos, colegas e conhecidos que torceram por mim, contra ou a favor e aos que gostavam ou me odiavam também.

Por fim, agradeço ao meu orientador Prof. Dr. Glauber Cruz pela confiança, apoio, ensinamentos, correções e broncas.

Onde você investe seu tempo, você investe sua vida.

(João Pedro Garrido)

RESUMO

A biofluidodinâmica computacional tornou-se uma ferramenta importante e eficiente para estudos relacionados à Medicina, possibilitando simular computacionalmente as doenças cardiovasculares causadas por dificuldades no fluxo sanguíneo dentro das artérias e/ou veias. Nesta perspectiva, esta pesquisa propõe uma análise numérica (CFD) por meio de simulações tridimensionais (3D) do campo de escoamento sanguíneo, em dois modelos de artéria braquial, uma com o fluxo desobstruído e outra com obstruções internas, considerando o sangue como um biofluido não-Newtoniano e utilizando, para tal, o modelo matemático da Lei de Potência (*Power Law*). A modelagem foi realizada no *software ANSYS Workbench*®, *plugin Fluent 2023 R1* (versão estudantil). Foram analisadas a viscosidade em função da taxa de deformação, campos de pressão e velocidade do fluido, e tensões de cisalhamento em um fluxo interno às paredes da artéria. Apresentou-se os resultados para seis configurações distintas, sendo três para cada modelo de artéria, analisando três diferentes malhas computacionais. Observou-se um comportamento pseudoplástico do sangue, além dos valores médios de cada variável, entre todas as configurações, em relação aos dois modelos de artéria propostos, sendo de $1,33 \times 10^4$ a $1,44 \times 10^4$ Pa para a pressão, $0,00$ a $2,93 \times 10^{-1}$ m s⁻¹ para a velocidade, e $4,72 \times 10^{-3}$ a $8,72 \times 10^1$ N m⁻² para a tensão de cisalhamento. Comparando-se as malhas computacionais para as duas geometrias, os valores foram crescentes, da malha menos refinada para a mais refinada (grosseira, intermediária e refinada), em quase todas as variáveis estudadas, apresentando uma oscilação apenas nos valores mínimos da tensão de cisalhamento. Portanto, demonstrou-se que as artérias obstruídas exibiram riscos para evolução de algumas doenças cardiovasculares (aterosclerose, ateromas, entre outras), pois uma vez que os maiores valores de tensão de cisalhamento foram encontrados na região das obstruções, compreende-se que essa condição desregula a velocidade e pressão do fluxo, provocando graves problemas ao bem-estar humano.

Palavras-chave: ANSYS *Fluent*. Biofluido. Bioengenharia. Fluxo Sanguíneo.

ABSTRACT

Computational biofluidynamics has become an important and efficient tool for studies related to Medicine, making it possible to computationally simulate cardiovascular diseases caused by difficulties in blood flow within arteries and/or veins. From this perspective, this research proposes a numerical analysis (CFD) through three-dimensional (3D) simulations of the blood flow field, in two brachial artery models, one with unobstructed flow and other with internal obstructions, considering blood as a biofluid non-Newtonian and using, for this purpose, the mathematical model of the Power Law. The modeling was carried out in the ANSYS Workbench® software, Fluent 2023 R1 plugin (student version). Viscosity was analyzed as a function of strain rate, pressure fields and fluid velocity, and shear stresses in a flow internal to the artery walls. The results were presented for six different configurations, three for each artery model, analyzing three different computational meshes. A pseudoplastic behavior of the blood was observed, in addition to the average values of each variable, among all configurations, in relation to the two proposed artery models, ranging from 1.33×10^4 to 1.44×10^4 Pa, 0.00 to 2.93×10^{-1} m s⁻¹ and 4.72×10^{-3} to 8.72×10^1 N m⁻², for pressure, velocity and shear stress, respectively. Comparing the computational meshes for the two geometries, the values have increased, from the least refined mesh to the most refined (coarse, intermediate, and refined), in almost all variables studied, showing an oscillation only in the minimum values of the shear stress. Therefore, it was demonstrated that obstructed arteries exhibited risks for the development of some cardiovascular diseases (atherosclerosis, atheromas, among others), since the highest shear stress values were found in the region of obstructions, it is understood that this condition disrupts the flow velocity and pressure, causing serious problems for human well-being.

Keywords: ANSYS Fluent. Biofluid. Bioengineering. Blood flow.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Representação esquemática de uma artéria braquial generalizada e os diferentes ramos entre as regiões específicas das artérias axilar (AB), braquial (BC), radial (CDE) e ulnar (CFG).

Figura 2. Fluxograma das etapas necessárias para realização deste estudo.

Figura 3. Medidas de comprimento entre: (a) a borda, no *inlet*, e o começo da bifurcação (distância AB) e (b) entre uma ponta e outra da geometria computacional desenvolvida (distância AC).

Figura 4. Propriedades de massa (*mass properties*) para as geometrias: (a) sem obstruções e (b) com obstruções.

Figura 5. Medidas de área e perímetro, na coloração laranja, nas figuras: (a) saída 1 (*measure outlet 1*), (b) saída 2 (*measure outlet 2*) e (c) entrada (*measure inlet*).

Figura 6. Cadáver dissecado de uma pessoa adulta do sexo feminino e com idade desconhecida: (a) representação de algumas medidas e (b) bifurcação alta da artéria braquial.

Figura 7. Visualizações do *inflation* para as configurações das geometrias: (a) 3; (b) 4.

Figura 8. Malhas computacionais para a geometria sem obstrução, nas seguintes configurações: (a) 1: grosseira, (b) 2: intermediária e (c) 3: refinada.

Figura 9. Malhas computacionais para a geometria com obstruções, nas seguintes configurações: (a) 4: grosseira, (b) 5: intermediária e (c) 6: refinada.

Figura 10. Sentido do fluxo sanguíneo na simulação numérica (deslocamento dos vetores azuis (entrada) para os vetores vermelhos (saída)): (a) geometria sem obstruções e (b) geometria com obstruções.

Figura 11. Perfil de velocidade na entrada em dois períodos para um fluxo sanguíneo pulsátil e cíclico.

Figura 12. Critérios de convergência para as soluções numéricas em duas configurações desejadas: (a) 3: refinada sem obstrução e (b) 6: refinada com obstrução:

Figura 13. Comportamentos do fluido sanguíneo em função do índice da Lei de Potência: (a) $n < 1$, (b) $n > 1$ e (c) $n = 1$.

Figura 14. Representação gráfica da viscosidade aparente como uma função da taxa de deformação para o escoamento de fluidos não-Newtonianos.

Figura 15. Perfis vetoriais para o campo de pressão: (a) configuração 1: malha grosseira; (b) configuração 2: malha intermediária e (c) configuração 3: malha refinada.

Figura 16. Contornos de velocidade para as configurações: (a) 1: grosseira; (b) 2: intermediária e (c) 3: refinada.

Figura 17. Perfis dos campos de velocidades com vetores e contornos de partes da seção

transversal para as configurações: (a) 1: grosseira; (b) 2: intermediária e (c) 3: refinada.

Figura 18. Perfis de tensão de cisalhamento na parede interna para as configurações: (a) 1: grosseira; (b) 2: intermediária e (c) 3: refinada.

Figura 19. Perfis dos campos vetoriais de pressão para uma artéria braquial com obstruções internas nas seguintes configurações: (a) 4: grosseira; (b) 5: intermediária e (c) 6: refinada.

Figura 20. Contornos dos campos de velocidade para a artéria braquial com obstruções internas nas seguintes configurações: (a) 4: grosseira; (b) 5: intermediária e (c) 6: refinada.

Figura 21. Perfis dos campos de velocidade com vetores e contornos de partes da seção transversal para uma artéria braquial com obstruções internas nas seguintes configurações: (a) 4: grosseira; (b) 5: intermediária e (c) 6: refinada.

Figura 22. Perfis da tensão de cisalhamento na parede interna de uma artéria braquial com obstruções internas nas seguintes configurações: (a) 4: grosseira; (b) 5: intermediária e (c) 6: refinada.

Figura 23. Relatórios de fluxo de massa (*Flux reports*), com a respectiva taxa de fluxo de massa para uma artéria braquial sem obstrução nas seguintes configurações: (a) 1: grosseira; (b) 2: intermediária e (c) 3: refinada.

Figura 24. Relatórios de fluxo de massa (*Flux reports*), com a taxa de fluxo de massa em uma artéria braquial com obstruções internas nas seguintes configurações: (a) 4: grosseira; (b) 5: intermediária e (c) 6: refinada.

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Comprimentos entre as diferentes partes para as duas geometrias analisadas.

Tabela 2. Propriedades de massa para as duas geometrias escolhidas: sem obstruções e com obstruções.

Tabela 3. Medidas de área, perímetro, raio e diâmetro externo da artéria braquial avaliada neste estudo.

Tabela 4. Tipos de geometrias (sem e com obstrução), tipos de malhas computacionais, números de nós, números de elementos e *inflation*.

Tabela 5. Parâmetros da Lei de Potência para o sangue como um fluido não-Newtoniano.

Tabela 6. Diâmetros internos (DI) e espessuras das paredes (EP) das artérias braquiais para as diferentes configurações propostas.

Tabela 7. Números de interações para cada configuração proposta durante a realização dos cálculos numéricos.

Tabela 8. Balanço de massa para as duas configurações da artéria braquial (com ou sem obstruções internas).

Tabela 9. Resultados das diferenças entre os valores máximos e mínimos para as principais variáveis abordadas neste estudo.

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AET	Aspiração Endotraquial
BPM	Batimentos por Minuto
CAD	<i>Computer Aided Design</i> (Projeto Assistido por Computador)
CCEM	Coordenação do Curso de Engenharia Mecânica
CFD	<i>Computational Fluid Dynamic</i> (Dinâmica dos Fluidos Computacional)
CGV	Células de Glóbulos Vermelhos
DI	Diâmetro Interno
EP	Espessura da Parede
FEA	<i>Finite Elements Analysis</i> (Análise de Elementos Finitos)
GNF	Fluidos não-Newtonianos Generalizados
LVA	<i>Left Vertebral Artery</i> (Artéria Vertebral Esquerda)
MEF	Método dos Elementos Finitos
MVF	Método dos Volumes Finitos
RM	Ressonância Magnética
SC	Superfície de Controle
SPH	<i>Smoothed Particle Hydrodynamics</i> (Hidrodinâmica de partículas suavizadas)
UDF	<i>Used Defined Function</i> (Função usada definida)
UFMA	Universidade Federal do Maranhão
VAD	Dispositivo de Assistência Ventricular
VC	Volume de Controle
WSS	<i>Wall Shear Stress</i> (Tensão de Cisalhamento na Parede)

LISTA DE SÍMBOLOS

g	Aceleração da gravidade ($m\ s^{-2}$)
$\dot{\gamma}$	Taxa de Deformação (s^{-1})
k	Coefficiente de Consistência do Fluxo
k- ϵ SST	Modelo de Turbulência no <i>Ansys Fluent</i>
k- ω SST	Modelo de Turbulência no <i>Ansys Fluent</i>
n	Índice da Lei de Potência para comportamento do fluxo
ρ	Massa Específica ou Densidade ($Kg\ m^{-3}$)
p	Pressão (Pa)
P_{atm}	Pressão Atmosférica (Pa)
S_{Mx}	Variável Dependente de ρ e g
T	Temperatura (K)
t	Tempo (s)
τ_j	Tensão de Cisalhamento ($N\ m^{-2}$)
σ_j	Tensão Normal ($N\ m^{-2}$)
ν	Viscosidade aparente ou absoluta ($kg\ m^{-1}\ s^{-1}$)
\vec{V}	Velocidade ($m\ s^{-1}$)
\forall	Volume (m^3)

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	15
1.1 Análise numérica aplicando a Dinâmica dos Fluidos Computacional (CFD).....	17
2 JUSTIFICATIVA	19
3 OBJETIVOS.....	21
3.1 Geral	21
3.2 Específicos.....	21
4 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	22
4.1 Artéria braquial.....	22
4.2 Equações governantes.....	22
4.2.1 Conservação de massa ou equação da Continuidade.....	23
4.2.2 Conservação da quantidade de movimento dos fluidos	23
4.2.3 Modelo da Lei de Potência (Power Law)	24
5 METODOLOGIA NUMÉRICA	26
5.1 Domínio computacional ou geometrias	26
5.2 Confeção das malhas computacionais	30
5.2.1 Confeção das malhas computacionais para geometria sem obstrução	32
5.2.2 Confeção das malhas computacionais para geometria com obstruções	33
5.3 Descrição detalhada do problema físico estudado.....	34
6 RESULTADOS E DISCUSSÃO	38
6.1 Soluções Numéricas	38
6.2 Resultados Numéricos	40
6.2.1 Geometria da artéria braquial sem obstruções internas	42
6.2.2 Geometria da artéria braquial com obstruções internas.....	48
6.3 Validação e verificação das simulações numéricas.....	54
7 CONCLUSÕES E SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS.....	58
7.1 Conclusões.....	58
7.2 Sugestões para trabalhos futuros	58
8 REFERÊNCIAS	60

1 INTRODUÇÃO

Atualmente, simulações numéricas envolvendo diferentes tipos de escoamentos são amplamente utilizadas em diversas aplicações de Engenharia, desde o fluxo em torno de asas de avião e turbinas hidráulicas, até fluxo de biofluidos, por exemplo, em vasos sanguíneos e/ou em outros sistemas circulatórios (CHEN e LIU, 2015).

A aplicação dos princípios de biofluidos é crucial para os projetos envolvendo sistemas experimentais, nos quais novos aspectos de escoamentos acionados por processos fisiológicos podem ser estudados e testados, bem como, para o sucesso de concepções ou sistemas artificiais de dispositivos amplamente usados nas Ciências Médicas e/ou da Saúde (ELAD e BLUESTEIN, 2012).

Por exemplo, Doherty e Lopes Júnior (2022) explanaram a necessidade do aprofundamento em estudos sobre o escoamento sanguíneo em vasos e a interação destes com as propriedades do escoamento, tais como a pressão e velocidade para os diversos campos da Bioengenharia ligados à hemodinâmica corporal humana. Com o objetivo de projetar um cateter mais eficiente, para garantir um procedimento de Aspiração Endotraqueal (AET) mais seguro e confortável, Las-Casas *et al.* (2018) utilizaram técnicas de modelagem numérica (CFD) para estudar o efeito da geometria do cateter na eficiência do dispositivo biomecânico, estabelecendo as características do muco respiratório e as propriedades viscoelásticas deste. Lopes Júnior, Gómez e Bock (2018) estudaram a detecção de regiões de risco de hemólise em um projeto de melhoria de Dispositivos de Assistência Ventricular (VAD), com o uso de ferramentas CFD, para uma análise do fluxo sanguíneo do sistema cardiovascular.

Portanto, a biofluidodinâmica computacional tornou-se uma ferramenta importante e eficiente para estudos relacionados às Ciências Médicas nas últimas décadas, por meio de simulações de escoamentos dos diversos sistemas do corpo humano, uma vez que estas possibilitam simular computacionalmente as doenças cardiovasculares e distúrbios que podem ser afetados pela dinâmica do fluxo sanguíneo dentro das artérias, vasos e/ou veias, utilizando frequentemente, a hemodinâmica para o entendimento dos principais aspectos funcionais destes (SODRÉ *et al.*, 2018).

Pesquisadores biomédicos, tais como Gutierrez (2020), que desenvolveu uma análise da Dinâmica dos Fluidos Computacional na substituição da válvula aórtica transcater, têm se apropriado de ferramentas CFD para modelar e entender os mecanismos físicos envolvidos na formação e progressão de distúrbios hemodinâmicos,

sendo que, a tensão de cisalhamento exercida nas paredes dos vasos sanguíneos (WSS – *Wall Shear Stress*), devido ao fluxo de sangue, é um dos principais fatores patogênicos que levam ao desenvolvimento de tais distúrbios, por exemplo, a magnitude e a distribuição do WSS podem trazer informações sobre os locais de possível crescimento de aneurisma e, além disso, os bloqueios que se acumulam ao longo do tempo podem ser previstos por meio de uma compreensão qualitativa do perfil do fluxo sanguíneo (ANSYS, 2022).

É interessante destacar que a natureza do sangue é complexa e não pode ser prevista pelo modelo newtoniano. Portanto, Zaman *et al.* (2018) apresentaram características não-Newtonianas para o sangue, tais como: tensão de escoamento, pseudoplasticidade e viscoelasticidade em baixa ou alta taxas de cisalhamento.

De acordo com Truskey, Yuan e Katz (2009), o sangue é composto por uma fase aquosa (plasma), sais, açúcares, proteínas, células de glóbulos vermelhos (CGV), que constituem de 40,00 a 50,00% do volume total, glóbulos brancos e plaquetas. Os autores afirmaram que devido às CGV, o fluido sanguíneo apresenta um comportamento significativo não-Newtoniano, apesar de alguns dos outros compostos contidos neste apresentarem características de fluidos newtonianos.

Os fluidos para os quais a tensão de cisalhamento não é diretamente proporcional à taxa de deformação, são considerados não-Newtonianos, sendo que muitos fluidos comuns apresentam esse tipo de comportamento (FOX *et al.*, 2014). Como comprovação desse tipo de conceito, Nguyen *et al.* (2012) citaram soluções salinas, ketchup, creme dental, suspensões de amido, tintas, sangue, xampus, entre outras substâncias, como materiais fluidos que exibem um comportamento de fluidos não-Newtonianos.

Desta forma, modelos matemáticos simplificados são empregados para modelar o comportamento de fluidos não-Newtonianos em simulações numéricas de CFD (SIMSCALE, 2022). Muitos cientistas estudaram, analisaram e caracterizaram o comportamento desses fluidos há décadas e desenvolveram vários modelos analíticos para facilitar a análise destes, uma vez que, esses modelos podem ser empregados para interpolar dados, classificar e categorizar fluidos e até mesmo ajudar a fazer os cálculos para simulações de Dinâmica de Fluidos Computacional (IMAM, 2020). Um modelo matemático simples utilizado para caracterizar os fluidos não-Newtonianos é o modelo da Lei de Potência (*Power Law*).

1.1 ANÁLISE NUMÉRICA APLICANDO A DINÂMICA DOS FLUIDOS COMPUTACIONAL (CFD)

A Dinâmica dos Fluidos Computacional, do inglês *Computational Fluid Dynamics* (CFD), é uma ferramenta “poderosa” para a simulação e estudo do escoamento de diferentes fluidos, fornecendo um grande detalhamento, cujas aplicações têm demonstrado grande sucesso e podem ser vistas em diversas áreas do conhecimento, tais como nas Engenharias Aeronáutica e Aeroespacial, Mecânica, Química, Alimentos, Ambiental e Sanitária, Energia, Biomédica, entre outras (SILVA, 2021).

