



UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE ARTES, CIÊNCIAS E HUMANIDADES
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM SISTEMAS DE INFORMAÇÃO

ANTÔNIO SOUSA VIEIRA DE CARVALHO JÚNIOR

Simulação de vasos sanguíneos estenóticos usando o método *Smoothed Particle Hydrodynamics* (SPH)

São Paulo

2022

ANTÔNIO SOUSA VIEIRA DE CARVALHO JÚNIOR

Simulação de vasos sanguíneos estenóticos usando o método *Smoothed Particle Hydrodynamics* (SPH)

Dissertação apresentada à Escola de Artes, Ciências e Humanidades da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Ciências pelo Programa de Pós-graduação em Sistemas de Informação.

Área de concentração: Metodologia e Técnicas da Computação

Versão corrigida contendo as alterações solicitadas pela comissão julgadora em 5º o de Outubro de 2022. A versão original encontra-se em acervo reservado na Biblioteca da EACH-USP e na Biblioteca Digital de Teses e Dissertações da USP (BDTD), de acordo com a Resolução CoPGr 6018, de 13 de outubro de 2011.

Orientador: Prof. Dr. Helton Hideraldo Bísvaro

São Paulo

2022

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca da Escola de Artes, Ciências e Humanidades,
com os dados inseridos pelo(a) autor(a)
Brenda Fontes Malheiros de Castro CRB 8-7012; Sandra Tokarevicz CRB 8-4936

Sousa Vieira De Carvalho Junior , Antonio
Simulação de vasos sanguíneos estenóticos usando o
método Smoothed Particle Hydrodynamics (SPH) /
Antonio Sousa Vieira De Carvalho Junior ;
orientadora, Helton Hideraldo Biscaro. -- São
Paulo, 2022.
81 p: il.

Dissertacao (Mestrado em Ciencias) - Programa de
Pós-Graduação em Sistemas de Informação, Escola de
Artes, Ciências e Humanidades, Universidade de São
Paulo, 2022.
Versão corrigida

1. Simulação. 2. Vasos sanguíneo. 3. SPH. I.
Biscaro, Helton Hideraldo, orient. II. Título.

Dissertação de autoria de Antônio Sousa Vieira De Carvalho Júnior, sob o título “**Simulação de vasos sanguíneos estenóticos usando o método *Smoothed Particle Hydrodynamics* (SPH)**”, apresentada à Escola de Artes, Ciências e Humanidades da Universidade de São Paulo, para obtenção do título de Mestre em Ciências pelo Programa de Pós-graduação em Sistemas de Informação, na área de concentração Metodologia e Técnicas da Computação, aprovada em 05 de Outubro de 2022 pela comissão julgadora constituída pelos doutores:

Prof. Dr. Helton Hideraldo Bísaro
Escola de Artes Ciências e Humanidades - USP
Presidente

Prof. Dra. Luciana Venturini Rossoni
Instituto de Ciências Biomédicas- USP

Prof. Dr.Saul de Castro Leite
Universidade Federal do ABC (UFABC)

*Quero dedicar está trajetória aos meus avós (Raimundo Carlos e Maria De Lourdes) que
infelizmente já partiram, mas continuam presente na minha memoria*

Agradecimentos

Deixo meus agradecimentos primeiramente a Deus por me guiar todos os dias. A toda minha família por sempre está presente, especialmente a meus pais Maria Do O e Antônio Vieira por me apoia todo esse tempo e as minhas irmãs Nayane Carvalho e Dayane Carvalho por sempre me ajudar.

Ao meu Orientador Helton Bísvaro por está presente sempre orientando no desenvolvimento da minha pesquisa e pela motivação, todas essas orientações foram muito importante para o meu desenvolvimento pessoal e acadêmico.

Ao meu amigo Gilberto por me ajudar nas apresentações, a minha amiga Carolina Alencar por corrigir meus textos.

Aos meus amigos do laboratório Lapis Renan, Mateus, Rafael, Ayslan, Diogo, Edson e Rômulo por me ajudar e tirar minhas duvidas, pelos cafés e as conversas para descontrair em momentos de pressão.

Por fim, a todas as pessoas que são importantes e que fizeram parte e que estão fazendo parte dessa caminha, pois ainda só é o começo de muitas conquistas que estão por vir.

Não são as nossas habilidades que revelam quem realmente somos, são as nossas escolhas.

(J. K. Rowling)

Resumo

DE CARVALHO JÚNIOR, Antônio Sousa Vieira. **Simulação de vasos sanguíneos estenóticos usando o método Smoothed Particle Hydrodynamics (SPH)**. 2022. 81 f. Dissertação (Mestrado em Ciências) – Escola de Artes, Ciências e Humanidades, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2022.

Os vasos sanguíneos são responsáveis pela distribuição do sangue por todo organismo, garantindo que, nutrientes e oxigênio cheguem a todas as células do corpo. Devido aos avanços nas pesquisas tecnológicas, áreas como a medicina tem se beneficiado com desenvolvimento de softwares que auxiliam os especialistas em diagnósticos. O desenvolvimento de simuladores computacionais de fluxo sangue, são relevantes também para os treinamentos dos profissionais, observação de comportamentos em órgãos. Desta forma, o objetivo do estudo usar o método numérico *Smoothed Particle Hydrodynamics* (SPH) para simular o fluido sanguíneo e o método Massa-Mola para adicionar características elásticas no tecido dos vasos, em busca de observar o comportamento do fluxo sanguíneo durante uma simulação em vasos obstruídos em vários graus de estenose. Os resultados mostram que o desenvolvimento de simuladores para análise de fluxo sanguíneo em vasos com vários graus de estenose é de grande importância para a comunidade científica, pois, ajudar a entender melhor o comportamento do fluxo sanguíneo usando técnicas não invasivas. Além do que, entender sobre as propriedades do sangue e das camadas de tecido dos vasos sanguíneos são de grande importância para entender o funcionamento do sistema cardiovascular.

Palavras-chaves: SPH. Vasos sanguíneos. Estenose. Massa-mola.

Abstract

DE CARVALHO JUNIOR, Antônio Sousa Vieira. **Simulation of stenotic blood vessels using the Smoothed Particle Hydrodynamics (SPH) method**. 2022. 81 p. Dissertation (Master of Science) – School of Arts, Sciences and Humanities, University of São Paulo, São Paulo, 2022.

Blood vessels are responsible for distributing blood throughout the body, ensuring that nutrients and oxygen reach every cell in the body. Due to advances in technological research, areas such as medicine have benefited from the development of software that help specialists in diagnoses. The development of computer blood flow simulators are also relevant for the training of professionals, observation of behavior in organs. Thus, the aim of the study is to use the numerical method *Smoothed Particle Hydrodynamics* (SPH) to simulate the blood fluid and the Mass-Spring method to add elastic characteristics in the tissue of the vessels, in order to observe the behavior of blood flow during a simulation in vessels obstructed at various degrees of stenosis. The results show that the development of simulators for analyzing blood flow in vessels with various degrees of stenosis is of great importance to the scientific community, as it helps to better understand the behavior of blood flow using non-invasive techniques. In addition, understanding about the properties of blood and the tissue layers of blood vessels is of great importance to understand the functioning of the cardiovascular system.

Keywords: SPH. Blood vessels. Stenosis. Mass-spring.

Lista de figuras

Figura 1 – Problema de falta de vizinhança. A partícula amarela tem uma vizinhança completa, em contrapartida a partícula verde está faltando vizinhos.	23
Figura 2 – Grade uniforme para encontrar de forma eficiente os vizinhos da partícula azul. As partículas que estão mais próximas da partícula azul do que o raio de suporte do kernel h devem estar dentro de um anel da célula que contém a partícula azul se o tamanho da grade for $\leq h$	24
Figura 3 – Diagrama do fluxo de Poiseuille	26
Figura 4 – Seis momentos da simulação do fluxo de Poiseuille.	28
Figura 5 – Estrutura de dados para armazenar as características da malha.	31
Figura 6 – Sistema de dois vértices conectados por uma mola.	32
Figura 7 – Diferença entre artérias elásticas, musculares e arteriólas	35
Figura 8 – Fluxograma do processo de revisão.	38
Figura 9 – Números de artigos por método.	40
Figura 10 – Vaso modelado por triângulos.	46
Figura 11 – Artéria carótida modelada por triângulos.	47
Figura 12 – Artéria cerebral media no segmento M1 modelada por triângulos.	48
Figura 13 – Vaso sintético modelado por triângulos	49
Figura 14 – Contar o número de partículas que caíram para cada lado.	50
Figura 15 – Graus de obstrução do vaso sanguíneo.	53
Figura 16 – Calcular a quantidade de partículas que passa por segundo, antes e depois da estenose.	54
Figura 17 – Graus de obstrução do vaso sanguíneo com placa de gordura.	55
Figura 18 – Comparação entre os resultados observados e os calculados, considerando $V = 0,01m/s$	56
Figura 19 – Comparação entre os resultados observados e os calculados, considerando $V = 0,1m/s$	57
Figura 20 – Três momentos de simulação de sangue com o tecido (rígido e elástico).	58
Figura 21 – Três momentos de simulação de sangue com a malha Carótida (rígida e elástica).	60

Figura 22 – Analisa o comportamento do fluido nas malhas (rígida e elástica), com diferentes quantidades de partículas.	62
Figura 23 – Três momentos de simulação de sangue com um obstaculo.	63
Figura 24 – Analise do comportamento do fluxo não pulsátil nas malhas (rígida e elástica) em diferentes graus de estenose. No gráfico, o eixo Y representa a quantidade de partículas e o eixo X o grau de obstrução da estenose. Na legenda cores representam a quantidade de partículas por segundo. A cor vermelha usar a Malha Rígida - Sem pulsação - Antes da Estenose (MR-SP-AE), cinza é a Malha Rígida - Sem Pulsação - Depois da Estenose (MR-SP-DE), verde a Malha é Elástica -Sem Pulsação - Antes da Estenose (ME-SP-AE) e o azul a Malha é Elástica -Sem Pulsação - Depois da Estenose (ME-SP-DE).	64
Figura 25 – Analise do comportamento do fluxo pulsátil nas malhas (rígida e elástica) em diferentes graus de estenose. No gráfico, o eixo Y representa a quantidade de partículas e o eixo X o grau de obstrução da estenose. Na legenda cores representam a quantidade de partículas por segundo. A cor vermelha usar a Malha Rígida - Com pulsação - Antes da Estenose (MR-CP-AE), cinza é a Malha Rígida - Com Pulsação - Depois da Estenose(MR-CP-DE), verde a Malha é Elástica -Com Pulsação - Antes da Estenose (ME-CP-AE) e o azul a Malha é Elástica -Com Pulsação - Depois da Estenose (ME-CP-DE).	66
Figura 26 – Analise do comportamento do fluxo não pulsátil com tecido (rígido e elástico) em diferentes tamanhos do coagulo de gordura. No gráfico o eixo Y é a quantidade de partículas e o eixo X o grau de obstrução da estenose. Na legenda cores representam a quantidade de partículas por segundo. A cor vermelha usar a Malha Rígida - Com pulsação - Antes da Estenose (MR-SP-AE), cinza é a Malha Rígida - Sem Pulsação - Depois da Estenose (MR-SP-DE), verde a Malha é Elástica -Sem Pulsação - Antes da Estenose (ME-SP-AE) e o azul a Malha é Elástica -Sem Pulsação - Depois da Estenose (ME-SP-DE).	67

Figura 27 – Analise do comportamento do fluxo pulsátil com tecido (rígido e elástico) em diferentes tamanhos do coágulo de gordura. No gráfico o eixo Y é a quantidade de partículas e o eixo X o grau de obstrução da estenose. Na legenda cores representam a quantidade de partículas por segundo. A cor vermelha usar a Malha Rígida - Com pulsação - Antes da Estenose (MR-CP-AE), cinza é a Malha Rígida - Sem Pulsação - Depois da Estenose (MR-CP-DE), verde a Malha é Elástica -Sem Pulsação - Antes da Estenose (ME-CP-AE) e o azul a Malha é Elástica -Sem Pulsação - Depois da Estenose (ME-CP-DE).	69
Figura 28 – Falha de simulação: Condições de calibramento das molas da malha elástica	70

Lista de algoritmos

Algoritmo 1 – SPH básico	22
Algoritmo 2 – Teste de colisão com rotação	30
Algoritmo 3 – Massa-mola	34

Lista de tabelas

Tabela 1 – Artigos Incluídos	40
Tabela 2 – Parâmetros da simulação	45
Tabela 3 – Casos de testes em vários graus de estenose	52
Tabela 4 – Casos de testes em vários graus de estenose	54
Tabela 5 – Simulação com obstrução do vaso sanguíneo: Média de tempos de cada etapa do processo	71
Tabela 6 – Simulação sem obstrução do vaso sanguíneo: Média de tempos de cada etapa do processo	71

Lista de abreviaturas e siglas

SPH	Smoothed Particle Hydrodynamics
AVC	Acidente Vascular Cerebral
LBM	<i>Lattice Boltzmann methods</i>
DPD	<i>Dissipative particle dynamics</i>
FSI	<i>Fluid–structure interaction</i>
MP-PIC	<i>Multiphase particle-in-cell</i>
MR-CP-AE	<i>Malha Rígida - Com pulsação - Antes da Estenose</i>
MR-CP-DE	<i>Malha Rígida - Com Pulsação - Depois da Estenose</i>
ME-CP-AE	<i>Malha Elástica - Com Pulsação - Antes da Estenose</i>
ME-CP-DE	<i>Malha Elástica - Com Pulsação - Depois da Estenose</i>
MR-SP-AE	<i>Malha Rígida - Sem pulsação - Antes da Estenose</i>
MR-SP-DE	<i>Malha Rígida - Sem Pulsação - Depois da Estenose</i>
ME-SP-AE	<i>Malha Elástica - Sem Pulsação - Antes da Estenose</i>
ME-SP-DE	<i>Malha Elástica - Sem Pulsação - Depois da Estenose</i>

Sumário

1	Introdução	17
1.1	<i>Hipótese e objetivo</i>	18
1.2	<i>Justificativa</i>	18
2	Conceitos Fundamentais	20
2.1	<i>Smoothed Particle Hydrodynamics</i>	20
2.1.1	Pesquisa de vizinhança das partículas	22
2.2	<i>Fluxo de Poiseuille</i>	25
2.2.1	Validação do teste Poiseuille	27
2.3	<i>Colisão com a malha triangular</i>	29
2.4	<i>Estruturas de Dados Topológicas</i>	30
2.5	<i>Malha dinâmica bidimensionais</i>	31
2.5.1	Molas longitudinais	32
2.5.2	Lei de Hooke	33
2.5.3	Método Massa-mola	33
2.6	<i>Vasos sanguíneos</i>	35
2.6.1	Pulsão sanguíneo	35
2.7	<i>Estenose</i>	36
3	Revisão Sistemática	37
3.1	<i>Metodologia da Revisão</i>	37
3.1.1	Planejamento	37
3.1.2	Condução	37
3.1.3	Sumarização dos resultados	39
3.2	<i>Resultados</i>	39
3.3	<i>Discussão</i>	40
3.3.1	Estrutura do vaso sanguíneo	40
3.3.2	Modelo dimensional	41
3.3.3	Técnica de validação	41
3.3.4	Limitações	42
3.3.5	Visão Geral	42

3.4	<i>Conclusão</i>	42
4	Metodologia	44
4.1	<i>SPH</i>	44
4.2	<i>Vasos sanguíneos usados no estudo</i>	45
4.2.1	Efeito da malha elástica sobre o escoamento	49
4.2.2	Estenose	51
4.2.3	Teste com diferentes graus de estenose	51
5	Resultados e Discussões	56
5.1	<i>Validação de Poiseuille</i>	56
5.2	<i>Efeito da malha elástica sobre o fluxo</i>	58
5.3	<i>Teste de contagem de partículas</i>	61
5.4	<i>Simulação com um obstáculo</i>	62
5.5	<i>Análise do comportamento do fluxo sanguíneo em vários graus de estenose</i>	64
5.5.1	Análise do fluxo sanguíneo com coágulo de gordura em vários graus de estenose	67
5.5.2	Condições de calibramento das molas	70
5.5.3	Simulação com código paralelizado da pesquisa de vizinhança das partículas	71
6	Conclusão	73
6.1	<i>Limitações e Trabalhos Futuros</i>	74
7	Publicações	75
	REFERÊNCIAS	76

1 Introdução

A computação gráfica hoje é uma área promissora para o desenvolvimento de novas tecnologias. Desde o começo desta revolução tecnológica até o momento atual, é possível observar o quanto a computação gráfica evoluiu ao decorrer dos anos. A medicina é uma das áreas que tem se beneficiado desses avanços, particularmente com o desenvolvimento de softwares que possibilitam a realização de exames menos invasivos e que podem auxiliar no diagnóstico precoce de várias doenças.