Por isso, com o advento da tecnologia e a diminuição das limitações computacionais, a formulação de métodos numéricos de escoamentos e os avanços no desenvolvimento de *softwares* CFD comerciais, modelos numéricos mais realistas e determinísticos estão se tornando cada vez mais disponíveis para as simulações de vários fenômenos, sendo que estes requerem condições iniciais e de contorno, bem como a geometria do domínio de fluxo do dispositivo que será simulado com uma enorme riqueza de detalhes (KLEINSTREUER; FENG; CHILDRESS, 2014).

Nesse sentido, a ferramenta de análise CFD é empregada como uma vertente da Mecânica dos Fluidos, que estuda os problemas relacionados com escoamentos de um fluido e abrange fenômenos de escoamentos, aerodinâmica, reações químicas, combustão, entre outros, utilizando métodos matemáticos e algoritmos baseados nas leis de conservação de massa (continuidade), momento (quantidade de movimento) e energia, em um conjunto com condições predefinidas do contorno, gerando valores das variáveis como distribuições de pressão, velocidades e temperatura, dentro de um campo ou domínio, em regimes estacionários ou transientes (QUEIROZ, 2008).

Para uma melhor observação desses fenômenos supramencionados, AROEIRA *et al.* (2018) afirmaram que estudos computacionais empregando o Método dos Elementos Finitos (MEF), em simulações de escoamento de biofluidos obtiveram um grande sucesso em análises de sistemas biomecânicos. Porém, é preciso mencionar que os *softwares* comerciais de maior prestígio e aplicação, entre estes, o *Ansys Fluent*, *CFX* e *Comsol Multiphysics*, utilizam métodos numéricos baseados no Método dos Volumes Finitos (MVF), onde existe uma experiência acumulada no “detalhe” da implementação de MVF em problemas de Mecânica dos Fluidos (ondas de choque, combustão, superfície livre, convecção forçada, entre outros) muito superior ao MEF (OSSES, 2016).

Derivado do MEF, o MVF também faz uso de pequenos elementos, os quais quanto menores possíveis, resultam em melhores aproximações dos resultados, quando

comparados aos valores obtidos por uma solução exata das equações governantes dos fenômenos físicos investigados (NEVES e BEZERRA, 2013).

O MVF é caracterizado por subdividir o domínio espacial em intervalos de tamanhos finitos não sobrepostos, que são os volumes de controle (VC), e calcular uma aproximação das Leis de Conservação estudadas na Mecânica dos Fluidos, em uma forma integral, em cada um destes VC, cujo cada passo de tempo atualiza os valores, usando aproximações das integrais do fluxo, ou seja, $f(s)$ (SILVA, 2012).

Em MVF, para resolver numericamente uma Lei de Conservação, discretiza-se o problema proposto, dividindo-se o *domínio computacional* (a geometria) em uma coleção de VC, com dimensão finita, criando-se uma malha computacional (SILVA, 2012). Além disso, condições de contorno apropriadas serão necessárias para definir totalmente a simulação de fluxo, criando situações com parâmetros reais, pois as equações serão resolvidas sujeitas às condições de contorno (CHEN e LIU, 2015).

Uma vez que um problema é configurado com a malha do domínio do fluido e as *condições de contorno* especificadas, este pode ser submetido ao solucionador para que o cálculo de uma *solução* possa ser desenvolvida, fazendo com que o movimento do fluxo possa ser descrito, plotando as diversas variáveis de fluxo em um plano de seção bidimensional (2D) ou no espaço tridimensional (3D), cujos gráficos comumente usados são: de contorno de pressão, taxa de tensão de cisalhamento e distribuições de energia cinética de turbulência, linhas de corrente e campo vetorial da velocidade (CHEN e LIU, 2015).

Por fim, os modelos computacionais devem sempre ser fundamentados em procedimentos metodológicos rigorosos de *validação*, que consistem na comprovação dos resultados do modelo em representar de forma coerente e fidedigna o fenômeno físico estudado, sendo fundamental o emprego de dados iniciais, para então, serem feitas as devidas comparações com os resultados existentes na literatura disponível (SILVA, 2021).

2 JUSTIFICATIVA

O estudo do fluxo sanguíneo no interior de artérias pode ajudar a entender melhor o nível de formação de placas de gordura, colesterol e outras substâncias encontradas no sangue e dentro de uma determinada artéria, o que revela a grande importância deste estudo em entender os campos de velocidade, pressão e tensão de cisalhamento da parede da artéria, para determinar nesta, a eficiência do fluxo sanguíneo, sendo fundamental o monitoramento desses parâmetros para diagnosticar e administrar o tratamento médico mais coerente a cada tipo de paciente (ANSYS, 2022). Nessa perspectiva, a simulação numérica pode ajudar, médicos, enfermeiros, farmacêuticos, bioquímicos, biomédicos e a indústria de medicamentos a entender as causas subjacentes e projetar soluções biomédicas compatíveis (ANSYS, 2022).

A análise rigorosa do sistema circulatório é extremamente desafiadora, porque a geometria do sistema é complexa e o fluxo sanguíneo nas artérias é pulsátil. No entanto, importantes conceitos fundamentais relevantes para o fluxo sanguíneo em humanos, podem ser desenvolvidos em termos de fluxo e pressão medidos no tempo, que é a abordagem mais empregada pelos fisiologistas (WISSLER, 2018).

Mesmo com um modelo abrangente que inclua todos os principais mecanismos mais relevantes, seria difícil avaliar o desempenho do dispositivo se a geometria não fosse mapeada com uma considerável precisão (SIMON e OSPINA, 2016).

É interessante destacar, que a simulação numérica permite a garantia de que o desempenho ideal seja conseguido ou replicado em todas as escalas de operação antes que equipamentos caros sejam comprados ou instalados, melhorando e ampliando a escala de rendimento e eficiência dos mesmos, de maneira econômica para projetos de diversos processos físicos ao longo do ciclo de vida dos equipamentos (ANSYS, 2021).

Devido à esta motivação, o seguinte estudo propõe utilizar o *software Ansys Workbench 2023 R1*® como uma ferramenta de análise numérica e simulação do campo de fluxo sanguíneo em uma artéria braquial por meio de duas maneiras: a primeira, com o fluxo desobstruído (com parede interna lisa), e outra, com algumas obstruções internamente (com parede interna rugosa), simulando placas de gordura acumuladas ao longo da artéria, a qual causa diminuição do fluxo sanguíneo podendo levar a complicações posteriores, além de fazer as devidas comparações e correlações dos resultados alcançados.

A escolha e utilização desse *software* deve-se ao fato de que este apresenta várias

opções de ferramentas ou *plugins* que tornam a análise mais completa, obtendo-se resultados com uma boa precisão e riqueza de detalhes, quando comparado com escoamentos reais e a literatura disponível, ou seja, situações bem próximas da realidade e por levar vários fatores internos e externos em consideração (GIL, 2015).

A metodologia utilizada nesta pesquisa, terá a importância da investigação do fluxo sanguíneo da artéria braquial, de forma não-invasiva, e antecipação a gastos indevidos com dispositivos para diagnósticos futuros.

A validação deste estudo será importante, porque dessa forma os modelos matemáticos serão analisados e comparados a um caso clínico real.

3 OBJETIVOS

3.1 GERAL

Avaliar, por meio da utilização de ferramenta CFD (*Computational Fluids Dynamics* – Dinâmica dos Fluidos Computacionais), o campo de fluxo sanguíneo em uma artéria braquial com ou sem obstruções internas.

3.2 ESPECÍFICOS

- Desenvolver uma geometria 3D de uma artéria braquial com e sem obstruções internas;
- Criar e avaliar diferentes modelos de malhas computacionais (grosseiras, intermediárias e refinadas);
- Comparar o campo de pressão e velocidade entre as artérias braquiais, com e sem obstruções internas.;
- Verificar os pontos críticos de tensões de cisalhamento;
- Estudar a viscosidade do sangue em função da taxa de deformação;

4 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

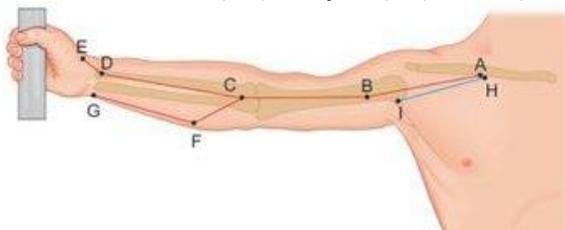
4.1 ARTÉRIA BRAQUIAL

As artérias são vasos que conduzem o sangue que circula pelo coração e distribuem-no para todo o corpo humano, cujos tipos são diferenciados de acordo com o tamanho, quantidade relativa de tecido elástico ou muscular e espessura da parede e função desempenhada em cada sistema do corpo humano (MADEIRO *et al.*, 2016).

Uma das principais artérias do corpo humano, é a artéria braquial, a qual é o principal vaso sanguíneo que fornece sangue ao braço, cotovelo, antebraço e mãos (CLEVELAND CLINIC, 2021). Esta artéria apresenta uma íntima relação com o úmero (osso que se estende ao longo do braço), sendo usada na realização de vários exames clínicos, como a mensuração do pulso braquial e da pressão arterial, mas também está mais sujeita às lesões que podem ocorrer quando o osso é acometido, como no caso de fraturas (MD, 2022).

Como pode ser observado na Figura 1, a artéria braquial (reta BC) representa a continuação da artéria axilar (AB) na região do braço que se estende a partir da borda lateral da axila (I), com término próximo da cabeça do rádio na região do cotovelo (C), quando esta artéria bifurca em dois ramos: radial (CDE) e ulnar (CFG) (ABREU, 2020).

Figura 1. Representação esquemática de uma artéria braquial generalizada e os diferentes ramos entre as regiões específicas das artérias axilar (AB), braquial (BC), radial (CDE) e ulnar (CFG).



Fonte: Retirado de Abreu (2020).

4.2 EQUAÇÕES GOVERNANTES

As formas diferenciais das equações de movimento são equações diferenciais parciais não-lineares acopladas para as variáveis dependentes do campo de fluxo de densidade, velocidade, pressão, temperatura, entre outras, assim sendo mais apropriadas para análises detalhadas quando informações de campo são necessárias (KUNDU, COHEN e DOWLING, 2012). Portanto, nesta pesquisa serão abordadas as formas diferenciais das equações governantes para um escoamento sanguíneo.

De acordo com Zaman, Khan e Ali (2018), os modelos matemáticos de fluidos não-Newtonianos Generalizados (GNF) que são frequentemente aplicados nos estudos

hemodinâmicos são: Lei de Potência (*Power Law*), Cross, Carreau-Yasuda, Sisko, Casson, Herschel-Bulkley e Yeleswarapu.

Nesse estudo, embora algumas complexidades adicionais sejam apresentadas, como fluxo pulsátil e fluido não-Newtoniano, as equações governantes empregadas são: as Conservações de Massa (equação da Continuidade) e Quantidade de Movimento, além da equação constitutiva para fluidos não-Newtonianos, com o modelo da Lei de Potência (*Power Law*).

4.2.1 CONSERVAÇÃO DE MASSA OU EQUAÇÃO DA CONTINUIDADE

O princípio da conservação de massa afirma que, toda massa que entra em um sistema deve sair e/ou se acumular nesse sistema, ou seja, massa não é criada nem destruída (KUNDU, COHEN e DOWLING, 2012). Assim, a equação da continuidade que descreve a conservação de massa é descrita por meio da equação (1):

$$\frac{\partial \rho u}{\partial x} + \frac{\partial \rho v}{\partial y} + \frac{\partial \rho w}{\partial z} + \frac{\partial \rho}{\partial t} = 0 \quad (1a)$$

ou

$$\nabla \rho \vec{V} + \frac{\partial \rho}{\partial t} = 0 \quad (1b)$$

Em que ρ é a massa específica do fluido (kg m^{-3}), \vec{V} é o vetor velocidade (m s^{-1}).

A equação 1 (a-b) é a forma diferencial da conservação da massa, também referida como equação da continuidade e é válida para sistema de coordenadas retangulares (TRUSKEY, YUAN, KATZ, 2009), desta forma proporcionando obter o conhecimento detalhado do escoamento, indicando que a taxa de aumento da massa no volume de controle infinitesimal é decorrente do fluxo líquido de entrada de massa (FOX *et al.*, 2014).

Um caso especial da equação da continuidade é aplicado em fluidos incompressíveis, cuja massa específica não varia com a pressão e a temperatura ($\rho = \text{constante}$).

Nesta pesquisa não será avaliado a deformação da artéria braquial.

4.2.2 CONSERVAÇÃO DA QUANTIDADE DE MOVIMENTO DOS FLUIDOS

As equações da quantidade de movimento dos fluidos se originam da aplicação da 2ª Lei de Newton à qualquer partícula fluida satisfazendo a hipótese do meio contínuo (FOX *et al.*, 2014), e tem a forma diferencial conservativa desta, conforme mostrada na equação 2.

$$\frac{\partial}{\partial t} (\rho \vec{V}) + \nabla (\rho \vec{V} \vec{V}) = \nabla \mathbf{T} + \sum S_{Mi} \quad (2)$$

O lado esquerdo da Equação (2) representa, respectivamente, a taxa de variação da quantidade de movimento que cruza a SC por unidade de volume (conceito Euleriano) ou a aceleração, seguindo-se a trajetória de uma partícula de fluido (conceito Lagrangeano). O lado direito representa o somatório das forças externas por unidade de volume atuantes no VC. Neste caso representadas pelo tensor de tensões do fluido, (\mathbf{T}), devido ao campo hidrostático e às deformações do fluido, pela força de campo gravitacional (g) e também por uma aceleração inercial, caso o referencial das velocidades não seja inercial (ROSA, 2019). Forças de campo de natureza elétrica, eletro-magnética, centrífuga, por exemplo, poderiam ser representadas na forma genérica por meio de uma função potencial e adicionadas linearmente no lado direito das equações (ROSA, 2019).

Os efeitos das tensões superficiais são considerados explicitamente e o termo S_{Mi} , fonte de momento (*source moment*), na equação 2, inclui contribuições devidas apenas às forças de corpo. Por exemplo, a força do corpo devido à gravidade seria modelada por $S_{Mx}=0$, $S_{My}=0$ e $S_{Mz}=-\rho g$ (VERSTEEG e MALALASEKERA, 2007).

Expressões adequadas para essas tensões superficiais devem ser obtidas em termos dos campos de velocidade e pressão (FOX *et al.*, 2014).

4.2.3 MODELO DA LEI DE POTÊNCIA (*POWER LAW*)

Como uma primeira aproximação, pode-se assumir que o sangue é um fluido que obedece à Lei de Potência, cujo modelo apresenta uma relação básica para a viscosidade absoluta (ν) e a taxa de deformação ($\dot{\gamma}$) (Wissler, 2018), a qual é fornecida pela equação (5):

$$\nu = k\dot{\gamma}^{n-1} \quad (5)$$

Em que:

- ν é a viscosidade aparente ($kg\ m^{-1}s^{-1}$);
- $\dot{\gamma}$ é a taxa de deformação (s^{-1});
- k é o coeficiente de consistência do fluido;
- n é o índice da Lei de Potência para comportamento do fluxo.

Os parâmetros k e n são empíricos, de ajuste de curva e são conhecidos como coeficiente de consistência do fluido e o índice da Lei de Potência de comportamento do fluxo, respectivamente.

O *Ansys Fluent* permite que limites superiores e inferiores de viscosidade sejam colocados na função da Lei de Potência (MUNIANDY, 2013), de acordo com a equação (6):

$$v_{min} < v = k\dot{\gamma}^{n-1}e^{\frac{T_0}{T}} < v_{max} \quad (6)$$

Em que T_0 e T são as temperaturas iniciais e finais, respectivamente (MUNIANDY, 2013), que neste trabalho não serão usados.

Para um fluido de afinamento por cisalhamento ($0 < n < 1$), quanto menor for o valor de n , neste intervalo, menor será o grau de afinamento por cisalhamento e o fluido mostrará um comportamento pseudoplástico ou de desbaste por cisalhamento (SIMSCALE, 2022). Entretanto, para um fluido de espessamento de cisalhamento, o índice n será maior que a unidade ($n > 1$) e apresentará um comportamento dilatante (NGUYEN e NGUYEN, 2012).

5 METODOLOGIA NUMÉRICA

No presente estudo, foi realizada uma simulação numérica por meio da ferramenta computacional CFD para o campo de escoamento de um fluxo sanguíneo, modelado como um fluido não-Newtoniano e viscoso, em regime transiente, para uma artéria braquial em duas configurações: 1) com o fluxo sem obstrução (escoamento em corrente livre) e 2) com uma seção transversal tendo obstruções internas, ambas por meio do *plugin Fluid Flow (Fluent)* do *software Ansys Workbench*®, 2023 R1, versão estudantil, utilizando o modelo da Lei de Potência (*Power Law*).

Para a realização deste trabalho, foram utilizados diversos dados pesquisados em alguns estudos e literaturas específicas, e que serão comentadas ao longo do mesmo, bem como algumas propostas de desenvolvimento com seis configurações diferentes de simulação numérica, e o método de tentativas e erros em cada uma das configurações envolvendo um escoamento sanguíneo, para uma possível abordagem, comparação, adaptação e validação dos resultados alcançados.

As principais etapas que foram extremamente necessárias para execução deste estudo, podem ser visualizadas na Figura 2.

Figura 2. Fluxograma das etapas necessárias para realização deste estudo.



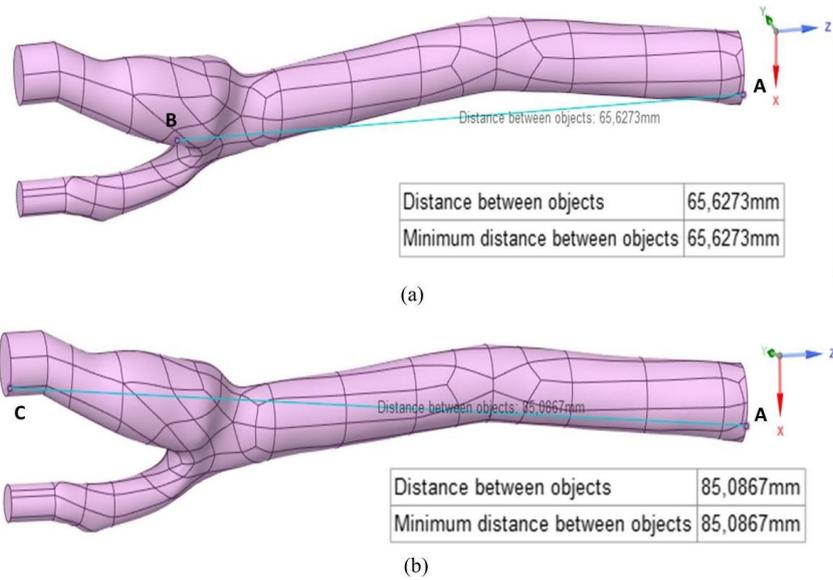
Fonte: Próprio autor (2023)

5.1 DOMÍNIO COMPUTACIONAL OU GEOMETRIAS

A geometria da artéria braquial utilizada neste estudo foi importada do arquivo “bif_artery” (ANSYS, 2022), e desenvolvida por meio do *software CAD SpaceClaim* 2023 R1, do próprio *Ansys Workbench*, versão estudantil. De tal forma que esta viabilizasse computacionalmente a análise numérica de um fluxo sanguíneo interno, visto que quanto mais detalhes forem colocados no domínio geométrico, maior será o esforço computacional para obtenção dos resultados e, que também pudesse simular de forma eficiente o fluxo sanguíneo nas duas situações propostas neste trabalho.