Hoje é possível que simuladores não apenas criem imagens realistas, mas também reproduzam interações mecânicas durante um procedimento cirúrgico (MESEURE; CHAILLOU, 1997).

Esses simuladores são sistemas complexos, que possibilitam representar todas as mudanças que acontecem durante um procedimento cirúrgico, tanto visual quanto tátil. Porém, simular comportamentos dinâmicos de corpos deformáveis ou rígidos não é uma tarefa trivial.

O desenvolvimento de simuladores para treinamento cirúrgico oferece uma nova perspectiva otimista a população e aos profissionais. Segundo a literatura, a criação de procedimentos cirúrgicos por meio de simuladores pode propiciar aos especialistas da saúde um treinamento eficiente, pois, além de diminuir os custos usando simuladores, permite que os procedimentos possam ser repetidos (COTIN *et al.*, 1996). Atualmente o alto custo do treinamento de um estudante ou especialista, limita que, em algumas universidades e instituições médicas sejam possível disponibilizar para o profissional um treinamento adequado. Além disso, tumores, patologias específicas e até mesmo comportamento do fluxo sanguíneo que raramente ocorreriam na realidade, podem ser simulados por métodos numéricos.

Os vasos sanguíneos são responsáveis por transportar o sangue para todo o corpo, carregando nutrientes e oxigênio para todas as células. As paredes de alguns vasos são grossas e formadas por tecido muscular, que podem dilatar e contrair para modular o fluxo sanguíneo (NØRGAARD *et al.*, 2014). Porém, muitos estudos de simulação computacional sobre o fluxo sanguíneo tratam os vasos sanguíneos como material passivo (MOHAMMED; JASSIM, 2021). Nos simuladores, essas características são criadas por meio de algoritmos que produzem deformações físicas da estrutura do vaso, onde permitem auxiliar os médicos

(VEIT; MORS; TEODORO, 2002). No entanto, essas características requerem técnicas de interação e visualização em 3D.

Destacamos como tema geral desenvolver um estudo sobre o comportamento do fluxo sanguíneo utilizando a abordagem Smoothed Particles Hydrodynamics (SPH), que permite o estudo interativo do sangue com o tecido do vaso sanguíneo com estreitamento anormal (Estenose) (CONTRERAS-SILVA *et al.*, 2017), e também simulações de deformação do tecido do vaso sanguíneo (rígido ou elástico).

1.1 Hipótese e objetivo

Para simular o comportamento dinâmico de fluidos, é necessário um modelo matemático que descreva os fenômenos físicos e o movimento da matéria. Em pesquisas relacionadas à simulação numérica, estamos geralmente interessados na fisionomia dos objetos e fluidos em movimento em escalas perceptivas ao olho humano que são governadas predominantemente pelo comportamento macroscópico da matéria.

Após identificar as lacunas na literatura, o presente trabalho tem por hipótese que simular as características de elasticidade dos vasos com a equação massa-mola podem mudar significativamente o fluxo sanguíneo em um escoamento com estenose.

Para tornar a hipótese verdadeira, o objetivo do nosso trabalho é, além de desenvolver um simulador de fluxo sanguíneo em vasos com estenose usando o método SPH, também analisar o fluxo sanguíneo em intervalos de tempo em vários graus de estenose com características distintas do tecido (rígido ou elástico), para avaliar a quantidade de sangue que passa com propósito de extrair dados para ser utilizados na literatura.

1.2 Justificativa

Vários simuladores biológicos baseados na mecânica de fluidos foram desenvolvidos para auxiliar em diagnósticos médicos ou treinamento de especialistas, entretanto, não foram encontrados na literatura simuladores que considerassem a camada de lâmina elástica do vaso sanguíneo.

Segunda a literatura, os vasos sanguíneos são formados pelas camadas, adventícia, media e íntima que é formada pelo endotélio, uma camada de tecido conjuntivo frouxo que contém células musculares e uma lâmina elástica interna.

Desta forma, caso a hipótese confirme-se verdadeira, pessoas com doenças cardiovasculares e os especialistas podem ser beneficiados com um simulador não invasivo em relação as técnicas já presentes na literatura. Segundo a literatura, os vasos sanguíneos são formados pelas camadas, adventícia, media e íntima que é formada pelo endotélio, uma camada de tecido conjuntivo frouxo que contém células musculares e uma lâmina elástica interna que durante o processo de circulação sanguínea permite a dilatação de alguns vasos. Desta forma, justifica a aplicação de métodos com o Massa-Mola para simular tais características e avaliar a diferença do fluxo sanguíneo com o tecido (elástico ou rígido).

2 Conceitos Fundamentais

2.1 Smoothed Particle Hydrodynamics

A discretização do espaço, proposto no método SPH, permite calcular as aproximações de derivadas espaciais, baseada na distribuição aleatória das partículas, obtendo durante a simulação do fluídos, densidade, pressão e viscosidade (PAIVA *et al.*, 2009).

O método SPH é utilizado para explicar as equações da dinâmica de fluidos representando-o como um conjunto finito de partículas (MONAGHAN, 2012). As partículas do SPH por definição possuem propriedades físicas (massa, pressão e velocidade) e condições de estabilidade que influenciam no cálculo do intervalo de tempo, entre outros.

As equações de *Navier-Stokes* são derivadas dos conceitos físicos da conservação de massa e do momento. No presente estudo as equações são formuladas na representação lagrangeana, pois o sangue é um fluido incompressível.

$$\frac{d\rho}{dt} = -\rho\nabla.v \quad (1)$$

$$\frac{dv}{dt} = -\frac{1}{\rho}\nabla p + \frac{\mu}{\rho}\nabla^2 v + g. \quad (2)$$

Onde t representa o tempo, v o vetor de velocidade, ρ a densidade, p a pressão, g a aceleração da gravidade, ∇ o operador de gradiente e μ representa a viscosidade do fluido.

De um modo geral, a interpolação usada no método SPH aproxima uma certa quantia A_i em uma posição arbitrária x_i de um número finito de quantidades conhecidas A_j em posições x_j localizadas na vizinhança de x_i :

$$A_i = \sum_{j=1}^k \frac{m_j}{\rho_j} A_j W_{ij} \quad (3)$$

onde A_i é a quantidade de uma dada propriedade na partícula, ρ_j e m_j são, respectivamente, a densidade e a massa locais. W_{ij} é a função do núcleo avaliada em $|x_i - x_j|$. As funções do núcleo no método SPH têm o papel de suavizar a influência das partículas vizinhas à medida que a distância aumenta. Uma grande variedade de funções pode ser usada de acordo com a aplicação, no entanto, a literatura aponta que as funções *spline* são as mais usadas (LIU; LIU, 2003).

Atualmente, as formas mais aceitas para o cálculo de derivadas espaciais no método SPH são:

$$\nabla A_i = \rho_i \sum_{j=1}^k m_j \left(\frac{A_i}{\rho_i^2} + \frac{A_j}{\rho_j^2} \right) \nabla W_{ij} \quad (4)$$

$$\nabla \cdot A_i = -\frac{1}{\rho_i} \sum_{j=1}^k m_j A_{ij} \cdot \nabla W_{ij} \quad (5)$$

$$\nabla^2 A_i = 2 \sum_{j=1}^k \frac{m_j}{\rho_j} A_{ij} \frac{x_{ij} \cdot \nabla W_{ij}}{x_{ij} \cdot x_{ij} + 0.01h^2} \quad (6)$$

A formulação é uma aproximação da equação na integral.