Após esta etapa inicial, decidiu-se simular a artéria com uma das diversas bifurcações existentes ao longo do comprimento desta, para melhor visualização dos resultados pretendidos. As principais dimensões e algumas medidas da artéria computacional são mostradas nas Tabelas 1 a 3 e nas Figuras 3 a 5.

Figura 3. Medidas de comprimento entre: (a) a borda, no *inlet*, e o começo da bifurcação (distância AB) e (b) entre as extremidades da geometria computacional desenvolvida (distância AC).



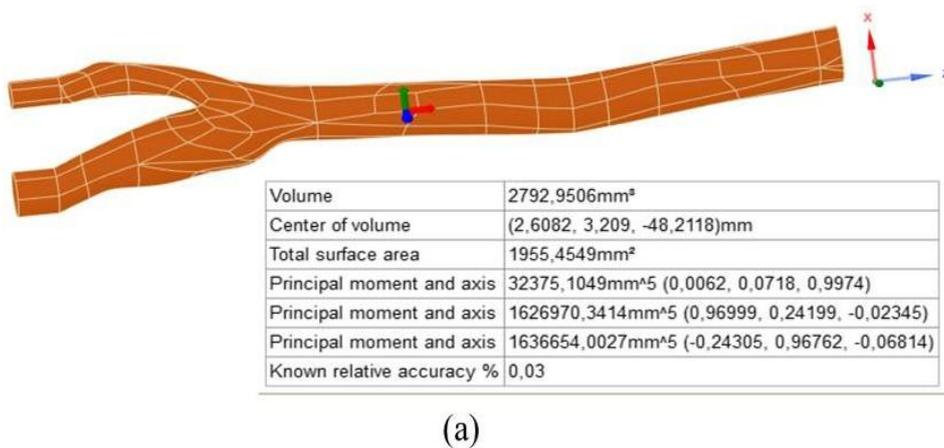
Fonte: Próprio autor (2023)

Tabela 1. Comprimentos entre as diferentes partes para as duas geometrias analisadas.

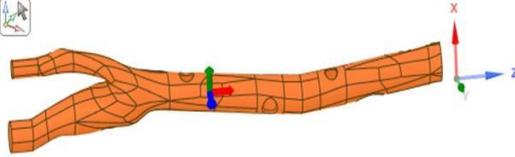
Distâncias	
Entre a borda no <i>inlet</i> e o começo da bifurcação (distância AB).	65,63 mm
Comprimento máximo de uma borda à outra (distância AC).	85,09 mm

Fonte: Próprio autor (2023)

Figura 4. Propriedades de massa (*mass properties*) para as geometrias: (a) sem obstruções e (b) com obstruções.



Select a solid body to measure mass properties or a surface body to measure total surface area



Volume	2642,9042mm ³
Center of volume	(2,6088, 3,1137, -49,2597)mm
Total surface area	2126,2723mm ²
Principal moment and axis	31410,1023mm ⁴ (0,00692, 0,07248, 0,99735)
Principal moment and axis	1541962,8803mm ⁴ (0,96691, 0,25388, -0,02516)
Principal moment and axis	1551744,9032mm ⁴ (-0,25503, 0,96452, -0,06832)
Known relative accuracy %	0,04

(b)

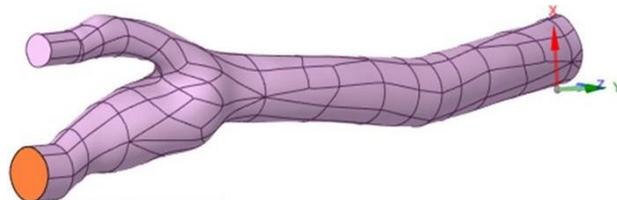
Fonte: Próprio autor (2023)

Tabela 2. Propriedades de massa para as duas geometrias escolhidas: sem obstruções e com obstruções.

Propriedades de massa		
	sem obstrução	com obstruções
Volume	2792,95 mm ³	2642,90 mm ³
Centro de volume	(2,6082; 3,209; -48,2118) mm	(2,6088; 3,1137; -49,2597) mm
Área total da superfície	1955,46 mm ²	2126,27 mm ²

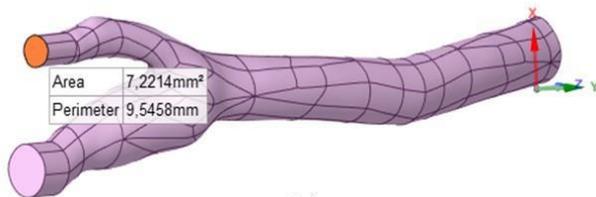
Fonte: Próprio autor (2023)

Figura 5. Medidas de área e perímetro, na coloração laranja nas figuras: (a) saída 1 (*measure outlet 1*), (b) saída 2 (*measure outlet 2*) e (c) entrada (*measure inlet*).



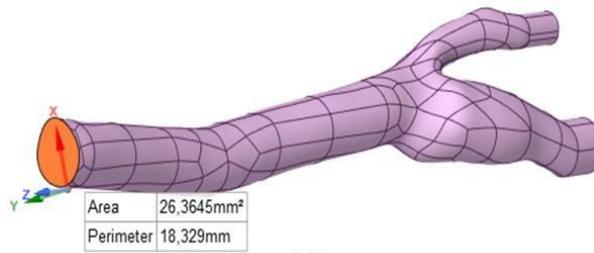
Area	17,9491mm ²
Perimeter	15,0581mm

(a)



Area	7,2214mm ²
Perimeter	9,5458mm

(b)



(c)

Fonte: Próprio autor (2023)

Tabela 3. Medidas de área, perímetro, raio e diâmetro externo da artéria braquial avaliada neste estudo.

Medidas			
	<i>Inlet</i>	<i>Outlet 1</i>	<i>Outlet 2</i>
Área	26,37 mm ²	17,95 mm ²	7,22 mm ²
Perímetro	18,33 mm	15,06 mm	9,55 mm
Raio	≈ 2,90 mm	≈ 2,40 mm	≈ 1,50 mm
Diâmetro externo	≈ 5,80 mm	≈ 4,80 mm	≈ 3,00 mm

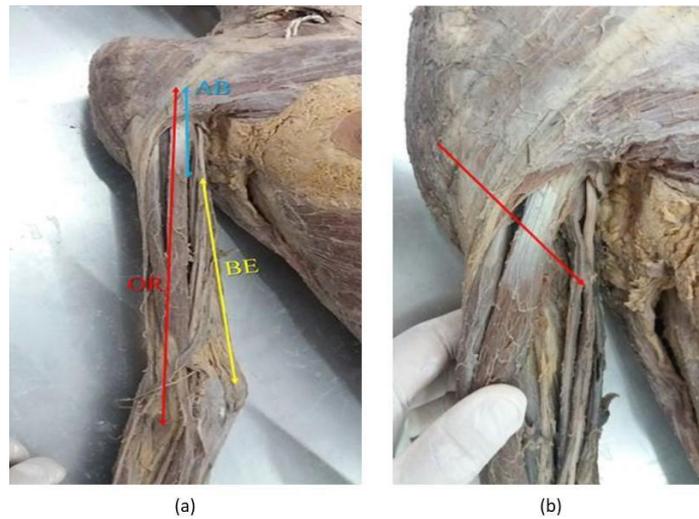
Fonte: Próprio autor (2023)

Para este estudo em específico, algumas obstruções foram desenvolvidas em forma de elipsóides e distribuídas ao longo de todo comprimento da artéria principal, antes da bifurcação, conforme visualizado na Figura 7b.

A ideia deste modelo de geometria e as respectivas dimensões foram retiradas do estudo desenvolvido por Madeiro *et al.* (2016), que por meio de uma dissecação cadavérica (Figura 6a-b), observou uma variação arterial incomum em um cadáver adulto do sexo feminino, de idade desconhecida, conservado em solução de formaldeído (CH₂O) e realizou uma análise morfométrica¹ da variação da artéria braquial. Os autores relataram que a artéria direita do cadáver possuía em torno de 8,2 cm e a esquerda 6,4 cm, que é a distância AB: tamanho da artéria braquial, visualizada na Figura 6a e indicada pela reta de cor azul. Logo após essa distância tem-se uma bifurcação (Figura 6b), cuja localidade, aproximadamente, é usada para verificação da pressão arterial.

¹ A análise morfométrica é a medida ou estabelecimento de dimensões da forma externa. Em biomedicina significa uma atividade de medir estruturas anatômicas.

Figura 6. Cadáver dissecado de uma pessoa adulta do sexo feminino e com idade desconhecida: (a) representação de algumas medidas e (b) bifurcação alta da artéria braquial.



Fonte: Retirada de Madeiro et al. (2016)

Mas, também pode-se considerar essa bifurcação como sendo o início dos ramos das artérias ulnar e radial, no final do comprimento da artéria braquial, logo após o cotovelo.

5.2 CONFECÇÃO DAS MALHAS COMPUTACIONAIS

Em uma segunda etapa deste estudo, foi necessário a confecção de diferentes malhas computacionais do tipo grosseiras, intermediárias e refinadas (Figuras 8a-c e 9a-c), diferenciadas de acordo com a quantidade de nós, quantidade e tamanho de elementos nas configurações sem e com obstruções, respectivamente e o *inflation*² (Figura 7a-b) que cada uma possuirá, e foram organizadas por meio das configurações de 1 a 3 (sem obstrução interna) e de 4 a 6 (com obstruções internas).

A Tabela 4 dispõe sobre os números de nós, elementos e a espessura máxima da parede da artéria braquial, para cada modelo de malha desenvolvida e para as duas geometrias em estudo (sem e com obstruções). O *inflation* foi desenvolvido com uma espessura máxima da parede e tamanho de elementos de 1,00 mm para a malha grosseira, 0,60 mm para a malha intermediária e 0,30 mm para a malha refinada. Somente na configuração 6 foi usado um *inflation* de 0,55 mm e tamanho de elementos também de 0,55 mm, pois o *Ansys student* possui uma limitação e só permite cálculos com até 512.000 elementos, sendo esta, a malha mais refinada possível para a geometria com

² A inflação (*inflation*) é útil para resolução da camada limite CFD e de altas concentrações de tensões para estruturas, sendo compatível com os métodos de malhas disponíveis. Em outras palavras é o ajuste da espessura da parede da geometria.

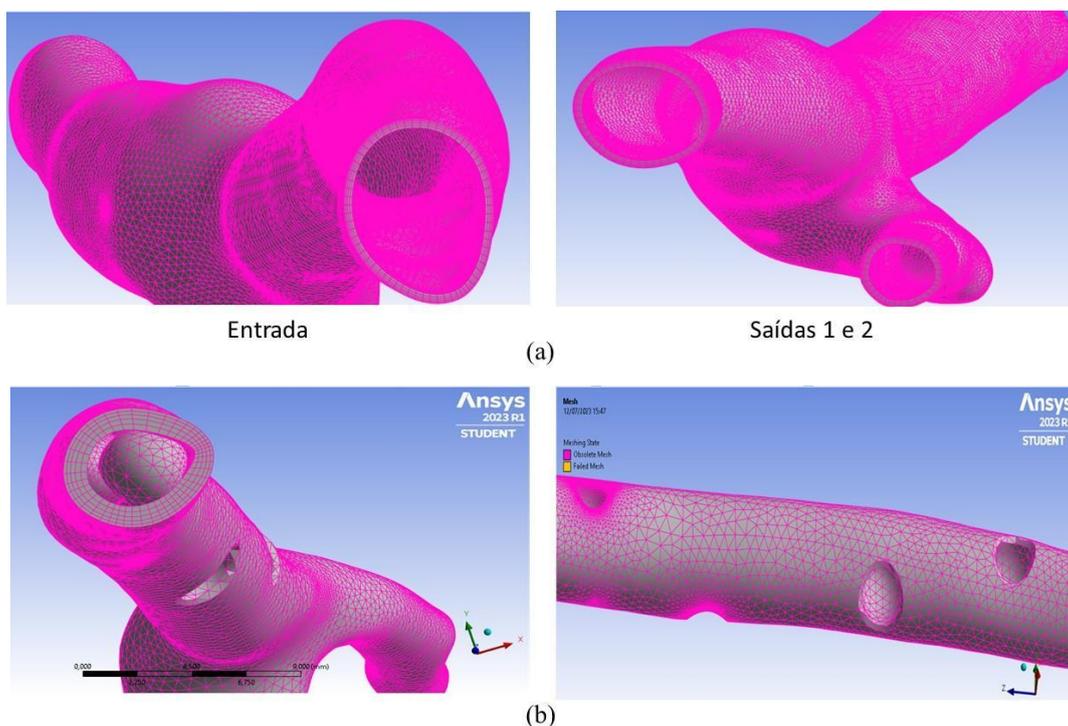
obstruções internas. Posteriormente, também foi realizado o “*named selection*”³.

Tabela 4. Tipos de geometrias (sem e com obstrução), tipos de malhas computacionais, quantidade de nós, quantidade de elementos e *inflation*.

Geometrias	Configurações	Tipos de malhas	Quantidade de nós	Quantidade de elementos	Inflation e tamanho de elementos
Sem obstrução interna	1	Grosseira	57.157	144.605	1,00 mm
	2	Intermediária	75.779	215.124	0,60 mm
	3	Refinada	162.617	488.926	0,30 mm
Com obstrução interna	4	Grosseira	166.326	276.710	1,00 mm
	5	Intermediária	188.624	478.294	0,60 mm
	6	Refinada	197.225	508.488	0,55 mm

Fonte: Próprio autor (2023)

Figura 7. Visualizações do *inflation* para as configurações das geometrias: (a) 3; (b) 4.



Fonte: Próprio autor (2023)

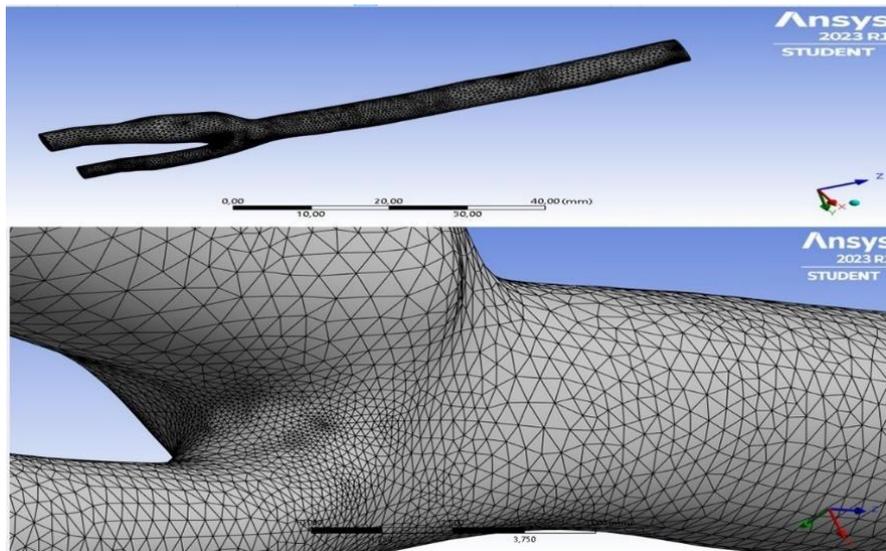
As seções 5.2.1 e 5.2.2 demonstram a disposição das malhas computacionais (sem e com obstruções).

³ Pode-se definir as seleções nomeadas (*named selection*) na geometria e usá-las em outras definições de condições de limite no ANSYS® Mechanical, Fluent, etc. É uma ferramenta muito útil para definir condições de limite em várias interfaces do ANSYS®.

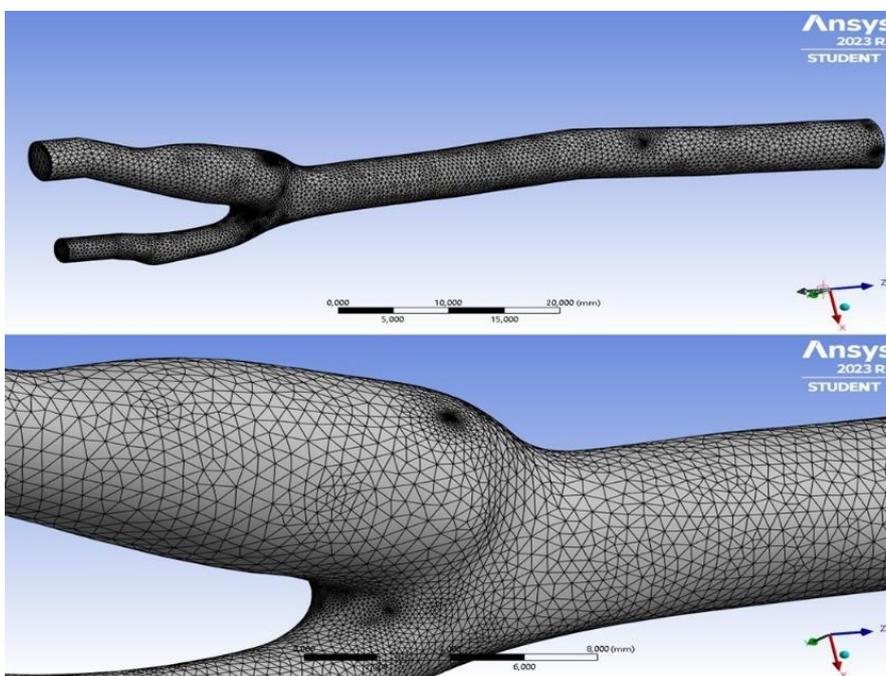
5.2.1 CONFEÇÃO DAS MALHAS COMPUTACIONAIS PARA GEOMETRIA SEM OBSTRUÇÃO

A Figura 8 (a-c) apresenta as malhas computacionais para uma geometria sem obstrução, ou seja, grosseira, intermediária e refinada, respectivamente, em duas diferentes visualizações para cada uma.

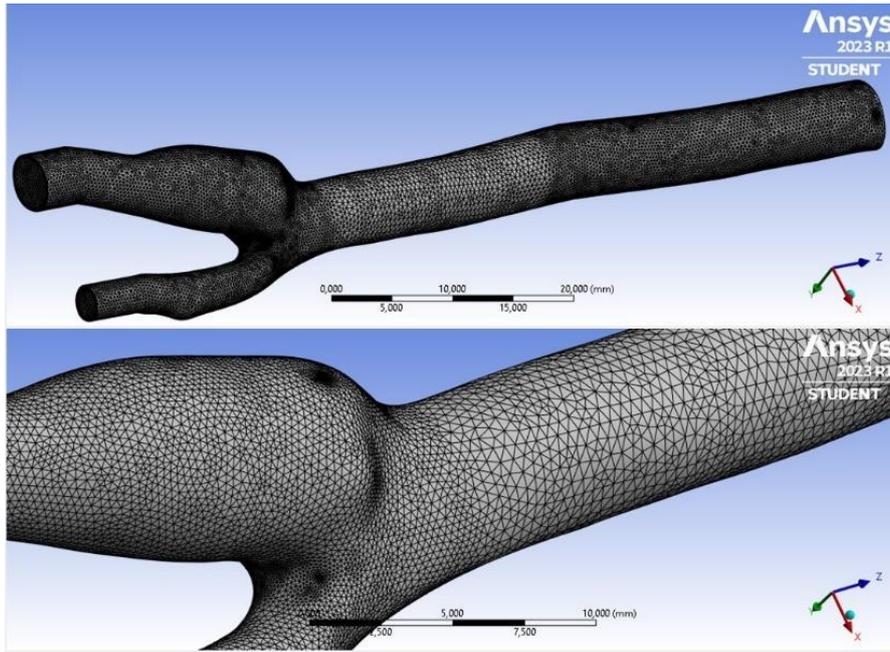
Figura 8. Malhas computacionais para a geometria sem obstrução, nas seguintes configurações: (a) 1: grosseira, (b) 2: intermediária e (c) 3: refinada.



(a)



(b)



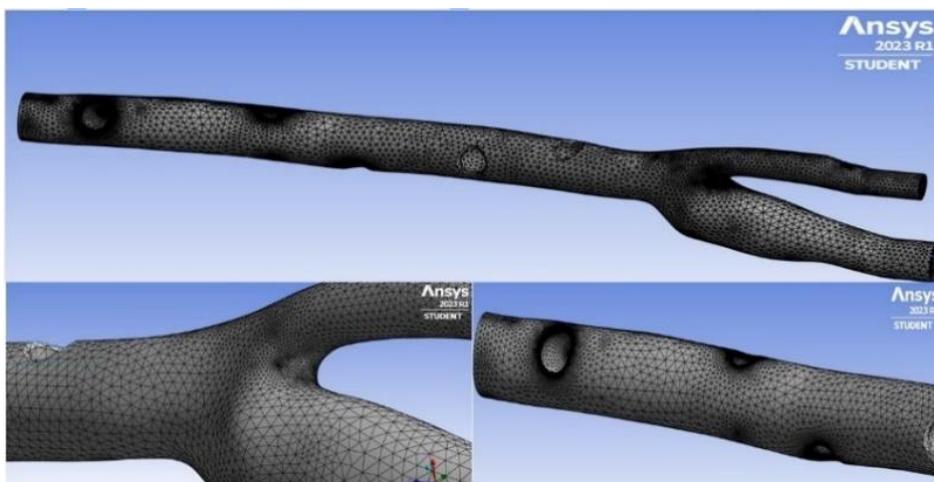
(c)

Fonte: Próprio autor (2023)

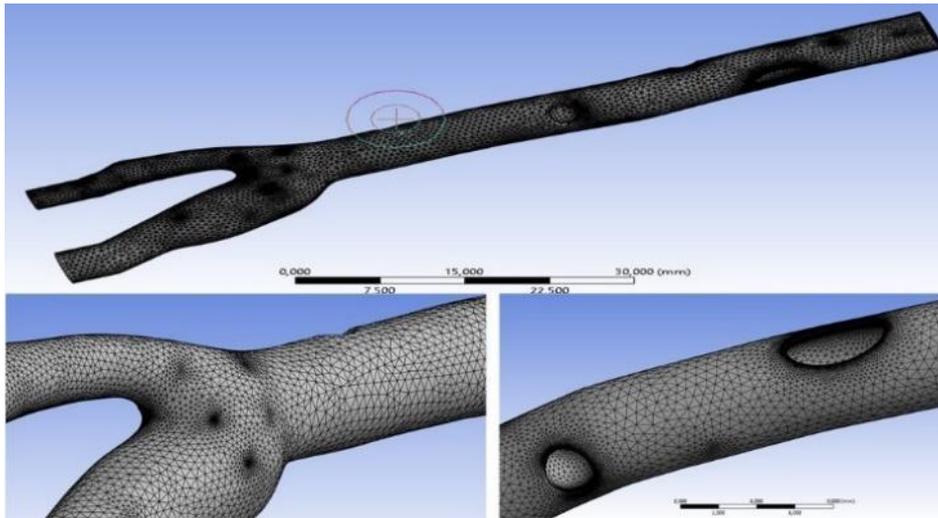
5.2.2 CONFECCÃO DAS MALHAS COMPUTACIONAIS PARA GEOMETRIA COM OBSTRUÇÕES

A Figura 9 (a-c) exibe as malhas computacionais confeccionadas para a geometria com obstruções internas, ou seja, grosseira, intermediária e refinada, respectivamente, em três diferentes visualizações para cada uma.

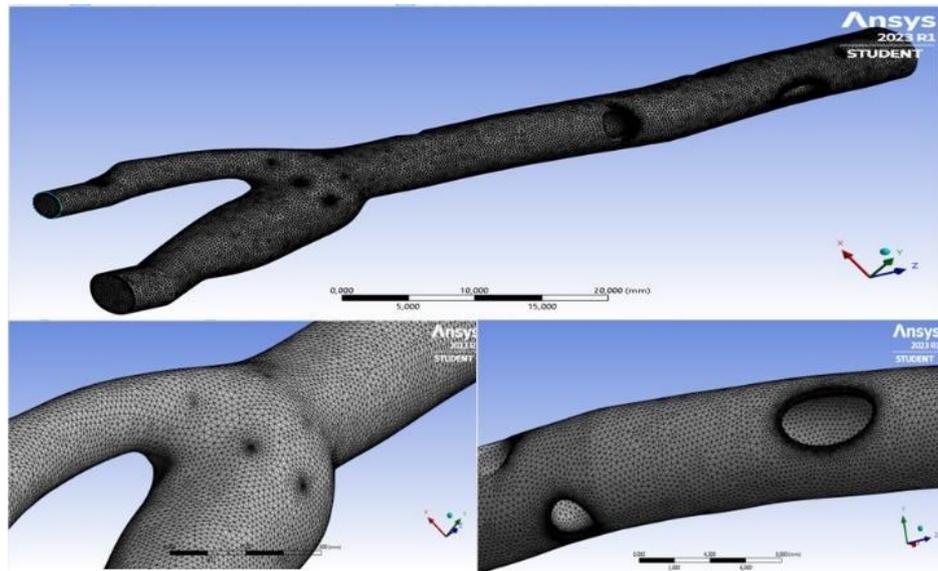
Figura 9. Malhas computacionais para a geometria com obstruções, nas seguintes configurações: (a) 4: grosseira, (b) 5: intermediária e (c) 6: refinada.



(a)



(b)



(c)

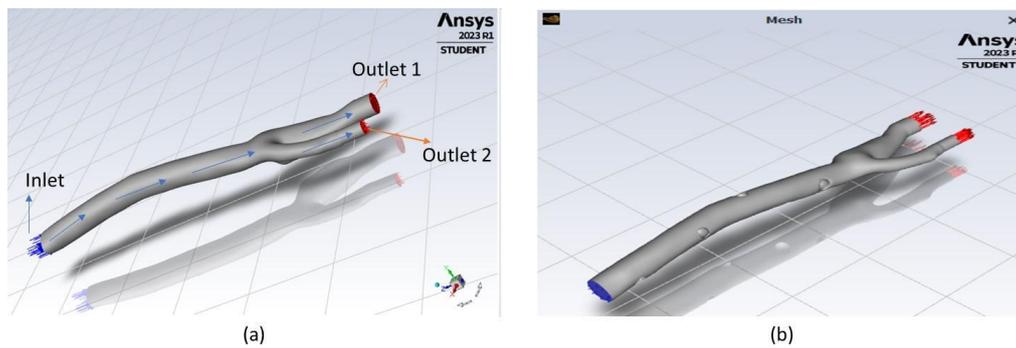
Fonte: Próprio autor (2023)

5.3 DESCRIÇÃO DETALHADA DO PROBLEMA FÍSICO ESTUDADO

Iniciou-se o ajuste das configurações pretendidas no *setup*, onde foram identificadas as condições de contorno do referido problema, com os parâmetros que os caracterizam, demonstrando as características físicas, químicas, biológicas e/ou situações aplicadas em um determinado espaço de tempo (regime transiente).

Para as condições de contorno do problema físico, o sangue flui por meio de uma entrada da artéria, isto é, *inlet* (vetores azuis - Figura 10), até as duas saídas da artéria, no *outlet 1* e *outlet 2* (vetores vermelhos – Figura 10). As respectivas dimensões foram apresentadas na seção 5.1.

Figura 10. Sentido do fluxo sanguíneo na simulação numérica (deslocamento dos vetores azuis (entrada) para os vetores vermelhos (saída)): (a) geometria sem obstruções e (b) geometria com obstruções.



Fonte: Próprio autor (2023)

O sangue é modelado como um fluido incompressível, não-newtoniano, por isso, o coeficiente de viscosidade do sangue não é uma constante, mas uma função dos gradientes de velocidade (ANSYS, 2022) e é utilizado um modelo matemático da Lei de Potência (*Power Law*) para modelagem do fluxo sanguíneo, que é explicado na seção 4.2.3. Os diversos parâmetros usados neste trabalho são apresentados na Tabela 5.

Tabela 5. Parâmetros da Lei de Potência para o sangue como um fluido não-Newtoniano.

Parâmetros iniciais aplicados à Lei de Potência	
Fluido	Sangue
Densidade	1060 [kg m ⁻³]
Índice de consistência, k	0,90 [kg s ⁽ⁿ⁻²⁾ m ⁻¹]
Índice de Lei de Potência, n	0,50
Limite de viscosidade mínima, v_{min}	0,035 [kg m ⁻¹ s ⁻¹]
Limite de viscosidade máximo, v_{max}	0,0125 [kg m ⁻¹ s ⁻¹]

Fonte: Próprio autor (2023)

A definição dos parâmetros **k** e **n** foi realizada por meio de tentativas e erro, em repetidas modelagens no *ANSYS Fluent*, até que o melhor ajuste da curva de viscosidade em função da taxa de deformação pudesse ser atingido, implicando diretamente nos valores aceitáveis das taxas de cisalhamento na parede da artéria braquial.

Levando-se em consideração o modelo sanguíneo, existem três parâmetros fundamentais associados à dinâmica dos biofluidos: densidade, viscosidade e condutividade térmica, sendo que a terceira propriedade pode ser desprezada devido à temperatura relativamente constante na região investigada (foi assumido um fluxo isotérmico e adiabático) (TYFA *et al.*, 2018).

O escoamento sanguíneo é modelado em regime transiente e com escoamento

laminar, pois, quando este é escolhido como um escoamento turbulento não será possível modelar o fluido como não-Newtoniano e, conseqüentemente, usar o modelo de *Power Law*.

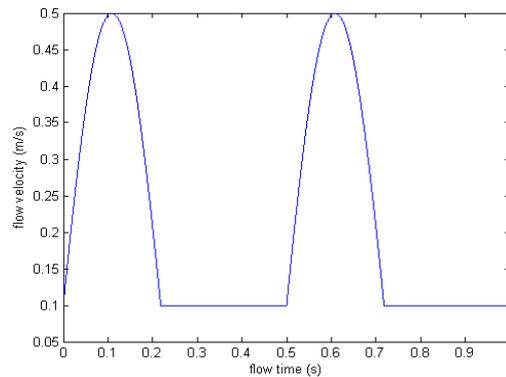
Para os casos de análises numéricas de escoamentos turbulentos, utiliza-se o modelo de turbulência $k-\omega$ SST, no *ANSYS Fluent*, que é uma combinação dos modelos $k-\varepsilon$ e $k-\omega$, a qual garante uma seleção adequada das zonas $k-\varepsilon$ e $k-\omega$ sem necessitar de uma interação do usuário (LICÁ e CRUZ, 2022; GEORGE *et al.*, 2023), e ao escolher essa opção, não fica disponível o modelo de *Power Law* no software *Ansys*, não sendo possível abordar uma modelagem de turbulência neste estudo. É interessante destacar, que o escoamento turbulento é indesejável na circulação sanguínea devido ao trabalho excessivo que seria realizado pelo coração (órgão responsável pelo bombeamento do sangue) e também por criar riscos às células sanguíneas (HERRERO *et al.*, 2019).

Como o fluxo sanguíneo é pulsátil e cíclico, o perfil de velocidade na entrada é periódico e variável no tempo, o qual é interpretado no *Ansys Fluent* por uma UDF (*Used Defined Function*), em um código com programação em linguagem C.

O perfil pulsátil dentro de cada período é considerado uma combinação de duas fases, isto é, sistólica e diastólica (Sinnott *et al.*, 2006), em que a velocidade na entrada varia com um padrão de onda senoidal (Figura 11). Essa onda tem uma velocidade de pico de $0,5 \text{ m s}^{-1}$ e uma velocidade mínima (inicial) de $0,1 \text{ m s}^{-1}$. Assumindo uma frequência cardíaca de 120 batimentos por minuto (bpm), a duração de cada período é de 0,5 s, conforme representado na Figura 11.

Este modelo para um fluxo sanguíneo pulsátil foi proposto por Sinnott *et al.* (2006), os quais examinaram as diferenças entre condições de fluxo constante e pulsátil para o campo de fluxo dentro de uma bifurcação da artéria carótida real e doente com paredes rígidas usando o método SPH (*Smoothed Particle Hydrodynamics*, em tradução livre, hidrodinâmica de partículas suavizadas), um solucionador Lagrangiano de CFD totalmente transitório, sem utilização de uma grade, o que facilita a modelagem com geometrias mais complexas.

Figura 11. Perfil de velocidade na entrada em dois períodos para um fluxo sanguíneo pulsátil e cíclico.



Fonte: Adaptado de Sinnott *et al.* (2016).

Entre as duas fases citadas, há uma mudança geométrica da artéria, em que esta é expandida durante a sístole⁴, absorvendo a pressão e ajustando-se durante a diástole⁵, aliviando-a parcialmente, o que leva ao entendimento da elasticidade da artéria de acordo com o determinado fluxo sanguíneo (TYFA *et al.*, 2018). Porém, não foi considerado nesta pesquisa, o estudo da deformação geométrica da artéria braquial.

A velocidade na parede interna de uma artéria é igual a zero, $\vec{v} = 0$, devido à condição de parede ou de não deslizamento (Sinnott *et al.*, 2016). Segundo o conceito de Ludwig Prandtl, em 1904, 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 (SODRÉ *et al.*, 2018). Devido à essa condição nas paredes, foi utilizada a condição de não-deslizamento.

A pressão manométrica estática nas duas saídas foi definida como uma constante ($p_{out} = 100 \text{ mmHg} = 13.332 \text{ Pa}$). Esse valor é a média entre a pressão sistólica e a diastólica de um ser humano saudável, que é de cerca de 120 mmHg por 80 mmHg, respectivamente.

Por fim, utiliza-se a pressão atmosférica ($P_{atm} = 1 \text{ atm} = 101.325 \text{ Pa}$), sem a ação da gravidade ($g = 9,81 \text{ m s}^{-2}$) e com temperatura ambiente de 288,16 K ($\approx 15 \text{ }^\circ\text{C}$).

Neste fluxo sanguíneo, em uma simulação de artéria braquial com uma bifurcação em 3D, incluiu-se as propriedades físicas fundamentais para o sangue, tais como viscosidade e densidade para encontrar as variáveis de pressão, velocidade e tensão de cisalhamento, considerando a natureza pulsátil e cíclica do fluxo.

⁴ A sístole refere-se à contração do músculo cardíaco e é responsável pela pressão arterial sistólica, que é a pressão máxima exercida nas paredes das artérias quando o coração está se contraindo.

⁵ A diástole é o período de relaxamento do músculo cardíaco e é responsável pela pressão arterial diastólica, que é a pressão mínima exercida nas paredes das artérias quando o coração está relaxado.

6 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Nesta seção são apresentados os resultados e soluções numéricas obtidas nas análises feitas pelo *software Ansys Fluent*, além da validação destes e as devidas discussões. Como o presente trabalho é organizado por seis configurações, os resultados serão apresentados para cada uma, por meio de tabelas, figuras e/ou gráficos.

Pelos dados do diâmetro externo apresentados na Tabela 3 na entrada e nas duas saídas da artéria, junto ao *inflation* utilizado nas 6 configurações propostas (seção 5.2, Tabela 4), encontra-se o diâmetro interno em cada uma destas, cujos valores são apresentados na Tabela 6, aproximadamente, além da espessura da parede da referida artéria braquial.

Tabela 6. Diâmetros internos (DI) e espessuras das paredes (EP) das artérias braquiais para as diferentes configurações propostas.

Configurações	<i>inlet</i>		<i>outlet 1</i>		<i>outlet 2</i>	
	DI (mm)	EP (mm)	DI (mm)	EP (mm)	DI (mm)	EP (mm)
1	≈ 3,80	1,00	≈ 2,80	1,00	≈ 1,00	1,00
2	≈ 4,60	0,60	≈ 3,60	0,60	≈ 1,80	0,60
3	≈ 5,20	0,30	≈ 4,20	0,30	≈ 2,20	0,30
4	≈ 3,80	1,00	≈ 2,80	1,00	≈ 1,00	1,00
5	≈ 4,60	0,60	≈ 3,60	0,60	≈ 1,80	0,60
6	≈ 4,70	0,55	≈ 3,70	0,55	≈ 1,90	0,55

Fonte: Próprio autor (2023)

Os diâmetros internos encontrados podem ser comparados às pesquisas realizadas por Nicolau *et al.* (2010) e Costa *et al.* (2012), que ambas utilizaram exames de ultrassonografia convencional para encontrarem medidas dos diâmetros internos de diferentes artérias braquiais. A primeira pesquisa foi voltada a crianças obesas com idades entre 9 e 12 anos, que obtiveram medidas com variação de 2,52 a 2,78 mm (NICOLAU *et al.*, 2010), e a segunda foi realizada com gestantes tabagistas entre 24 e 28 semanas de gestação, obtendo variações de 3,78 a 3,98 mm nos diâmetros internos das artérias braquiais (COSTA *et al.*, 2012).