A massa é fixa em todas as partículas. Aqui usamos a definição apresentada no trabalho de Schechter e Bridson ([SCHECHTER; BRIDSON, 2012](#)) que estabelece $m_i = \frac{2}{3}h^3\rho_0$, onde h é o espaçamento entre as partículas e ρ_0 é a densidade de referência do fluido. A pressão p_i é calculada a partir da densidade de cada partícula. Uma escolha comum para o cálculo de pressão é a equação de Tait ([MONAGHAN, 1994](#)):

$$p_i = k \left(\left(\frac{\rho_i}{\rho_0} \right)^\lambda - 1 \right), \quad (7)$$

em que k e λ são parâmetros relacionados às flutuações da densidade do fluido. Monaghan ([MONAGHAN, 1994](#)) propôs $\lambda = 7$, entretanto, aplicações de computação gráfica usaram $\lambda = 1$ ([DESBRUN; GASCUEL, 1996](#); [MÜLLER; SCHIRM; TESCHNER, 2004](#)). O parâmetro k pode ser estimado pela equação 8:

$$k = \frac{c^2\rho_0}{\lambda} \quad (8)$$

onde c é a velocidade do som no material e, nas simulações de SPH, é estimado em aproximadamente dez vezes o módulo da maior velocidade esperada no fluxo.

O Algoritmo 1 ilustra todo passo-a-passo do método SPH em detalhes.

Algoritmo 1 SPH básico

```

1: para cada partícula i faça
2:   // Atualização da vizinhança
3:   Encontre os k vizinhos mais próximos da partícula i ;
4: fim para
5: para cada partícula i faça
6:   // Atualização da densidade e pressão
7:    $\rho_i = \sum_{j=1}^k m_j W_{ij}$ ;
8:   Calcule  $p_i$  usando  $\rho_i$  (Equação 7);
9: fim para
10: para cada partícula i faça
11:   // Atualização das forças atuantes
12:    $F_i^{press\tilde{a}o} = -\frac{m_i}{\rho_i} \nabla p_i$  (Equação 4)
13:    $F_i^{viscosas} = +m_i \nu \nabla^2 v_i$  (Equação 6)
14:    $F_i^{externas} = +m_i g$ 
15:    $F_i(t) = F_i^{press\tilde{a}o} + F_i^{viscosas} + F_i^{externas}$ 
16: fim para
17: para cada partícula i faça
18:   // Integração temporal
19:   Atualize a velocidade  $v_i(t + \Delta t)$ 
20:   Atualize a posição  $x_i(t + \Delta t)$ 
21: fim para

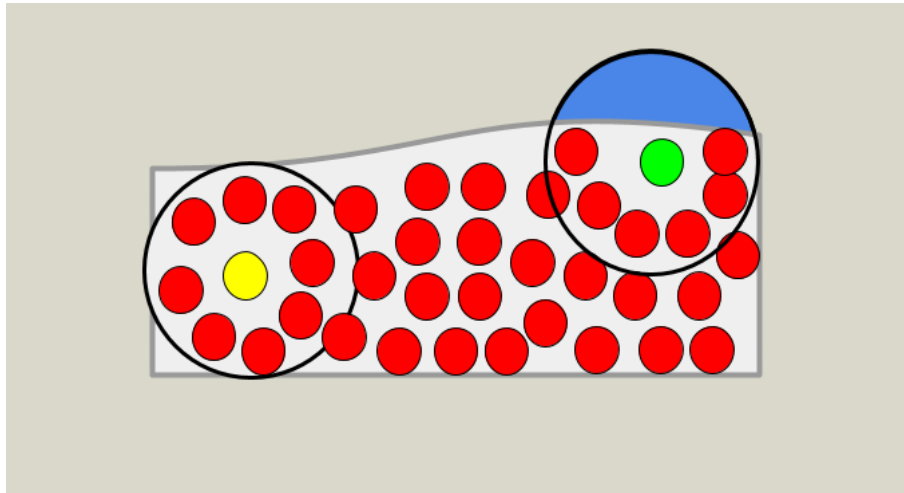
```

Fonte: (JUNIOR; BÍSCARO, 2019)

2.1.1 Pesquisa de vizinhança das partículas

Como o SPH utiliza uma abordagem de superfície livre que não utiliza técnicas para mapear a posição das partículas, um problema comum encontrado é a falta de vizinhança em alguns casos, como mostrar a Figura 1.

Figura 1 – Problema de falta de vizinhança. A partícula amarela tem uma vizinhança completa, em contrapartida a partícula verde está faltando vizinhos.

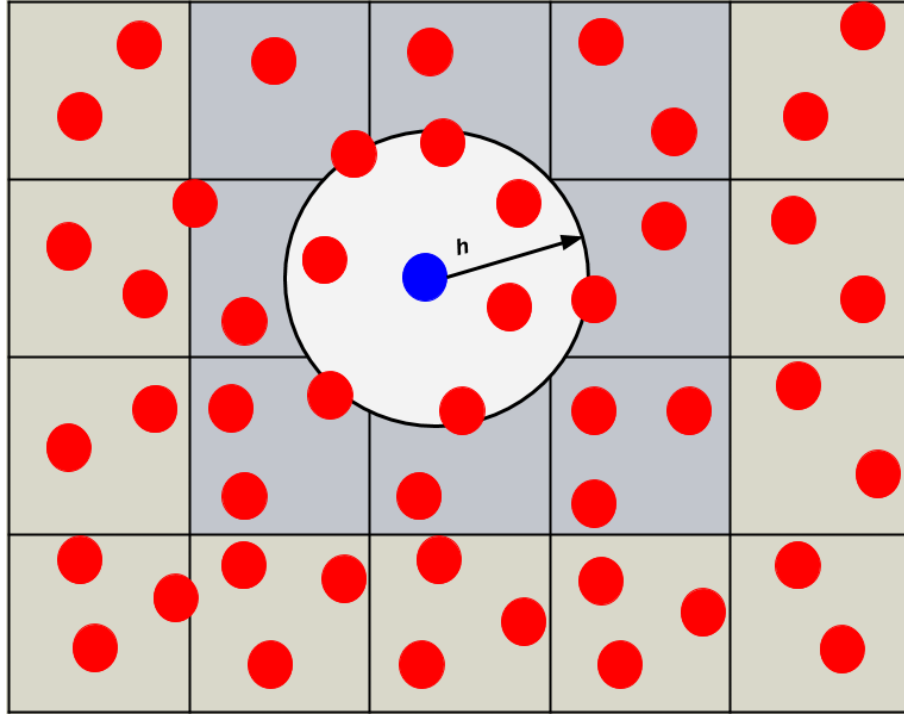


Fonte: Adaptado de Koschier *et al.* (2020)

Na partícula amarela, podemos observar que a vizinhança é completa. Porém, em alguns casos não é possível ter uma vizinhança completa. Isso acaba atrapalhando no cálculo das propriedades da partícula, como mostra na Figura 1 a partícula verde com uma vizinhança incompleta por que está em uma região de fronteira com a parede do vaso.

Para resolver esse problema de falta de vizinhança, a ideia básica da abordagem é colocar uma grade uniforme sobre o domínio abrangido pelas partículas é desta forma encontrar todos os vizinhos, buscando a vizinhança com base no raio.

Figura 2 – Grade uniforme para encontrar de forma eficiente os vizinhos da partícula azul. As partículas que estão mais próximas da partícula azul do que o raio de suporte do kernel h devem estar dentro de um anel da célula que contém a partícula azul se o tamanho da grade for $\leq h$.



Fonte: Adaptado de Koschier *et al.* (2020)

Durante o desenvolvimento da simulação sanguínea, utilizando o esquema de grade apenas para melhorar o desenvolvimento computacional na consulta de colisões, identificando os vizinhos mais próximos da partícula i . A união de um esquema de subdivisão espacial e uma grade pode acelerar a consulta da vizinhança de uma simulação computacional. Cada partícula i em um grade, contém as coordenadas $x = (x, y, z)$, que é inserida em uma célula espacial com coordenadas (k, l, m) (IHMSSEN *et al.*, 2011). Para cada vizinhança da partícula i , seus respectivos vizinhos estão na mesma célula espacial ou em células vizinhas onde a distância deve ser menor que a do raio h .