6.1 SOLUÇÕES NUMÉRICAS

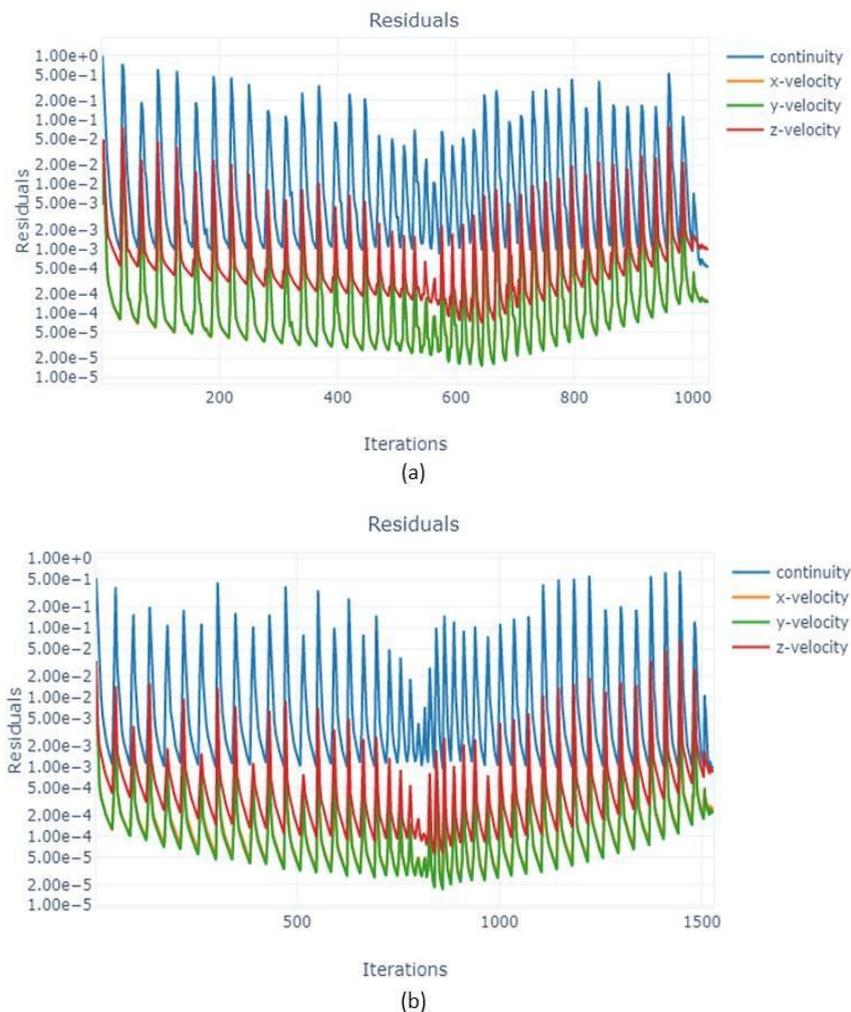
Após aplicada as condições de contorno do referido problema, apresenta-se os

valores de saída (*run calculation*). Nesta etapa, criou-se como solução empregando: pressões estática e total, magnitude de velocidade (coordenadas x, y e z) e tensão de cisalhamento na parede, que são apresentados na seção 6.2.

Na opção “*run calculation*”, tem-se o *time step size* = 0,01, o passo de tempo (*time step*) = 50, *max iterations/time step* = 200, para as configurações 1, 2, 4 e 5. Para as configurações 3 e 6, cujas malhas computacionais foram as mais refinadas, o *time step size* = 0,005, mas os outros parâmetros permaneceram iguais.

A Figura 12 mostra o critério de convergência aplicado para as soluções das configurações 3 e 6 do fluxo pulsátil e cíclico sanguíneo. Enquanto que a Tabela 7 apresenta os valores exatos de quantas iterações foram necessárias para que cada configuração convergisse.

Figura 12. Critérios de convergência para as soluções numéricas em duas configurações desejadas: (a) 3: refinada sem obstrução e (b) 6: refinada com obstrução:



Fonte: Próprio autor (2023)

Tabela 7. Números de interações para cada configuração proposta durante a realização dos cálculos numéricos.

Configurações	Números de iterações
1	722
2	808
3	1026
4	709
5	862
6	1527

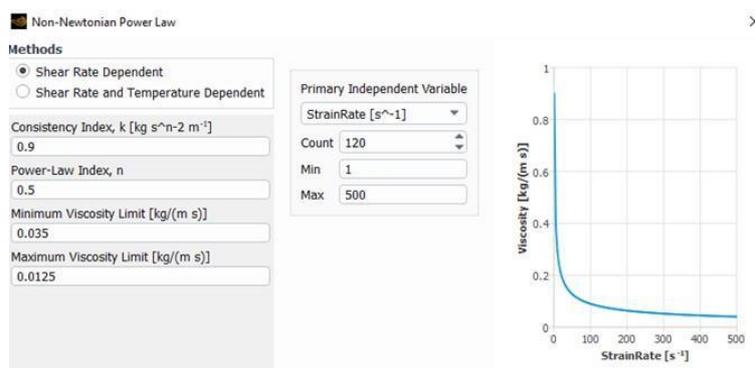
Fonte: Próprio autor (2023)

6.2 RESULTADOS NUMÉRICOS

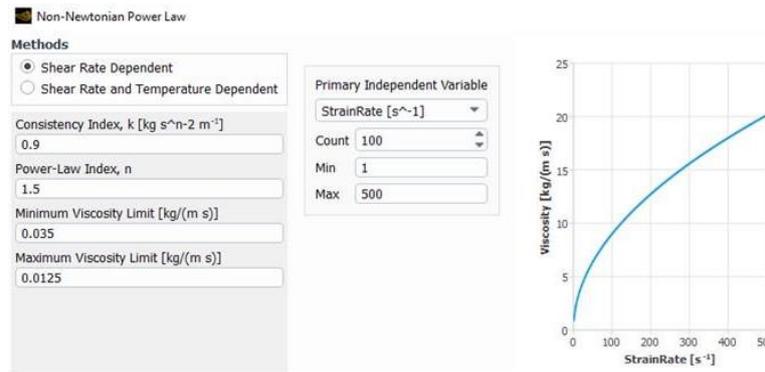
Os resultados obtidos serão apresentados em formas de modelos de curvas do comportamento do fluido, de acordo com os parâmetros da Lei de Potência e com os campos de velocidade, tensão de cisalhamento na parede e pressão para as diferentes geometrias estudadas, bem como o intervalo de valores mínimos e máximos.

A Figura 13 apresenta o comportamento do sangue como um fluido não-Newtoniano, obedecendo a Lei de Potência quando o índice de comportamento do fluxo é $n < 1$ (Figura 13a), $n > 1$ (Figura 13b) e $n = 1$ (Figura 13c), com os ajustes da curva de viscosidade aparente ($\text{kg m}^{-1} \text{s}^{-1}$) do fluido em função da taxa de deformação (s^{-1}) na artéria braquial.

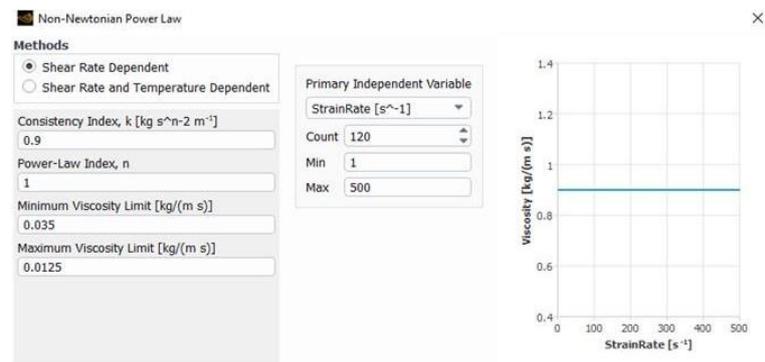
Figura 13. Comportamentos do fluido sanguíneo em função do índice da Lei de Potência: (a) $n < 1$, (b) $n > 1$ e (c) $n = 1$.



(a)



(b)



(c)

Fonte: Próprio autor (2023)

Os fluidos em que a viscosidade aparente decresce ($0,9$ a $0,1 \text{ kg m}^{-1} \text{ s}^{-1}$) conforme a taxa de deformação aumenta (0 a 500 s^{-1}) ($n < 1$, Figura 13a) são chamados de fluidos *pseudoplásticos* (tornam-se menos viscosos ou “mais finos” quando sujeitos a tensões cisalhantes). Se a viscosidade aparente cresce (0 a $20,0 \text{ kg m}^{-1} \text{ s}^{-1}$) conforme a taxa de deformação também cresce ($n > 1$, Figura 13b), são chamados de fluidos *dilatantes*. E para a viscosidade aparente constante ($\approx 0,9 \text{ kg m}^{-1} \text{ s}^{-1}$) conforme a taxa de deformação aumenta ($n = 1$, Figura 13c) o fluido é conhecido como Newtoniano (FOX *et al.*, 2014). A Figura 14 ilustra e confirma esses tipos de comportamentos para os diferentes fluidos.

Figura 14. Representação gráfica da viscosidade aparente como uma função da taxa de deformação para o escoamento de fluidos não-Newtonianos.



Fonte: Retirado de FOX *et al.* (2014).

Observou-se por meio de uma comparação entre as Figuras 13 e 14 que os resultados apresentados nesta pesquisa estão condizentes com a literatura.

O índice de consistência k influencia diretamente na variação da viscosidade do fluido. Quanto maior for o valor desta variável, maior será o intervalo da viscosidade aparente, como disposto na Figura 14 e, conseqüentemente, maior será a tensão de cisalhamento, que é comentado nas seções 6.2.1 e 6.2.2. Os valores para $v_{min} = 0,035 \text{ kg m}^{-1} \text{ s}^{-1}$ e $v_{max} = 0,0125 \text{ kg m}^{-1} \text{ s}^{-1}$ (Figura 13 e Tabela 5) foram definidos por meio da pesquisa realizada por Muniandy (2013).

Para os resultados posteriores desta pesquisa, considerou-se apenas o perfil da curva de um fluido pseudoplástico (Figura 14), pois, de acordo com Herrero *et al.* (2019) e Zaman *et al.* (2018), o sangue é um fluido não-Newtoniano do tipo pseudoplástico.

6.2.1 GEOMETRIA DA ARTÉRIA BRAQUIAL SEM OBSTRUÇÕES INTERNAS

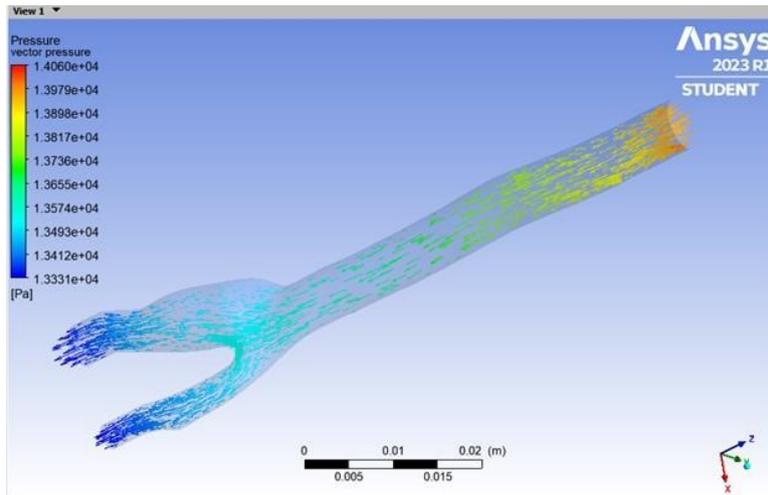
Para os campos de pressão (Pa) e velocidade (m s^{-1}) do sangue no escoamento e as taxas de cisalhamento (Pa) ao longo da parede da artéria braquial, as Figuras de 15 a 18 mostram os resultados da modelagem computacional para a geometria sem obstrução interna (configurações 1, 2 e 3).

A Figura 15(a-c) exibe um perfil vetorial para o campo de pressão para as configurações de 1 a 3, ou seja, uma artéria braquial sem obstrução interna, respectivamente. Observou-se que as pressões tiveram os maiores valores ($1,41 \times 10^4 \text{ Pa}$) na região da entrada (*inlet*), cujo movimento é iniciado, com o menor pico de velocidade ($0,1 \text{ m s}^{-1}$). Entretanto, nas saídas 1 e 2, a pressão foi considerada constante, como explicado na seção 5.3, com o valor de 13.332 Pa .

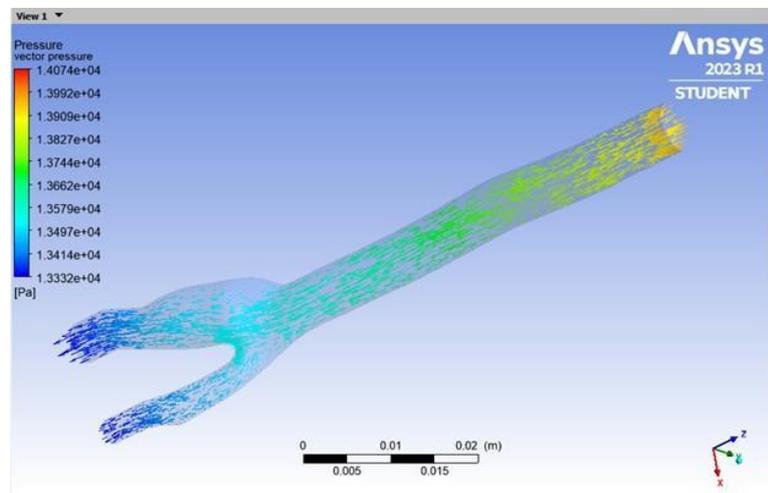
Vale ressaltar um aspecto relacionado à redução da vazão volumétrica, que diminui a pressão e pode ser claramente observada nos ramos distais menores (TYFA *et al.*, 2018), como observado nas Figuras 15 e 19, quando o fluido passa pela bifurcação.

Não há uma disparidade significativa dos valores máximos para as três configurações avaliadas, apresentando variações bem próximas e da ordem de $1,4060 \times 10^4 \text{ Pa}$ a $1,4094 \times 10^4 \text{ Pa}$, a partir do início do fluxo.

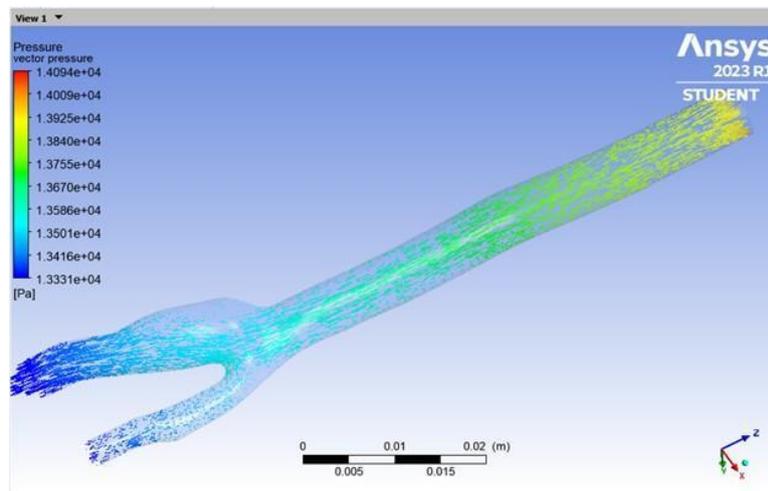
Figura 15. Perfis vetoriais para o campo de pressão: (a) configuração 1: malha grosseira; (b) configuração 2: malha intermediária e (c) configuração 3: malha refinada.



(a)



(b)



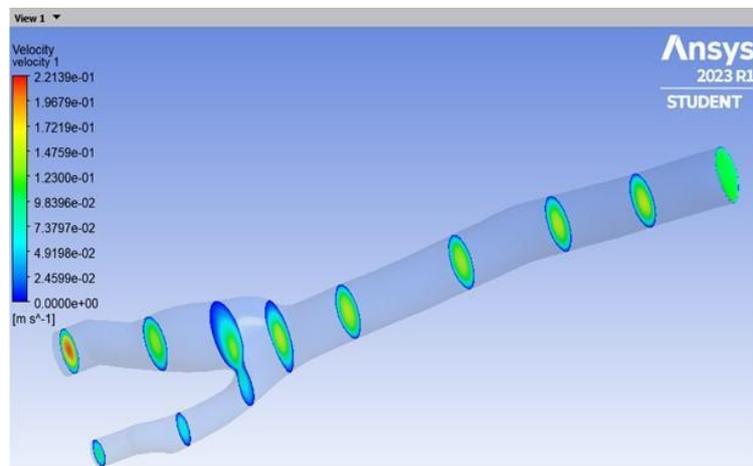
(c)

Fonte: Próprio autor (2023)

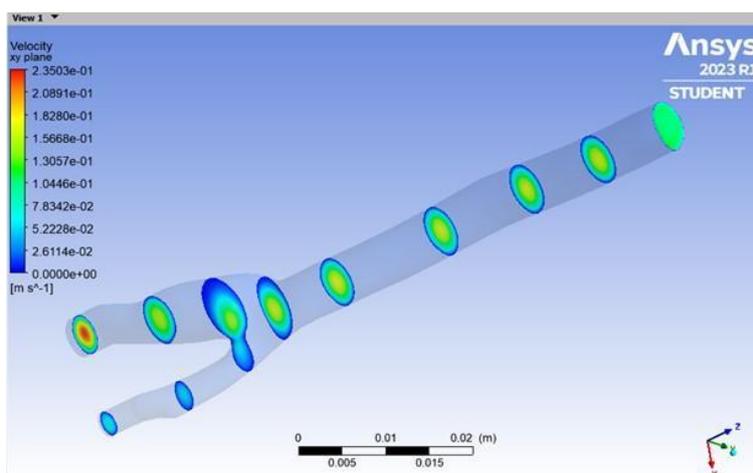
De acordo com Feijó (2007), a pressão provocada por um pulso cíclico e pulsátil, é causada pelas contrações e relaxamentos dos músculos do coração que, por sua vez, governam o escoamento do biofluido sanguíneo, que interage com a pulsação da artéria braquial.

A Figura 16 (a-c) apresenta os contornos de velocidade para as configurações 1, 2 e 3, respectivamente e a Figura 17 (a-c) mostra o perfil vetorial de velocidade com os contornos de partes da seção transversal da artéria braquial para os mesmos modelos, respectivamente. Vale ressaltar que as Figuras 16 e 17 apresentam os mesmos resultados, somente alterando a forma de visualização, ou seja, contornos e vetores de velocidade, respectivamente.

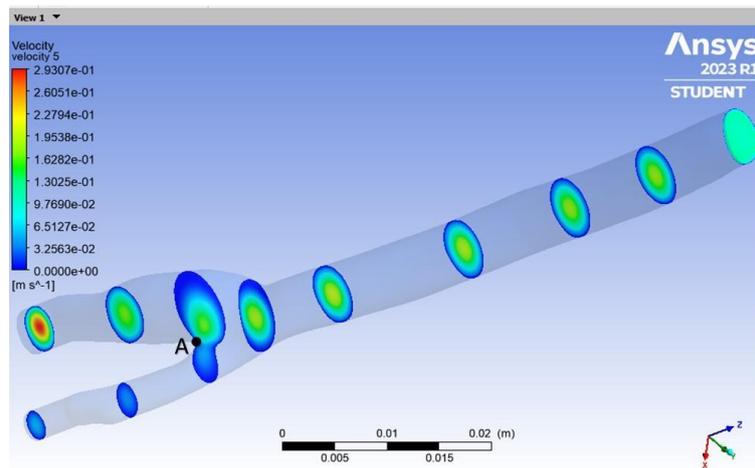
Figura 16. Contornos de velocidade para as configurações: (a) 1: grosseira; (b) 2: intermediária e (c) 3: refinada.



(a)



(b)



(c)

Fonte: Próprio autor (2023)

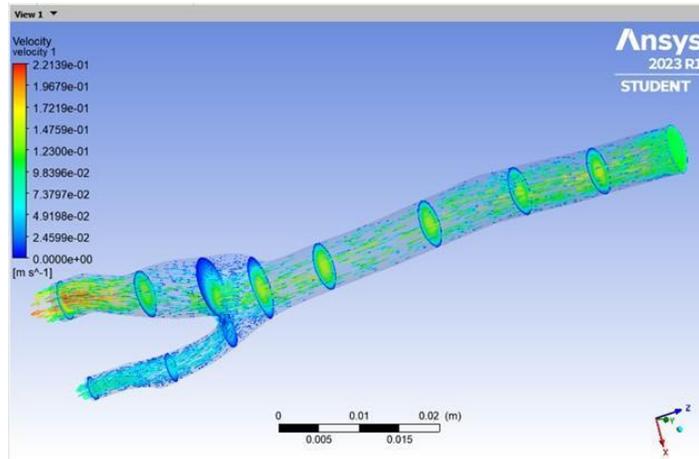
Pode-se observar que em todas as configurações os maiores picos de velocidade ($\approx 2,93 \times 10^{-1} \text{ m s}^{-1}$) estão concentrados ao longo do centro da seção transversal da artéria braquial, com a representação vetorial quase constante (Figura 17 a-c) ao longo do comprimento da artéria, não mudando a coloração amarelada e verde, até o ponto do início da bifurcação, ou seja, a velocidade do fluxo é máxima na linha central do vaso e diminui gradualmente à medida que se aproximava das paredes, não afetando tanto na tensão de cisalhamento da parede (Figura 18 a-c) e nem na saída 2 ($\approx 2,93 \times 10^{-1} \text{ m s}^{-1}$), uma vez que o diâmetro interno diminui ao longo dessa bifurcação.

No instante em que o fluido atinge a bifurcação da artéria, pode-se considerar que a velocidade do escoamento é nula, no chamado ponto de estagnação, e para um fluido em repouso, não existirá tensão de cisalhamento (FOX *et al.*, 2014). Tal fenômeno pode ser melhor visualizado na configuração 3 (Figura 16c), no ponto A, com uma malha mais refinada, no contorno com uma coloração azul escuro bem no centro desta e subdivide-se, com uma maior parte para a saída 1, pois possui um diâmetro interno maior do que na saída 2.

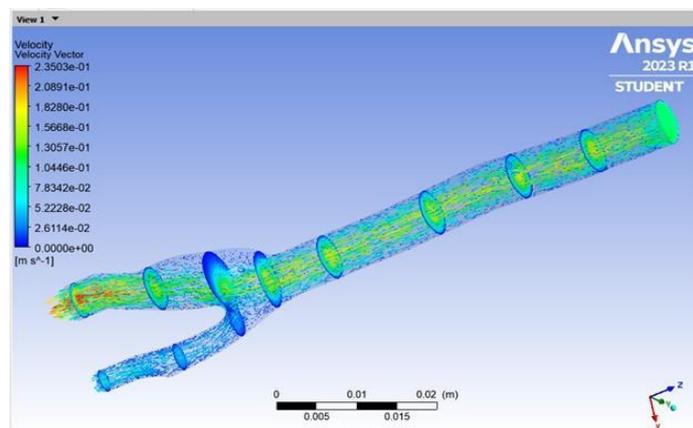
Na Figura 17 é possível verificar a variação das velocidades em cada configuração proposta, as quais variaram da ordem de 0,00 a 0,22 m s^{-1} para a configuração 1, de 0,00 a 0,24 m s^{-1} para a configuração 2, e de 0,00 a 0,29 m s^{-1} para a configuração 3, aproximadamente, permanecendo em uma faixa de valores aceitáveis, e confirmado com resultados quase idênticos para os 3 casos estudados, os quais podem ser comparados ao trabalho realizado por Tyfa *et al.* (2018), que compararam o fluxo de velocidade e a distribuição de tensão de cisalhamento em várias geometrias de fenestração LVA (*left vertebral artery*, em tradução livre, artéria vertebral esquerda) utilizando uma modelagem

CFD realizada no *SolidWorks*, cujas respectivas variações de velocidade de pressão foram de 0,00 a 0,70 m s⁻¹ e 0,00 a 7,00 Pa, respectivamente, em uma mesma distribuição geométrica vascular.

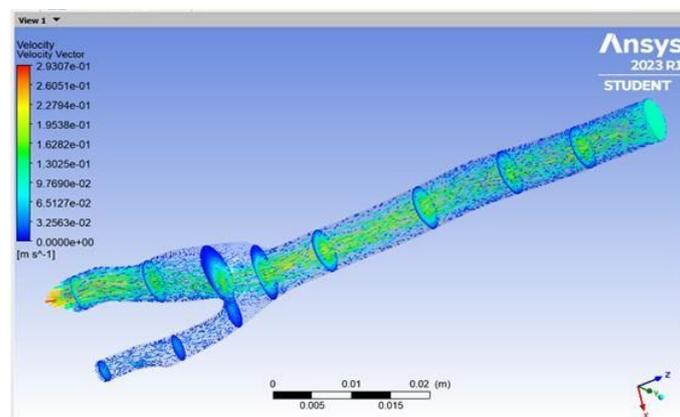
Figura 17. Perfis dos campos de velocidades com vetores e contornos de partes da seção transversal para as configurações: (a) 1: grosseira; (b) 2: intermediária e (c) 3: refinada.



(a)



(b)



(c)

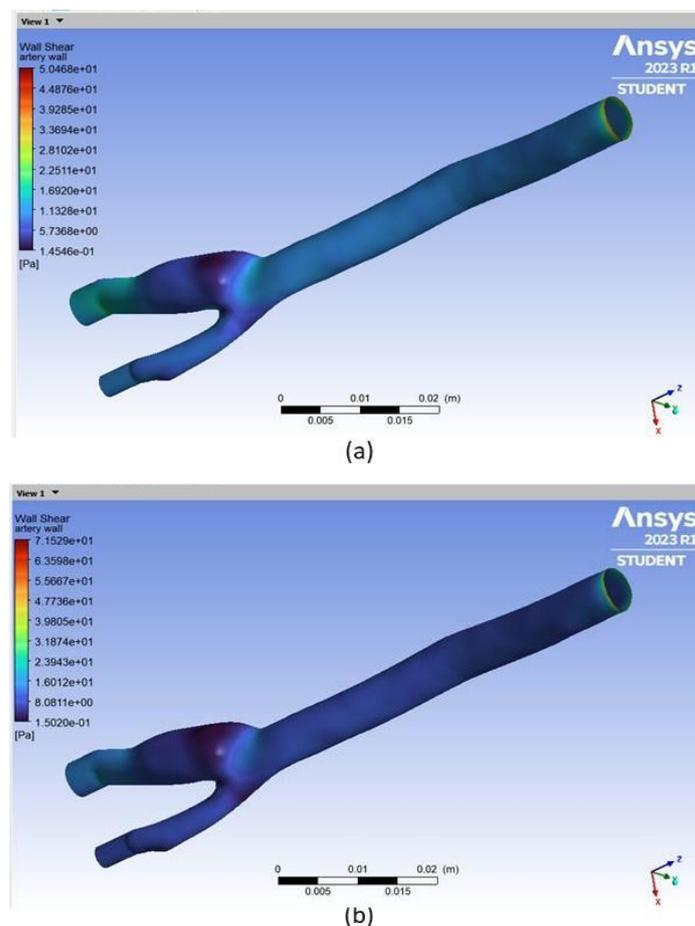
Fonte: Próprio autor (2023)

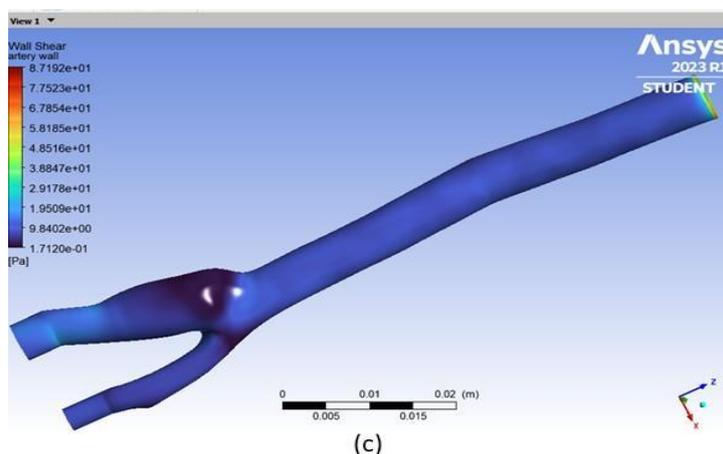
A Figura 18 apresenta os perfis da tensão de cisalhamento na parede interna da

artéria braquial sem obstruções para as configurações 1, 2 e 3, respectivamente. Como o escoamento flui normalmente, a variação desta não foi significativa para as configurações referenciadas, com valores aproximados na ordem de 0,15 a 50,47 Pa para a configuração 1, de 0,15 a 71,53 Pa para a configuração 2 e de 0,17 a 87,19 Pa para a configuração 3, tendo uma predominância da coloração azul escuro que fica em uma média de 10,00 Pa para as três configurações ao longo de toda a artéria.

Para Sodré *et al.* (2018), quando realizaram uma simulação numérica (CFD) da distribuição da tensão de cisalhamento na parede de uma artéria carótida passando por uma bifurcação, com condições de contorno parecidas com as condições praticadas neste trabalho, apresentou uma variação de $4,79 \times 10^{-5}$ a $25,43 \text{ N m}^{-2}$, com a maior incidência verificada em torno de $\approx 9,0 \text{ N m}^{-2}$.

Figura 18. Perfis de tensão de cisalhamento na parede interna para as configurações: (a) 1: grosseira; (b) 2: intermediária e (c) 3: refinada.





Fonte: Próprio autor (2023)

6.2.2 GEOMETRIA DA ARTÉRIA BRAQUIAL COM OBSTRUÇÕES INTERNAS

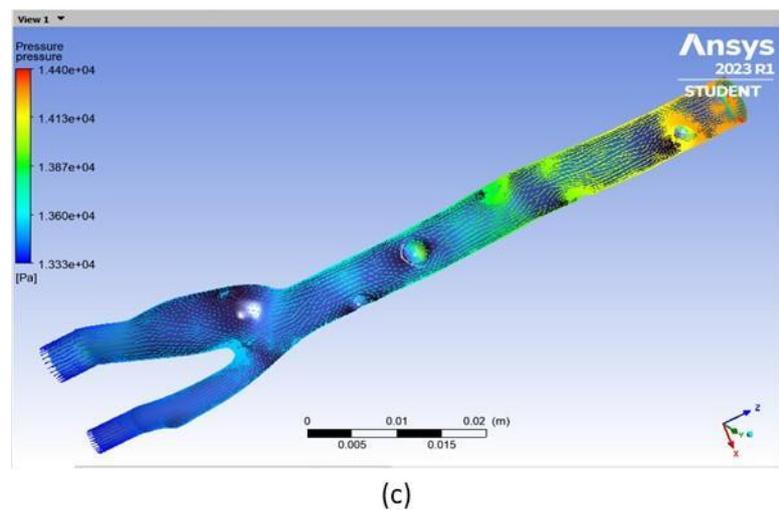
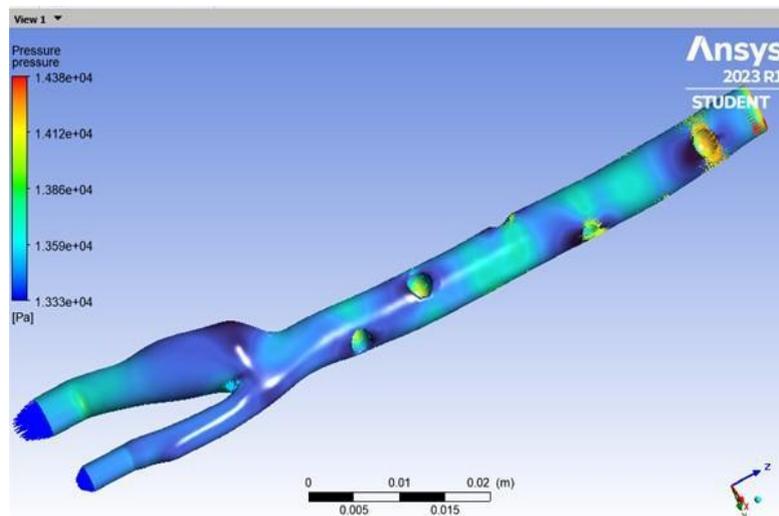
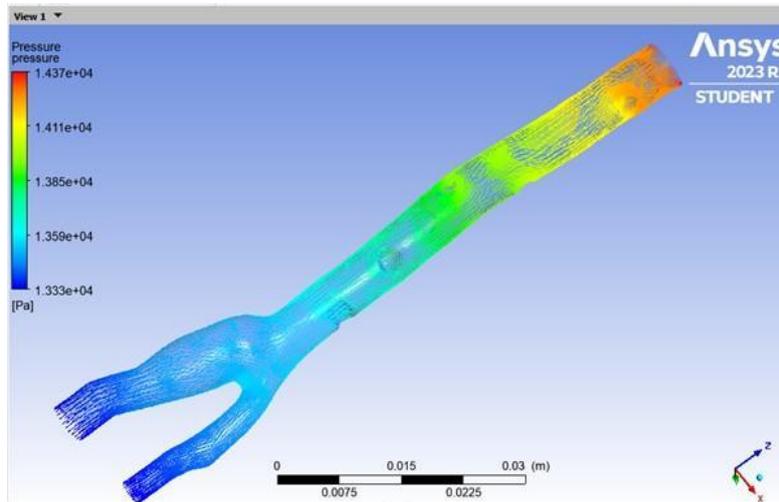
Para os campos de pressão (Pa) e velocidade (m s^{-1}) do sangue no escoamento e as taxas de cisalhamento (Pa) ao longo da parede obstruída da artéria, as Figuras 19 (a-c) a 22 (a-c) mostram os principais efeitos na modelagem para a geometria com obstruções internas (configurações 4, 5 e 6, respectivamente).

A Figura 19 mostra um perfil vetorial de distribuição de pressão para as configurações de 4 a 6. A exemplo da Figura 15, observou-se que as pressões tiveram os maiores valores nas regiões da entrada (*inlet*) e das obstruções, com média entre as três configurações apresentadas, aproximadamente de $1,4400 \times 10^4$ Pa, onde o movimento do biofluido é iniciado, com velocidade inicial e cujo valor é o menor ao longo do escoamento ($0,1 \text{ m s}^{-1}$). Entretanto, nas saídas 1 e 2, a pressão foi considerada constante e em torno de $1,3332 \times 10^4$ Pa, definido inicialmente nas condições de contorno.

Além disso, na região próxima das primeiras obstruções, na região da entrada, também ficou concentrada as pressões mais altas, as quais variaram em uma média de $1,4400 \times 10^4$ a $1,3860 \times 10^4$ Pa, o que leva a uma diminuição da ordem de 50,56%, correspondendo à uma relação direta com a velocidade aplicada.

Para a Mecânica dos Fluidos, quanto maior for a velocidade com que o fluido escoar, menor será a pressão sobre a parede do tubo, o que está diretamente associado com a viscosidade do fluido (FOX *et al.*, 2014). O mesmo pode ser considerado para este estudo na parede interna da artéria, uma vez que a velocidade aumenta ao longo do escoamento (definido nas condições de contorno) entre a sístole e a diástole.

Figura 19. Perfis dos campos vetoriais de pressão para uma artéria braquial com obstruções internas nas seguintes configurações: (a) 4: grosseira; (b) 5: intermediária e (c) 6: refinada.

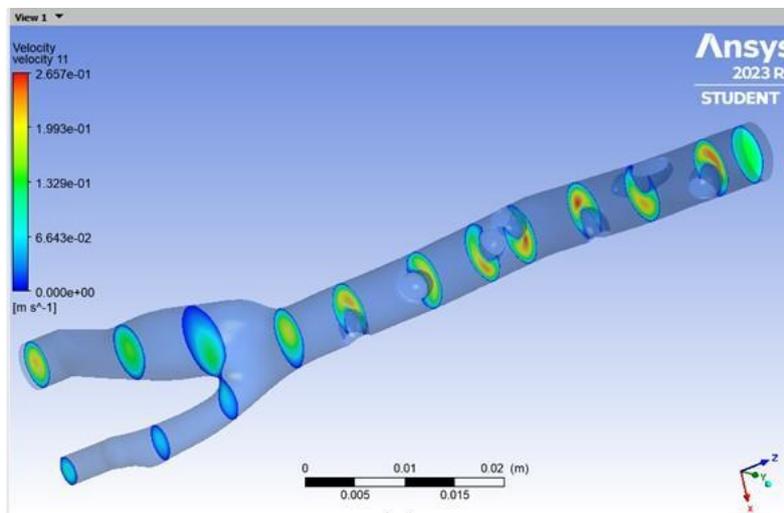


Fonte: Próprio autor (2023)

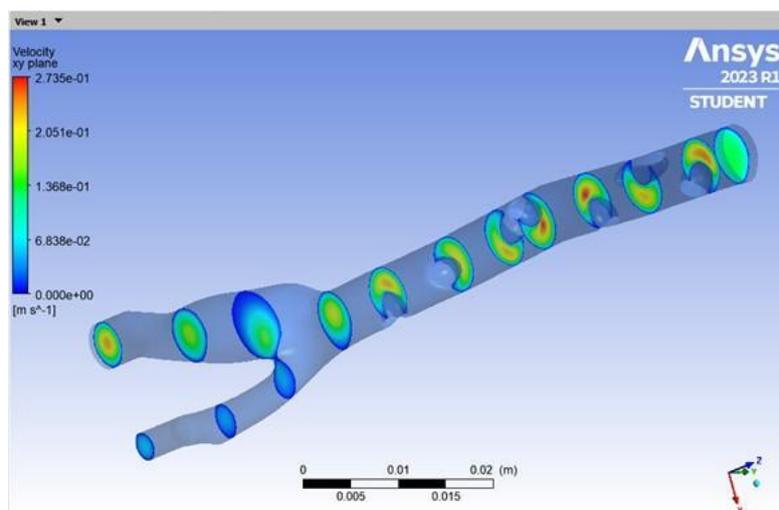
As Figuras 20 (a-c) e 21 (a-c) apresentam os contornos de velocidade para as configurações 4, 5 e 6 e os perfis vetoriais de velocidade para as mesmas configurações, respectivamente, as quais demonstraram os mesmos resultados, diferenciando-se apenas nos padrões de visualização dos mesmos.