A abordagem de grade uniforme é muito usada para simulação de fluidos. Porém, é mais custosa em tempo computacional que implementações com superfície livre. Para melhorar o desempenho computacional da nosso simulador, optamos por utilizados em conjunto uma compactação *hashing*, buscando melhorar o consumo de memória, eficiência de cache e processamento paralelo.

Durante o processo de simulação, cada partícula i contém suas propriedades materiais e a suas coordenadas de posição atual. Desta forma, a cada passo de tempo os valores dessas propriedades são atualizados com influência das partículas vizinhas (SOUSA, 2020).

2.2 Fluxo de Poiseuille

Ao simular um fluido, é de fundamental importância observar e verificar se o escoamento está fluido de acordo com a metodologia aplicada (AL-SAAD, 2017). Na literatura existem vários métodos para validar se fluido está escoando corretamente, entre os mais conhecido está o teste de fluxo de Poiseuille, um método muito usado para analisar fluxo de vasos sanguíneos. A equação de *Hagen-Poiseuille* pode ser derivada das equações diferenciais matemáticas de *Navier-Stokes*, e, neste caso particular, possui solução analítica o que permite a comparação com as soluções numéricas geradas por quaisquer métodos, no nosso caso particular, o SPH.

Jean-Léonard-Marie Poiseuille (1797-1869) foi um físico e médico. Poiseuille como era conhecido, tinha grande interesse no estudo da fisiologia da circulação sanguínea nas artérias (PFITZNER, 1976).

Baseado na literatura, o fluxo de Poiseuille é definido por duas placas paralelas infinitas e o movimento do fluido entre as placas é representado como um fluxo em um canal (AL-SAAD, 2017).

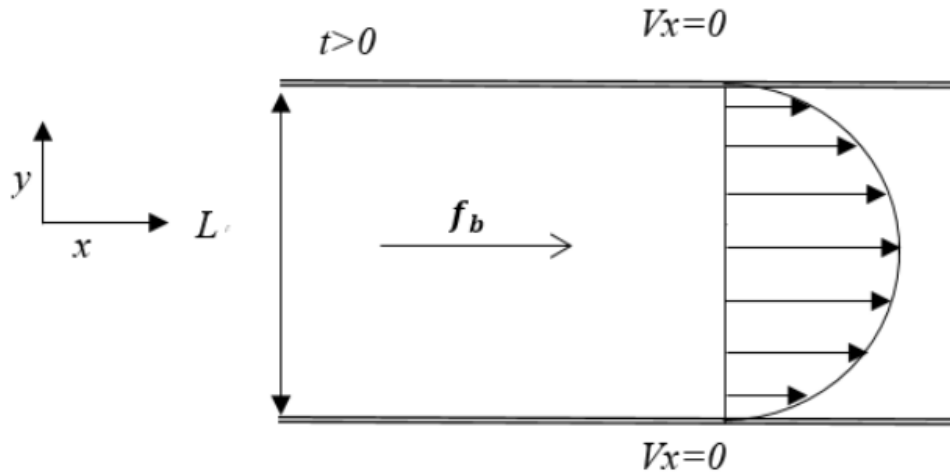
O fluxo de Poiseuille tem a seguinte estrutura: o tubo de comprimento infinito é caracterizado por duas placas paralelas, uma na posição $y = 0$ e a outra em $y = L$ (sendo L o diâmetro do tubo). O movimento do fluido se dá por uma diferença de pressão na direção horizontal, representada em nosso sistema pela força f_b . Para efeito do teste, é desconsiderada qualquer outra força na direção vertical.

Força do corpo causando aceleração, \vec{a} de um elemento fluido pode ser representada com a seguinte equação:

$$\vec{a} = \frac{f_b}{\rho}, \quad (9)$$

onde f_b representa a força do corpo por unidade de volume do elemento e ρ é a densidade. A Figura 3 está representando o fluxo Poiseuille que inicia sua locomoção do estado de repouso até obter um estado estável, preservando suas características durante o escoamento.

Figura 3 – Diagrama do fluxo de Poiseuille



Fonte: Adaptado de [Al-Saad \(2017\)](#)

Um fluido incompressível laminar, mostrado Figura 3, possui representatividade únicas em cada camada de partículas. Nesse tipo de escoamento, a viscosidade age no fluido no sentido de amortecer a ocorrência do surgimento da turbulência.

O resultado esperado é que as partículas do centro alcancem maior velocidade que as partículas próximas a parede do tubo, onde a velocidade das partículas mais próximas da parede podem chegar a zero. Em fluidos laminares o número de *Reynolds* é menor que 2000 ([AL-SAAD, 2017](#)).

Em busca de verificar se houve interferência da força representada na Equação 11 na velocidade de deslocamento das partículas, optamos por realizar o experimento em duas situações diferentes: a primeira, assumindo uma velocidade máxima estável (V) como $0,01m/s$, a segunda com a velocidade 10 vezes maior ($V = 0,1m/s$).

Para a simulação aplicamos os seguintes valores:

- $L = 0.001m$
- $\rho = 1000kg/cm^3$
- $\nu = 1 \times 10^{-6}m^2s^{-1}$
- $Reynolds = 1.500$
- Número de partículas = 861
- $\Delta x = \Delta y = 0.0020m$

A solução analítica desenvolvida por [Morris, Fox e Zhu \(1997\)](#) diz que a velocidade axial (eixo x) é dado como tempo de t e da altura y . A equação 10 detalha a solução analítica do estudo.

$$V_x(y, t) = \frac{f_b}{2v}y(y - L) + \sum_{n=0}^{\infty} \frac{4f_bL^2}{v\pi^3(2n+1)^3} \sin\left(\frac{\pi y}{L}(2n+1)\right) \exp\left(-\frac{(2n+1)^2\pi^2v}{L^2}t\right), \quad (10)$$

onde V_x é a velocidade do fluxo na direção x , t é o tempo e v a viscosidade específica.

A força f_b é calculada pela equação 11:

$$f_b = \frac{8vV}{L^2}, \quad (11)$$

onde v é a viscosidade e V é a velocidade máxima em estado estacionário.

O número de *Reynolds* permite avaliar o tipo do escoamento e pode indicar se flui de forma laminar ou turbulenta. Em fluidos laminar admite-se que os valores de 2.000 e 2.400 como limites. Sendo que, valores menores que 2.000 o fluxo será laminar, e maiores que 2.400 o fluxo será turbulento e para valores no intervalo o fluxo será transitório ([STOKES et al., 1851](#)).

Para validar o teste de Poiseuille aplicamos a Equação 12 do Erro relativo, que calcula a diferença entre os resultados da simulação do SPH e da solução analítica.

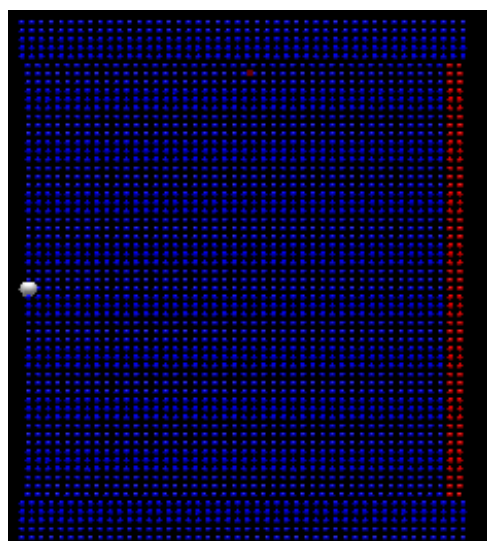
$$ErroRelativo = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{i=N} (A_{i,SPH} - A_{i,Analitica})^2}{\sum_{i=1}^{i=N} (A_{i,Analitica})^2}}, \quad (12)$$

onde $A_{i,SPH}$ é o resultado da simulação real com SPH e $A_{i,Analitica}$ é solução analítica e para o parâmetro A_i na partícula i e N é o número total de partículas usadas para calcular o erro relativo. Os resultados são plotados em gráficos de parábolas para analisar a concordância entre a solução SPH e a analítica.