Comparando-se a Figura 19 com as Figuras 20 e 21, na região das obstruções, antes da bifurcação, pode-se observar que os maiores picos de velocidade foram concentrados nas regiões com uma menor pressão, fazendo com que as taxas de cisalhamento aumentassem nestes respectivos locais, podendo ser observado na Figura 22 (a-c).

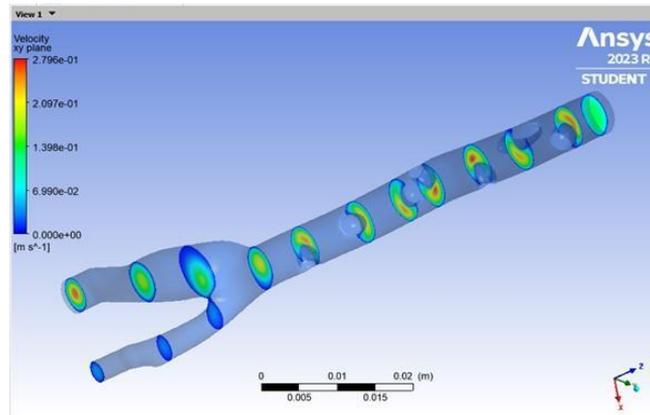
Figura 20. Contornos dos campos de velocidade para a artéria braquial com obstruções internas nas seguintes configurações: (a) 4: grosseira; (b) 5: intermediária e (c) 6: refinada.



(a)



(b)



(c)

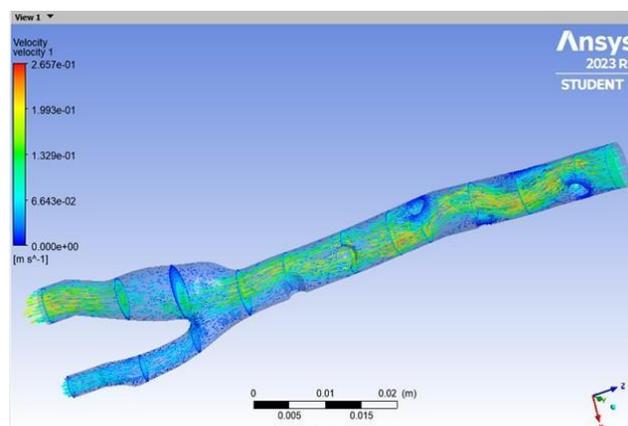
Fonte: Próprio autor (2023)

Quando o fluido sanguíneo alcançou a bifurcação, a velocidade também foi nula, no chamado ponto de estagnação, a exemplo da Figura 16c, a qual foi comentada anteriormente.

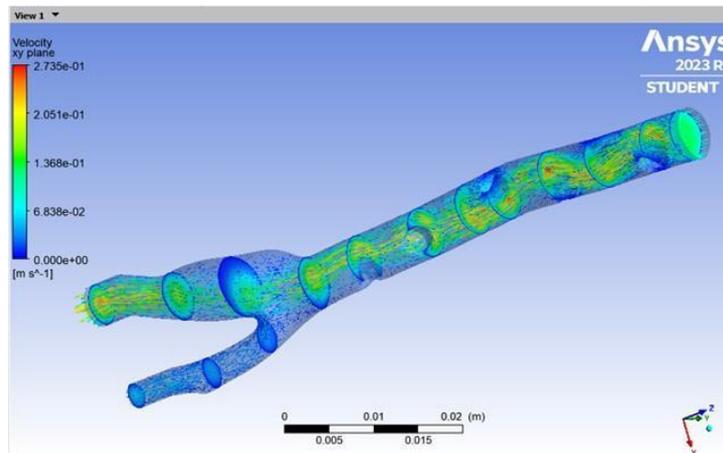
Percebeu-se que a variação das velocidades em cada configuração avaliada foi de, aproximadamente, 0,00 a 0,27 m s^{-1} para a configuração 4, de 0,00 a 0,27 m s^{-1} para a 5, e de 0,00 a 0,28 m s^{-1} para a 6, cujos todos os valores foram condicionados em uma faixa de valores aceitáveis, bem próximos e quase idêntico para os 3 casos propostos.

Das Figuras 16, 17, 20 e 21 foi possível examinar que os valores praticados neste trabalho foram inferiores na ordem de 40,0% aos valores obtidos por Carvalho e Nayak (2008), quando estes avaliaram a distribuição espacial de velocidades em um plano perpendicular ao vaso de interesse (ex: artéria carótida), usando Ressonância Magnética (RM) com aquisições em espiral e codificação de velocidades por Fourier, cujas variações de velocidades foram da ordem de 0,00 a 0,70 m s^{-1} .

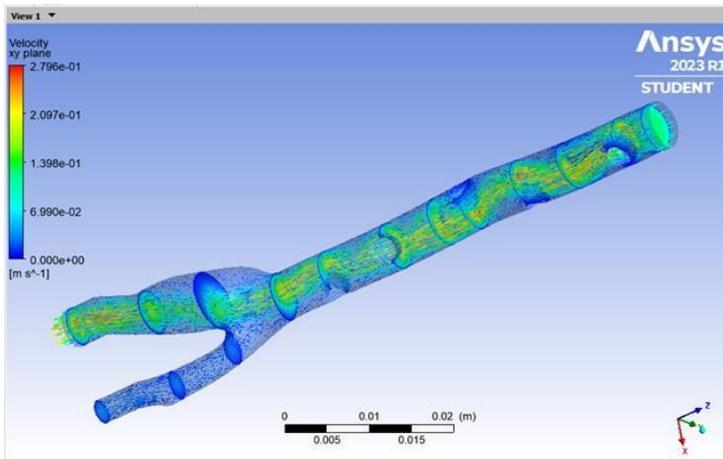
Figura 21. Perfis dos campos de velocidade com vetores e contornos de partes da seção transversal para uma artéria braquial com obstruções internas nas seguintes configurações: (a) 4: grosseira; (b) 5: intermediária e (c) 6: refinada.



(a)



(b)

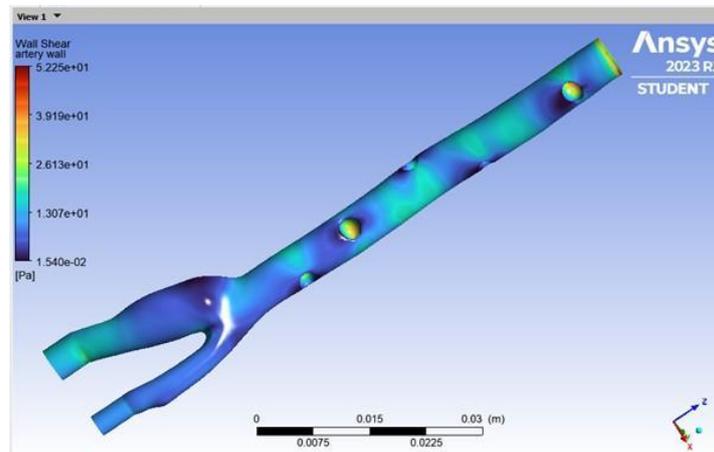


(c)

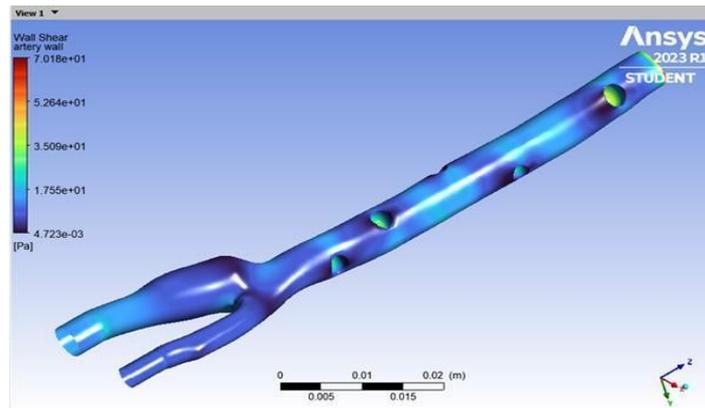
Fonte: Próprio autor (2023)

A Figura 22 (a-c) apresenta os perfis da tensão de cisalhamento nas paredes internas da artéria braquial com obstruções para as configurações 4, 5 e 6, respectivamente.

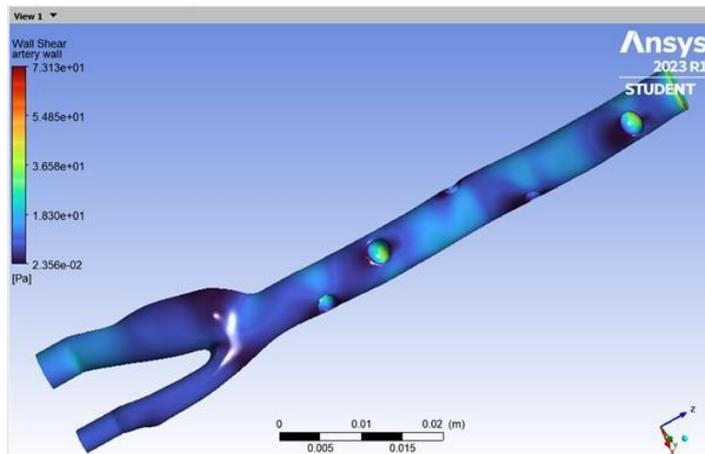
Figura 22. Perfis da tensão de cisalhamento na parede interna de uma artéria braquial com obstruções internas nas seguintes configurações: (a) 4: grosseira; (b) 5: intermediária e (c) 6: refinada.



(a)



(b)



(c)

Fonte: Próprio autor (2023)

Diferentemente do fluxo desobstruído, para esta configuração observou-se uma variação significativa ao longo da artéria braquial, em que os maiores valores da tensão cisalhante estão nas regiões das obstruções, com valores aproximados de 26,13 a 52,25 Pa para a configuração 4 (malha grosseira), de 35,09 a 70,18 Pa para a configuração 5 (malha intermediária) e de 36,58 a 73,13 Pa para a configuração 6 (malha refinada), onde são encontrados os maiores valores de pressão (Figura 19).

Das Figuras 18 e 22, foi possível verificar que os valores alcançados no presente estudo estão bem próximos aos valores obtidos por Herrero *et al.* (2019), quando estes analisaram os esforços hemodinâmicos em um vaso sanguíneo com aterosclerose, por meio de modelagens e simulações numéricas (CFD), tendo variações de 0,31 a 56,47 Pa. Em outro estudo recente, Carpenter *et al.* (2019) realizaram uma associação da LDL (*low density lipoprotein*, em tradução livre, lipoproteínas de baixa densidade, ou seja, o colesterol “ruim”) com variações da tensão de cisalhamento, produzidas sobre a biomecânica das artérias, no range de 0,00 a 14,00 Pa, como causas diretas da

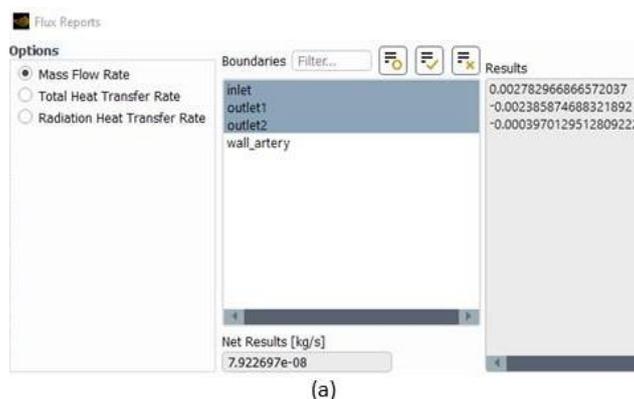
aterosclerose⁶ e estenose⁷, sugerindo que a baixa tensão de cisalhamento na parede da artéria impacta efetivamente na regulação das células endoteliais em regiões ateropronas⁸, por exemplo em bifurcações, que são mais suscetíveis à aterosclerose.

6.3 VALIDAÇÃO E VERIFICAÇÃO DAS SIMULAÇÕES NUMÉRICAS

Para a etapa de validação dos resultados, fez-se um refinamento da malha e usou-se um *time-step* menor (configurações **3** - malha refinada sem obstrução interna e **6** - malha refinada e com obstruções) verificando se os resultados foram consistentes com os primeiros resultados obtidos (configurações **1** - malha grosseira sem obstrução e **4** - malha grosseira e com obstruções internas). Em cada um dos dois casos propostos neste trabalho, investigou-se os efeitos do erro de truncamento e comparou-se os resultados alcançados após o refinamento e a discretização espacial e temporal. Ademais, verificou-se a conservação de massa (Figuras 23 e 24), e as condições de contorno de entrada para garantir que a UDF (*Used Defined Function*, em tradução livre, utilização de uma função definida) realizou/obedeceu a programação esperada.

Para verificar se a massa foi conservada (balanço de massa), o cálculo da taxa de fluxo de massa com a seleção da entrada e das duas saídas foi realizada utilizando a opção “*Flux Reports*”. Espera-se que o somatório dessas massas seja igual a zero ou extremamente pequeno, fornecendo uma espécie de termo de acúmulo de massa. As Figuras 23 e 24 mostram os resultados líquidos do somatório dos fluxos de massa para cada configuração avaliada.

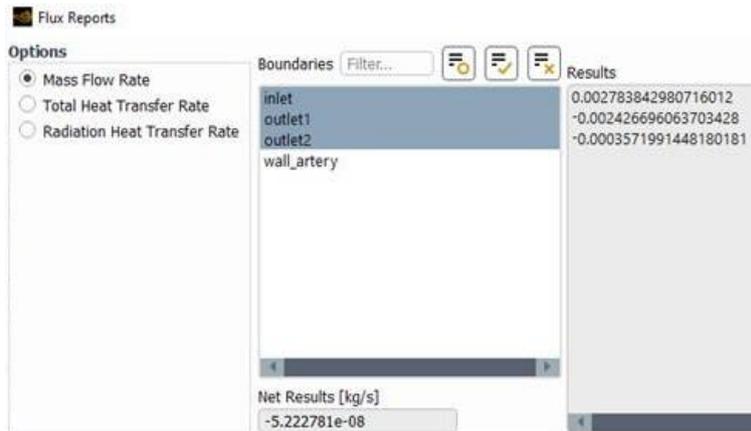
Figura 23. Relatórios de fluxo de massa (*Flux reports*), com a respectiva taxa de fluxo de massa para uma artéria braquial sem obstrução nas seguintes configurações: (a) 1: grosseira; (b) 2: intermediária e (c) 3: refinada.



⁶ Um acúmulo de placas de colesterol nas paredes das artérias, o que causa obstrução do fluxo sanguíneo.

⁷ É um termo médico para o estreitamento dos vasos sanguíneos no corpo, devido ao acúmulo de substâncias inflamatórias e aos depósitos de colesterol

⁸ Regiões nas células endoteliais que são mais suscetíveis à aterosclerose.



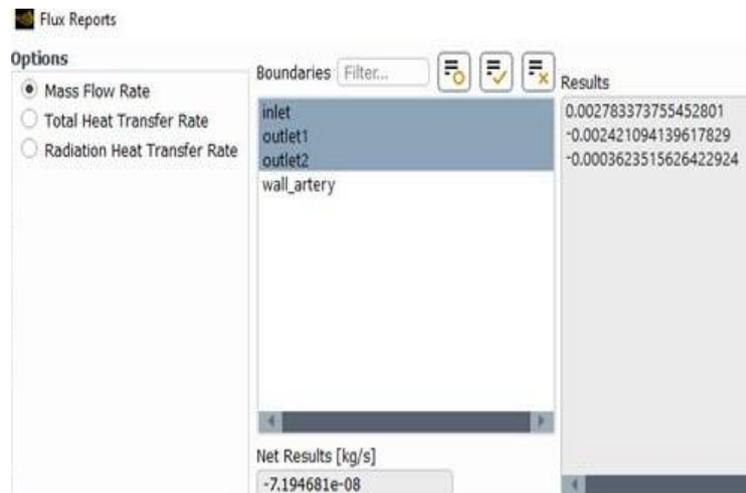
(b)



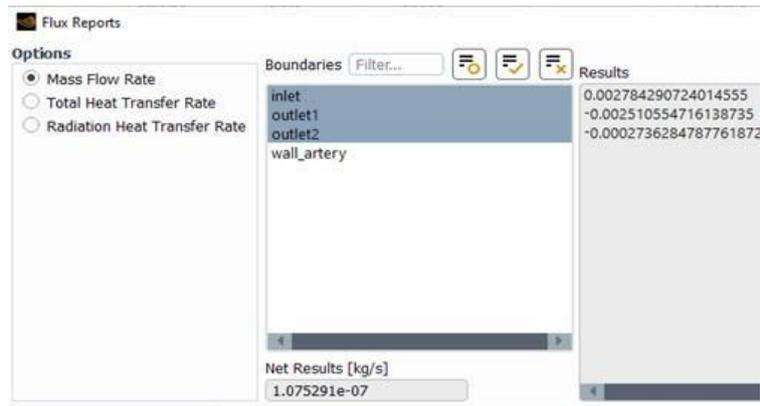
(c)

Fonte: Próprio autor (2023)

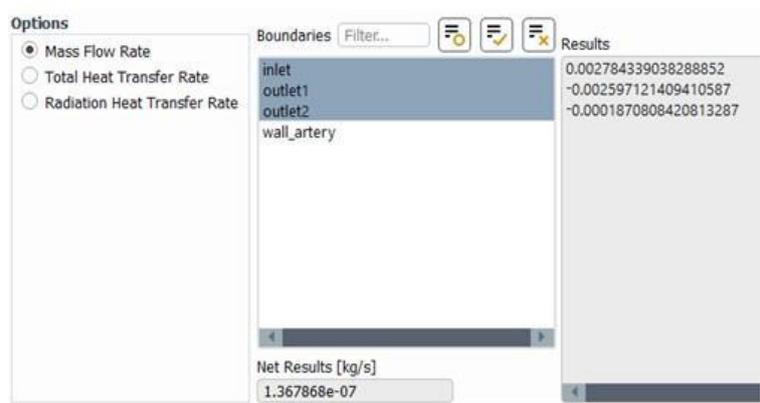
Figura 24. Relatórios de fluxo de massa (*Flux reports*), com a taxa de fluxo de massa em uma artéria braquial com obstruções internas nas seguintes configurações: (a) 4: grosseira; (b) 5: intermediária e (c) 6: refinada.



(a)



(b)



(c)

Fonte: Próprio autor (2023)

A Tabela 8 mostra os resultados líquidos desse balanço de massa para cada configuração proposta de acordo com as Figuras 23 e 24.

Tabela 8. Balanço de massa para as duas configurações da artéria braquial (com ou sem obstruções internas).

Modelo	Resultados líquidos do somatório
1	$7,93 \times 10^{-8}$
2	$-5,23 \times 10^{-8}$
3	$2,71 \times 10^{-7}$
4	$-7,19 \times 10^{-8}$
5	$1,08 \times 10^{-7}$
6	$1,37 \times 10^{-7}$

Fonte: Próprio autor (2023)

Como foi possível verificar na Tabela 8, os fluxos de massa foram somados e apresentaram resultados líquidos extremamente pequenos ($\approx \pm 8,00 \times 10^{-8}$), caracterizando que são quase próximos de zero, apenas com algumas discrepâncias no sinal, possivelmente por erro de truncamento nos cálculos realizados.

As condições de contorno de entrada foram verificadas durante os cálculos com os perfis de velocidade plotados na Figura 12, mostrando e confirmando um fluxo sanguíneo pulsátil e cíclico.

Para comparação dos casos simulados, a Tabela 9 apresenta os valores mínimos e máximos das diferentes variáveis estudadas, para cada configuração proposta.

Tabela 9. Resultados das diferenças entre os valores máximos e mínimos para as principais variáveis abordadas neste estudo.

Configurações	Pressão (Pa)		Velocidades (m s ⁻¹)		Tensão de cisalhamento (Pa)	
	min	máx	min	máx	min	máx
1	1,3332x10 ⁴	1,4060x10 ⁴	0	2,2139x10 ⁻¹	1,4546x10 ⁻¹	5,0468x10 ¹
2	1,3332x10 ⁴	1,4074x10 ⁴	0	2,3503x10 ⁻¹	1,5020x10 ⁻¹	7,1529x10 ¹
3	1,3332x10 ⁴	1,4094x10 ⁴	0	2,9307x10 ⁻¹	1,7120x10 ⁻¹	8,7192x10 ¹
4	1,3332x10 ⁴	1,4370x10 ⁴	0	2,6570x10 ⁻¹	1,5400x10 ⁻²	5,2250x10 ¹
5	1,3332x10 ⁴	1,4380x10 ⁴	0	2,7350x10 ⁻¹	4,7230x10 ⁻³	7,0180x10 ¹
6	1,3332x10 ⁴	1,4400x10 ⁴	0	2,7960x10 ⁻¹	2,3560x10 ⁻²	7,3130x10 ¹

Fonte: Próprio autor (2023)

Da Tabela 9 percebeu-se valores próximos e pequenas distinções entre as duas geometrias propostas (com e sem obstruções internas), em uma média, de aproximadamente, 2,15% para a pressão, 7,00% para a velocidade e 8,90% para a tensão de cisalhamento. Comparando-se as malhas computacionais, os valores foram crescentes, da malha grosseira para a refinada, em quase todas as variáveis estudadas, para as duas geometrias propostas, com exceção apenas dos valores mínimos da tensão de cisalhamento, entre as configurações 4 a 6. Portanto, com base na literatura especializada pode-se afirmar que os resultados alcançados no vigente trabalho foram coerentes e satisfatórios.

7 CONCLUSÕES E SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

7.1 CONCLUSÕES

Ao final deste estudo que performou análises numéricas em uma artéria braquial bifurcada sem e com obstruções internas, foi possível destacar que os resultados alcançados servirão de parâmetros fundamentais para as tomadas de decisões da comunidade científica e sociedade médica especializada, quanto ao desenvolvimento de novas tecnologias e referências para diversos estudos na área da biofluidodinâmica de escoamentos sanguíneos.

Os valores das variáveis exibidos neste estudo são aceitáveis para a física do problema, em todas as configurações apresentadas e de acordo com a literatura existente, pois, não foi observado nenhuma discrepância entre estes, apenas valores distintos, seja por erros de arredondamentos ou aproximações nos cálculos, mas próximos, devido ao adequado refinamento das malhas computacionais geradas e os passos de tempo estabelecidos.

Por fim, entende-se que as artérias obstruídas apresentam um risco significativo para as doenças cardiovasculares, no que diz respeito à tensão de cisalhamento nas paredes internas destas, uma vez que os maiores valores alcançados foram na região das obstruções, e essa condição desregula as variáveis velocidade e pressão, provocando sérios danos à máquina humana.

7.2 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

As simulações realizadas neste estudo assumiram paredes rígidas do sistema arterial. No entanto, para realizar uma simulação mais próxima do cenário real, as características de uma parede elástica também devem ser incluídas no problema. Isso pode ser feito acoplando-se a solução da simulação FEA e simulação CFD no *Ansys Workbench*, por meio de uma análise estrutural.

Também é razoável comparar os resultados obtidos em simulações numéricas com resultados experimentais. Nesta pesquisa, foram utilizados alguns projetos realizados por diferentes autores, como parâmetros de comparação. No entanto, não foram encontrados dados experimentais suficientes baseados exatamente nas mesmas geometrias propostas nesta pesquisa.

Levando em consideração a composição sanguínea, cuja constituição é feita com vários compostos orgânicos, pode-se trabalhar com a análise de turbulência, determinar o número de Reynolds, usando outra formulação matemática, na qual considera o fluido

como Newtoniano e o fluxo sanguíneo como um escoamento turbulento.

Além destas sugestões, pode-se também incentivar a definição da taxa de acúmulo em placas de gordura ou outras substâncias, proporcionais ao estilo de vida de uma determinada população.

8 REFERÊNCIAS

ABREU, Bento J. **Como Encontrar a Artéria Braquial?** Anatomia e Fisioterapia. Abril, 2020. Disponível em: < <https://anatomiaefisioterapia.com/2020/04/07/como-encontrar-a-arteria-braquial/>>. Acessado em: 18 dez. 2022.

ANSYS. **3D Bifurcating Artery**. 2022. Disponível em: <<https://courses.ansys.com/index.php/courses/fluent-3d-bifurcating-artery/>>. Acessado em: 11dez. 2022.

ANSYS. **Gas-Liquid Equipment System, 2021**. Disponível em: <<https://www.ansys.com/applications/gas-liquid-systems>>. Acessado em: 08 dez. 2022.

ANSYS. **Steady Blood Flow Through a 3D Bifurcating Artery Using Ansys Fluent**. 2022. Disponível em: <<https://courses.ansys.com/index.php/courses/3d-bifurcating-artery-steady/>>. Acessado em: 11 dez. 2022.

AROEIRA, Rozilene Maria C.; PERTENCE, Antônio Eustáquio M.; KEMMOKU, Daniel Takanori; GRECO, Marcelo. **The Effect Of Hypokyphosis On The Biomechanical Behavior Of The Adolescent Thoracic Spine**. The Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering, 2018.

CARPENTER, Harry J.; GHOLIPOUR, Alireza; GHAYESH, Mergen H.; ZANDER, Anthony C.; PSALTIS, Peter J. **A Review On The Biomechanics Of Coronary Arteries**. International Journal of Engineering Science 147 (2020) 103201. November, 2019. Disponível em: < <https://pt.scribd.com/document/445256659/A-review-on-the-biomechanics-of-coronary-arteries#> >. Acesso em: 15 jul. 2023.

CARVALHO, João L. A. NAYAK, Krishna S. **Medição da Taxa de Cisalhamento Intravascular Por Meio De Ressonância Magnética**. CBEB, 2008. Disponível em: < http://www2.ene.unb.br/joaoluiz/pdf/cbeb2008_0974_cisalhamento.pdf > Acesso em: 15 jul. 2023.

CHEN, Xiaolin; LIU, Yijun. **Finit Element Modeling and Simulation with ANSYS Workbench**. International Standard Book Number-13: 978-1-4398-7385-4 (eBook - PDF). Taylor & Francis Group, LLC, 2015.

CLEVELAND CLINIC. **Brachial Artery**. Julho, 2021. Disponível em: < <https://my.clevelandclinic.org/health/body/22193-brachial-artery#:~:text=The%20brachial%20artery%20is%20the%20major%20blood%20vessel%20supplying%20blood,several%20branches%20along%20its%20route.>>. Acessado em: 18 dez. 2022.

COSTA, K.C.M.; LIMA, J.C.; ALMEIDA, C.A.N.; CIAMPO, L.A.; SOUZA, C.S.B. **Variação do Diâmetro da Artéria Braquial em Crianças Obesas: Presente e Futuro**. Rev Paul Pediatr. 2012.

DOHERTY, Rafael Vieira; LOPES JÚNIOR, Guilherme Barbosa. **Análise de Sensibilidade Reológica por Hemodinâmica Computacional em Artérias ou Arteríolas Mamárias**. Brazilian Journal of Development, Curitiba, 2022.

ELAD, David; BLUESTAIN, Danny. **Biofluid Mechanics: Innovations And Challenges**. Journal of Biomechanics. Elsevier Ltda, 2012.

FEIJÓ, Vagner. **Modelagem do Fluxo Sanguíneo na Aorta Abdominal Utilizando Interação Fluido-Estrutura**. Ilha Solteira, 2007. Disponível em: < Microsoft Word - Início trabalho final.doc (unesp.br) >. Acessado em: 20 dez. 2022.

FOX, Robert W. McDONALDS, Alan T. PRITCHARD, Philip J. LEYLEGIAN, Jhon C. **Introdução à Mecânica dos Fluidos**, 8ª ed. GEN, Grupo Editorial Nacional, 2014.

GEORGE, T.; SUPRETHA, J.; SREHARI, KV. **Tutorial – Turbulence Modeling in Ansys Fluent – Lesson4**. 28 fev. 2023. Disponível em < <https://courses.ansys.com/index.php/courses/turbulence-modeling-in-ansys-fluent/lessons/tutorial-turbulence-modeling-in-ansys-fluent-lesson-4/> >. Acesso em: 14 jul. 2023.

GIL, Felipe de Souza Lourenço. **Análise da Qualidade de Malha de Elementos Finitos e Validação de Situação de Caso Real de Viga Biapoiada**, 2015. Disponível em: < http://repositorio.utfpr.edu.br/jspui/bitstream/1/16316/1/PG_DAMEC_2015_1_05.pdf >. Acessado em: 05 dez. 2022.

GUTIERREZ, Marco A. **Análise Computacional Da Dinâmica Dos Fluidos Na Substituição Da Válvula Aórtica Transcateter**. FMUSP, São Paulo, 2020.

HERRERO, Matheus Vinicius de Oliveira; WUTZOW, Wilson Wesley; COSTA, Alexandre Marconi de Souza. **Modelagem, Simulação e Análise de Esforços Hemodinâmicos em um Vaso Sanguíneo com Aterosclerose**. XI EPCC - Encontro Internacional de Produção Científica. Outubro de 2019.

IMAM, Zachary. **Non-Newtonian Fluid Modeling: Power Law Model**. *RheoSense Research Scientist*. Novembro, 2020. Disponível em: < <https://blog.rheosense.com/non-newtonian-fluid-modeling-power-law-model>>. Acesso em: 11 dez. 2022.

KLEINSTREUER, Clement; FENG, Yu; CHILDRESS, Emily. **Drug-targeting methodologies with applications: A review**. *World J Clin Cases*, 2014.

KUNDU, Pijush K.; COHEN, Ira M.; DOWLING, David R. **Fluid Mechanics, 5^a ed.** Elsevier Inc. USA, 2012.

LAS-CASAS, Marina Spyer; MACHADO, Maria da Gloria Rodrigues; MURIEL, Melisa Velez; LIMA, Eduardo José; HUEBNER, Rudolf; FEDOTOVA, Veronika; FIGUEIREDO, Clarice Magnani; LAS CASAS, Estevam Barbosa de. **Parametric study of catheters for endotracheal aspiration**. The Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering, 2018.

LICÁ, Higor Medeiros; CRUZ, Glauber. **Investigação Numérica De Câmaras Frias Utilizadas No Hospital Universitário (Hu-Ufma) Para Conservação De Diferentes Gêneros Alimentícios**. Universidade Federal do Maranhão, 2022.

LOPES JUNIOR, Guilherme B; GÓMEZ, Luben Cabezas; BOCK, Eduardo G. P. **Risk Hemolyses Regions Detection In A Ventricular Assistance Device By Computational Fluid Dynamics**. ENEBI, 2018.

MADEIRO, Layon de Oliveira; OLIVEIRA, André de Sá Braga; ESTRELA, Yoshyara da Costa Anacleto; REZENDE, Ariany Cibelle Costa; PEREIRA, Francisco Erinaldo Leite; ARAÚJO, Thales Marx Soares. **Variação Anatômica Da Artéria Braquial – Relato De Caso**. CONESF. ISSN 2447-2131. João Pessoa, 2016.

MD, Livia Lourenço do Carmo. **Artéria Braquial**. Kenhub, Alemanha 2022. Disponível em: < <https://www.kenhub.com/pt/library/anatomia/arteria-braquial> >. Acessado em: 18 dez. 2022.

MUNIANDY, Kathira Ven. **Non-Newtonian Computational Fluid Dynamics (CFD) Modeling on Blood Clot Extraction**. Dissertation submitted in partial fulfillment of the requirements for the Bachelor of Engineering. Universiti Teknologi PETRONAS. TRONOH, PERAK, AUG 2013.

NEVES, Elievertton Evangelista; BEZERRA, Yuri Shalomde Freitas. **Método dos Volumes Finitos: uma Abordagem Prática e Aplicação em Problemas de Difusão Térmica com Matlab**. Carpe Diem: Revista Cultura e Científica do UNIFACEX. v. 11, n. 11, 2013. ISSN: 2237-8586.

NGUYEN, Quoc-Hung; NGUYEN, Ngoc-Diep. **Incompressible Non Newtonian Fluid Flows, Continuum Mechanics - Progress in Fundamentals and Engineering Applications**. Dr. Yong Gan (Ed.), ISBN: 978-953-51-0447-6, InTech, 2012, Disponível em: <<http://www.intechopen.com/books/continuum-mechanics-progress-in-fundamentals-and-engineering-applications/non-newtonian-fluid-flows>>. Acesso em: 06 dez. 2022.

NICOLAU, Luis G.C.; MARTINS, W. de Paula; FERREIRA, A.C.; GALLARETA, F.M.P.; LIMA, J.C.; BARRA, D.A.; MAUAD, F.M.; MAUAD FILHO, F. **Avaliação da Dilatação Máxima da Artéria Braquial em Gestantes e não Gestantes, Fumante e não Fumantes**. Radiol Bras. 2010.

OSSES, Juan. **O método dos Volumes Finitos**. Blog ESSS, 12 de dezembro de 2016. Disponível em: <<https://www.esss.co/blog/o-metodo-de-volumes-finitos/>>. Acesso em: 13 jul. 2023.

QUEIROZ, Natália Ferreira. **Simulação com CFD de escoamento de Fluxo ao Redor de um Edifício de 10 Andares**. 2008.

ROSA, Eugênio Spanó. **Forma Diferencial das Equações de Transporte**. FEM/DE UNICAMP. São Paulo, 2019.

SILVA, Amilton Ferreira Júnior. **Método dos Volumes Finitos para Equação de Convecção e Difusão**. Programa de Pós-Graduação em Modelagem Computacional em Ciência e Tecnologia. Universidade Federal Fluminense. Volta Redonda, 03 de dezembro de 2012.

SILVA, João Lameu Júnior. **Unindo Medicina e Engenharia: Conheça a CFD**. *Blog UFABC Divulga Ciência*, ISSN 2596-0695. Disponível em: <<https://ufabcdivulgaciencia.proec.ufabc.edu.br/2021/05/28/simulacoes-computacionais-aplicadas-ao-estudo-do-fluxo-sanguineo-v-4-n-4-p-5-2021/>>. Acesso em: 08 dez. 2022.

SIMON, Laurent; OSPINA, Juan. **A Three-Dimensional Semi-Analytical Solution For Predicting Drug Release Through The Orifice Of A Spherical Device**. Elsevier, 2016.

SIMSCALE. **Non-Newtonian Models**. Julho, 2022. Disponível em: <<https://www.simscale.com/docs/simulation-setup/materials/non-newtonian-models/#:~:text=Power%20law%20is%20the%20simplest,rates%20taken%20into%20account%5E2.>>. Acesso em: 11 dez. 2022.

SINNOTT, Matthew. CLEARY, Paul W. PRAKASH, Mahesh. An investigation of pulsatile blood flow in a bifurcating artery using a grid-free method. Fifth International Conference on CFD in the Process Industries CSIRO, Melbourne, Australia 2006.

SODRÉ, Fernanda de Carvalho; TOFANELI, Luzia Aparecida; OLIVEIRA, Turan Dias; CORDEIRO, Juliana de Oliveira; SANTOS, Alex Álisson Bandeira. **Análise Preliminar Utilizando Fluidodinâmica Computacional Do Fluxo Sanguíneo**. ISSN: 2447-4215. IV SIINTEC, VIII PTI. 2018.

TRUSKEY, George A.; YUAN, Fan; KATZ, David F. **Transport Phenomena in Biological Systems**, 2ª ed. PEARSON Prentice Hall. ISBN 0-13-156988-0. Upper Saddle River, New Jersey, 2009.

TYFA, Zbigniew; OBIDOWSKI, Damian; REOROWICZ, Piotr; STEFANCZYK, Ludomir; FORTUNIAK, Jan; JÓZWIK, Krzysztof. **Numerical Simulations Of The Pulsatile Blood Flow In The Different Types Of Arterial Fenestrations: Comparable Analysis Of Multiple Vascular Geometries**. Lodz University of Technology, Institute of Turbomachinery, Lodz, Poland. 2018.

VERSTEEG, H. K. MALALASEKERA, W. **An Introduction to Computational Fluid Dynamics**, 2ª ed. PEARSON, Prentice Hall. England, 2007.

WISSELER, Eugene H. **Human Temperature Control – A Quantitative Approach**. Springer-Verlag GmbH, Germany, 2018.

ZAMAN, A; KHAN, Ambreen Afsar; ALI, N. **Modeling of unsteady non-Newtonian blood flow through a stenosed artery: with nanoparticles.** The Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering, 2018.