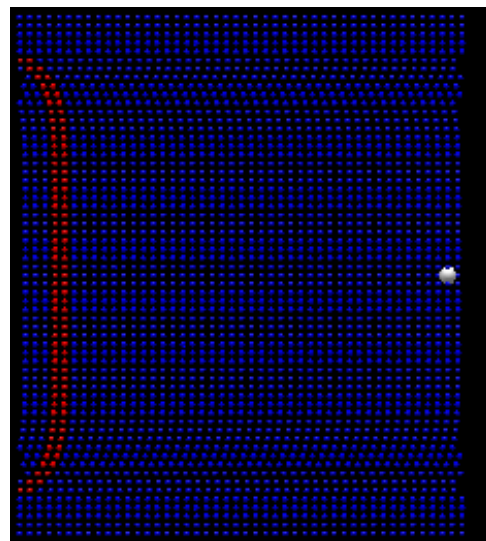
2.2.1 Validação do teste Poiseuille

No nosso estudo simulamos o teste de Poiseuille no plano. Na posição $x = 0,005m$ fixamos nosso ponto de observação, onde a cada intervalo de tempo, guardamos a velocidade das partículas que passam por este ponto, para cada altura y das lâminas do fluido.

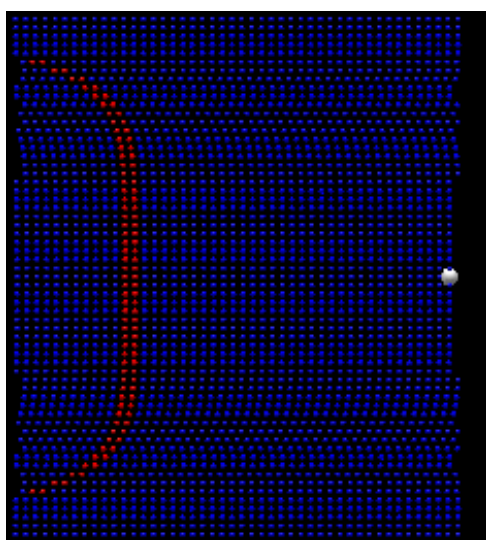
Figura 4 – Seis momentos da simulação do fluxo de Poiseuille.



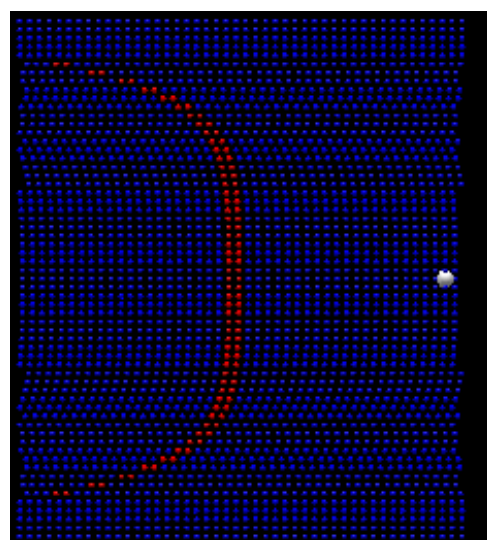
(a) 1 momento.



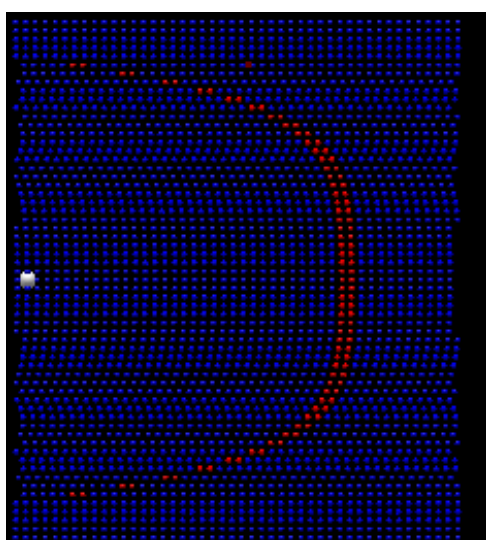
(b) 2 momento.



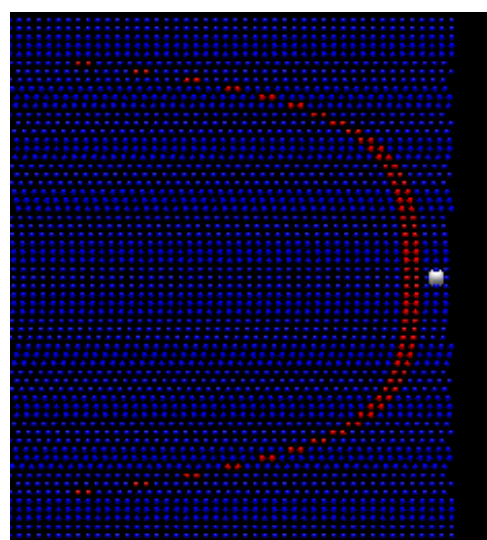
(c) 3 momento.



(d) 4 momento.



(e) 5 momento.



(f) 6 momento.

A Figura 4 mostra os passos da simulação do fluxo de Poiseuille para verificar se o escoamento está fluindo nas condições desejadas. Podemos observar nas figuras, que as partículas de início do escoamento estão na cor vermelha, isso foi definido para analisarmos a velocidade das partículas ao decorrer do fluxo. Posicionamos também uma esfera branca como ponto de observação para guardamos as velocidades das partículas ao passar por esse ponto.

A Figura 4f, mostra a simulação com o método SPH que realizamos para fazer a comparação com a solução analítica do teste de Poiseuille. A Figura em questão apresenta 6 momentos durante a simulação que evidencia uma parábola formada pelo fluido durante o escoamento de um fluxo não turbulento.

2.3 Colisão com a malha triangular

A literatura possui técnicas para detecção de colisões entre fluido-tecido. Monaghan (1994) desenvolveu uma técnica para colisões das partículas em estruturas rígidas, porém, aplicando um método conhecido como “partículas fantasmas”.

O presente estudo usa uma abordagem diferente, pois, usufrui de malhas geométricas para representar os vasos sanguíneos. Deste modo, aplicar uma técnica de partículas fantasmas não se configura uma tarefa trivial, pois, além do número de partículas a serem processadas aumentar, o tecido do vaso é modelado usando triângulos.

Quando partículas fluem no interior vaso sanguíneo, ocorrem uma série de colisões com o vaso sanguíneo representado por uma malha triangular. Para simular esse processo, foi necessário desenvolver o Algoritmo 2 de colisão para corrigir a trajetória das partículas, não permitindo que o fluido escoar para o exterior do vaso.

O δ é parametrizado entre as linhas 3 e 5. A linha 3 calcula o produto escalar para eliminar partículas que não estão em rota de colisão com o triângulo T_j . Na linha 4, calculamos a distância d para selecionar apenas as partículas próximas a T_j . Como a borda dos vasos sanguíneos é representada por triângulos, a colisão de uma partícula p com cada triângulo deve ser verificada individualmente. A maioria deles é descartada porque não está próxima o suficiente de p . Com os triângulos restantes, a ideia é transportar o conjunto triângulo/partícula a ser testado para a origem do sistema de coordenadas em \mathbb{R}^3 ; e aplique uma sequência de rotações para alinhar o vetor normal do triângulo com o eixo vertical Y e uma de suas arestas com o eixo Z . Após essas operações geométricas,

Algoritmo 2 Teste de colisão com rotação

```
1: para cada partícula i faça
2:   para cada Triangulo Tj faça
3:     Se  $v_i \cdot N < 0$  faça
4:       N é o vetor normal de  $T_j$  e  $v_i$  é a velocidade da partícula
5:       Calcule a distância  $d$  da partícula  $i$  a  $T_j$ ;
6:       Se  $distancia < (\delta * r)$  faça
7:          $r$  é o raio da partícula  $i$ ;
8:         Se  $ColisãoRotacional(T_j, i) == VERDADE$  faça
9:           Aplique as transformações reversas à partícula  $i$ ;
10:        fim para
11:   fim para
Fonte: SOUSA (2020)
```

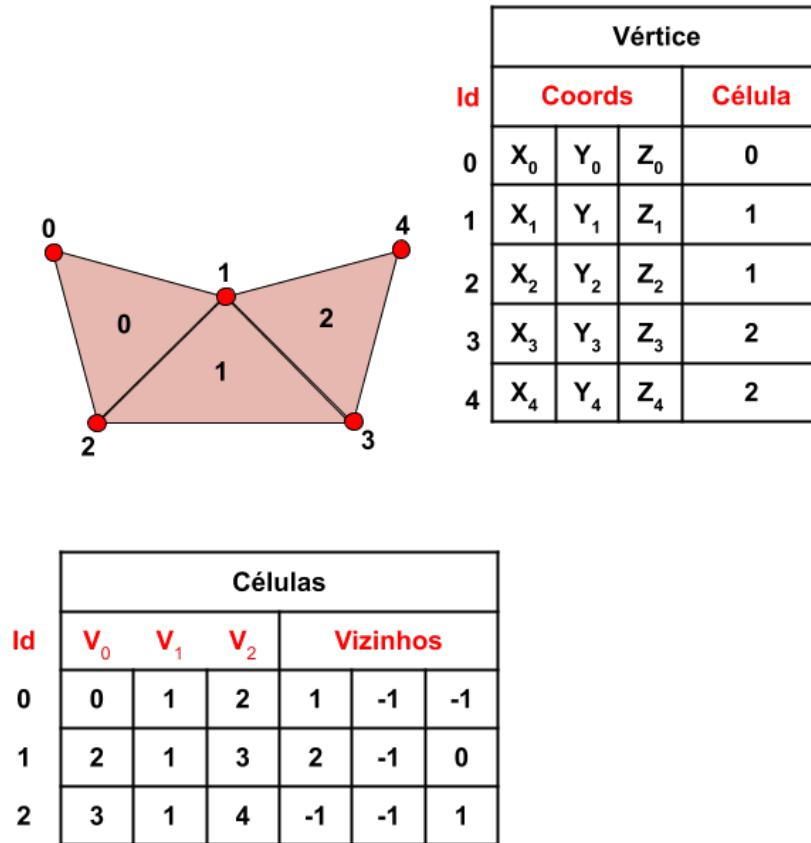
o teste de colisão é reduzido para verificar se a coordenada y da partícula p é maior ou menor que zero e se o ponto bidimensional formado por suas outras coordenadas x e z está dentro do triângulo, que agora está completamente projetado no plano XZ .

Na linha 6, verificamos se o teste de colisão é positivo. Quando a condição é verdadeira, indica que a partícula i está “fora da malha” do triângulo T_j . Para a condição verdadeira, o próximo passo é calcular a nova posição da partícula i e atualizar o vetor de velocidade. Finalmente, realizamos as inversões das transformações no vetor de velocidade para que a partícula i continue a fluir dentro da malha.

2.4 Estruturas de Dados Topológicas

No presente estudo, as malhas utilizadas foram configuradas por triângulos, onde cada triângulo tem 3 vértices e cada vértice conhece seus vizinhos. Esse tipo de malha pode ser fácil de implementar, pois usufrui de uma estrutura de dados para guardar todas as informações da malha, como mostra a Figura 5.

Figura 5 – Estrutura de dados para armazenar as características da malha.



Fonte: Adaptado de [Bíscaro et al. \(2016\)](#)

A Figura 5 exemplifica a estrutura de dados utilizada, onde possibilita armazenar varias informações sobre a malha do estudo. Podemos observar na Figura 5, quem é cada célula do triângulo, as coordenadas do vértice e seus respectivos vizinhos.

2.5 Malha dinâmica bidimensionais

As malhas dinâmicas são aplicadas em problemas onde o domínio varia em função do tempo. Na literatura uma das formas comum de representar uma malha dinâmica, é via distribuição de molas virtuais ([CUNHA, 2009](#)).

[Batina \(1990\)](#) foi o primeiro a utilizar a Lei de Hooke ([NEUBER, 1961](#)) para implementações de malhas dinâmicas. A lei de Hooke diz que existem forças restauradoras

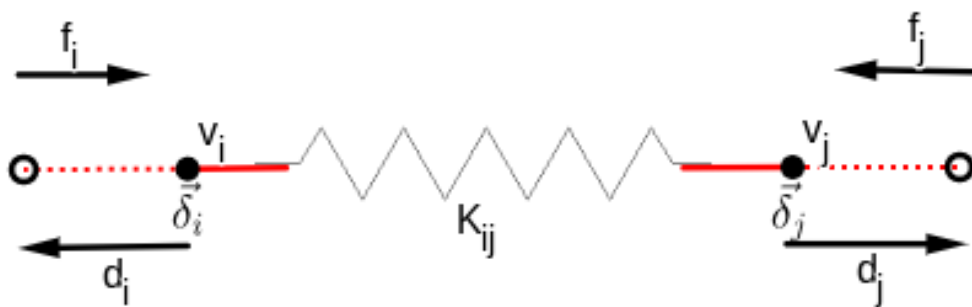
atuando em um corpo quando comprimido ou distendido, recuperando o formato original do objeto quando exposto a situações de deformações. Dessa forma, as molas podem esticar e depois comprimir ao estado original por meio das forças de restauração.

2.5.1 Molas longitudinais

A malha dinâmica é composta por molas longitudinais. Segundo [Batina \(1990\)](#) os coeficientes de rigidez das molas são valores inversamente proporcionais ao comprimento de suas arestas.

Malhas elásticas partem do princípio que os vértices são interligados por arestas que são representadas por molas responsáveis por reposicionar os vértices durante a simulação de forças físicas de atração e repulsão ([CUNHA, 2009](#)), onde uma aresta que é conectada pelos vértices v_i e v_j e possui um coeficiente de rigidez denotado por k_{ij} ([SOARES, 2007](#)). A Figura 6 ilustra o funcionamento de uma mola.

Figura 6 – Sistema de dois vértices conectados por uma mola.



Fonte: [Junior e Bíscolo \(2019\)](#)

A Figura 6 ilustra a operação de uma mola na aresta interconectando dois vértices v_i e v_j , que ao sofrer uma força (f_i e f_j), provocando um deslocamento (d_i e d_j), causando uma alteração na posição de cada vértice.

2.5.2 Lei de Hooke

A segunda lei de Newton diz que a inércia é definida como a resistência de um corpo alterar seu estado de movimento. A lei do deslocamento é usada para encontrar forças de contato decorrentes das colisões entre objetos, provocando um deslocamento nos vértices do triângulo (CUNDALL; STRACK, 1979). Aceitando que as forças atuantes tenham sido computadas, o próximo passo é calcular o deslocamento com as equações 13, 14, 15 e 16.

A força resultante é calculada com o somatório de todas as forças presentes no corpo do vértice (PEDUZZI; PEDUZZI, 1985).

$$\vec{F} = m \cdot \vec{a}, \quad (13)$$

a Equação 13, \vec{F} é o resultado da m (massa) multiplicado pelo \vec{a} (aceleração) (SOARES, 2007).

O próximo passo é realizar o cálculo da aceleração na Equação 14,

$$a = \frac{\vec{F}}{m}, \quad (14)$$

onde a é calculado a partir \vec{F} dividido por m . Ao resolver a Equação 14, temos que calcular a velocidade com a Equação 15

$$V = V_0 + a \cdot \Delta t, \quad (15)$$

a velocidade V é adquirida decorrente da soma V_0 (velocidade inicial) com o resultado da multiplicação entre a e Δt (FARHANG; FORUZAN; CHEN, 2016).

E por ultimo é calculado o deslocamento aplicando a Equação 16.

$$S = S_0 + V \cdot \Delta t, \quad (16)$$

o deslocamento de S é calculado por meio da soma de S_0 com o resultado da multiplicação V e Δt (LI *et al.*, 2014).

2.5.3 Método Massa-mola

Para aplicar o método Massa-mola, é importante salientar que cada aresta exerce o funcionamento de uma mola longitudinal, que possui um coeficiente de rigidez. A força

resultante em um vértice é calculada apenas para as molas que estão conectadas ao mesmo. O coeficiente de rigidez é calculado com a Equação 17.

$$k_{ij} = \frac{\lambda}{d(v_i, v_j)} \quad (17)$$

O valor de k_{ij} resulta da divisão de λ que é a constante da mola ajustada pelo usuário para definir a elasticidade da mola, pelo comprimento da aresta dos vértices v_i e v_j , denotado por $d(v_i, v_j)$ aplicando a distância Euclidiana (FONSECA, 2011).

Após calcular o valor do coeficiente k_{ij} , o próximo passo é encontrar a resistência da mola no processo de repulsão. Para cada vértice v_i em uma malha triangular, a força resultante \vec{f}_i é calculada, como mostra na Equação 18.

$$\vec{f}_i = \sum_{v_j \in V(v_i)} k_{ij} (\vec{d}_j - \vec{d}_i), \quad (18)$$

onde k_{ij} é a constante da mola para a aresta que conecta o vértice v_i ao vértice v_j , \vec{d}_i é o deslocamento associado ao vértice v_i e, finalmente $V(v_i)$ representa o primeiro anel de vizinhos de v_i .

O Algoritmo 3 mostra todos os passos para aplicar o Massa-mola em uma malha triangular.

Algoritmo 3 Massa-mola

- 1: **para cada** *vértice* v_i na malha **faça**
- 2: *Calcule as forças iniciais nos vértices;*
- 3: do algoritmo 2
- 4: **fim para**
- 5: **para cada interação faça**
- 6: **para cada** *vértice* v_i na malha **faça**
- 7: *Calcule os deslocamentos dos vértices \vec{d}_i ;*
- 8: *Calcule os coeficientes de rigidez da mola; Equação 17*
- 9: *Calcule as forças resultantes \vec{f}_i ; Equação 18*
- 10: **fim para**
- 11: **para cada** *vértice* v_i na malha **faça**
- 12: *Atualize as posições dos vértices;*
- 13: **fim para**
- 14: **para cada** *triângulo* v_i na malha **faça**
- 15: *Atualize o vetor normal do triângulo;*
- 16: **fim para**

Fonte: Adaptado de Junior e Biscaro (2019)

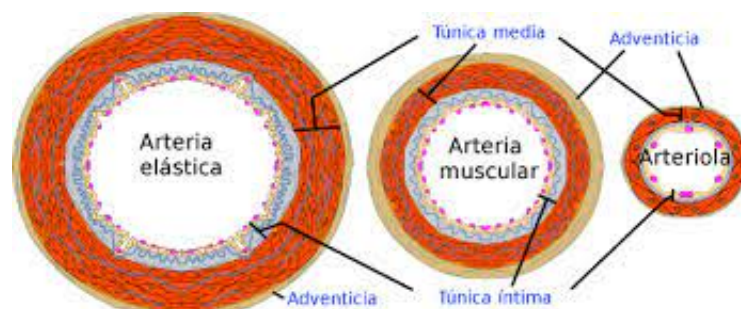
2.6 Vasos sanguíneos

os vasos sanguíneos recorda as ramificações de uma árvore. As artérias se dividem em ramos que se ramificam repetidamente até formar artérias finas, as arteríolas, as mesmas são responsáveis por levar o sangue aos capilares. O sangue inicia seu retorno ao coração. O sangue passa pelas veias vênulas, que por sua vez formam as veias que desembocam no átrio direito do coração. (KUMAR; ABBAS; ASTER, 2017).

Para suportar o fluxo pulsátil e as altas pressões durante a circulação o sangue, alguns tipos de vasos sanguíneos possuem camadas de tecidos diferentes (KUMAR; ABBAS; ASTER, 2017).

As artérias elásticas são as artérias condutoras. As artérias tem a maior quantidade de elastina e fibras de colágeno na túnica média da parede arterial e são as artérias mais próximas do coração. Aorta e artéria pulmonar são exemplos das artérias elásticas. A Figura 7 exemplifica a diferença de espessura da parede de cada tipo de vaso.

Figura 7 – Diferença entre artérias elásticas, musculares e arteríolas



Fonte: Anatomia papel e caneta

As paredes das artérias elásticas têm muita elastina para controlar a pressão alta que se exerce diretamente do coração. Durante a contração do coração, o sangue é ejetado nessas artérias, que se esticam para acomodar o fluxo de sangue.

2.6.1 Pulsão sanguíneo

A circulação sanguínea em artérias grandes é pulsátil, o fluido não é newtoniano e os vasos são de geometria e elasticidade complexas (PETERSON, 1954). As reflexões das ondas de pulso estão sempre presentes no fluxo sanguíneo e relacionados com as propriedades elásticas dos vasos (ABDULLATEEF; MARISCAL-HARANA; KHIR, 2021).

O fluxo sanguíneo arterial acelera e desacelera. Estas são a inércia e a viscosidade que geralmente estão relacionadas de maneira complexa à distensibilidade. Enquanto a distensibilidade é geralmente dada como o principal fator que afeta a pressão arterial, é claro que esse fator está intimamente relacionado à massa e ao atrito (PETERSON, 1954).

2.7 Estenose

A estenose é um estreitamento localizado do vaso sanguíneo tipicamente causado pela aterosclerose (CONTRERAS-SILVA *et al.*, 2017). A formação de placas ateroscleróticas dos vasos sanguíneos depende, entre outras variáveis, da hemodinâmica do sistema cardiovascular. Um profundo conhecimento da hemodinâmica do sangue em vasos sanguíneos é de grande interesse, uma vez que é certo que o comportamento do fluxo local do sangue podem ter efeitos benéficos e prejudiciais.

As grandes artérias elásticas (aorta, carótida, artérias ilíacas) são os vasos sanguíneos mais afetados pela aterosclerose. Aterosclerose pode estar relacionada a problemas de saúde, como, o infarto do miocárdio (KUMAR; ABBAS; ASTER, 2017).

A estenose em muitos casos pode ser a causa da redução do fluxo sanguíneo. Porém, nem sempre é o principal fator responsável pela redução de fluxo no processo circulatório (BRUYNE *et al.*, 1996). No entanto, uma estenose considerada menos grave em alguns casos, pode ser a causa de uma isquemia quando a lesão percorrer grande parte do vaso, pois, pode calcificar toda região (TESCHE *et al.*, 2017)

A quantificação precisa do fluxo sanguíneo nos vasos estenóticos muitas vezes difícil de medir clinicamente. O exame de cateter com a ponta de ultra-som Doppler, é uma das técnicas bem sucedidas e usada por especialistas. Porém, a medição exata da taxa de fluxo média é complicada por incertezas nas distribuições de velocidade através do lúmen (BANERJEE *et al.*, 2000).

Como mencionados nos parágrafos anteriores desta sessão, os estudos de hemodinâmica de fluidos é de grande valor para analisarmos o sistemas cardiovascular em doenças como a estenose, pois, a simulação de tubos com estreitamentos tão pequenos podem ser uma tarefa bastante complicada.

3 Revisão Sistemática

3.1 Metodologia da Revisão

Esta seção tem como objetivo descrever toda metodologia aplicada no processo de revisão sistemática. A revisão sistemática é um método de pesquisa explícito e detalhista que demanda identificar o conhecimento científico em uma determinada área por meio da coleta, combinação e avaliações críticas de descoberta de diversas abordagens já realizadas (BIOLCHINI *et al.*, 2005).

A revisão foi conduzida seguindo as etapas de planejamento, condução, extração e sumarização dos resultados (KITCHENHAM, 2004). O principal objetivo da pesquisa é identificar se existem trabalhos na literatura que consideram a estrutura do vaso sanguíneo elástica e as métricas de validação utilizadas.

3.1.1 Planejamento

O planejamento é a etapa de elaboração do protocolo, onde foi definido a pergunta principal: “Quais os métodos baseados em partículas utilizados na literatura para simulação computacional de estenose?”, os artigos de controle, Palavras-chave, sinônimos e as *strings* de busca, critérios de inclusão e exclusão e o formulário de extração. Essa etapa é de fundamental importância para a qualidade do estudo nas próximas fases.

3.1.2 Condução

A etapa de levantamento dos artigos, tem como propósito utilizar as *strings* definidas no protocolo para realizar o levantamento dos artigos publicados em conferências e periódicos. Nesse estudo foram utilizadas as bases (BRERETON *et al.*, 2007):

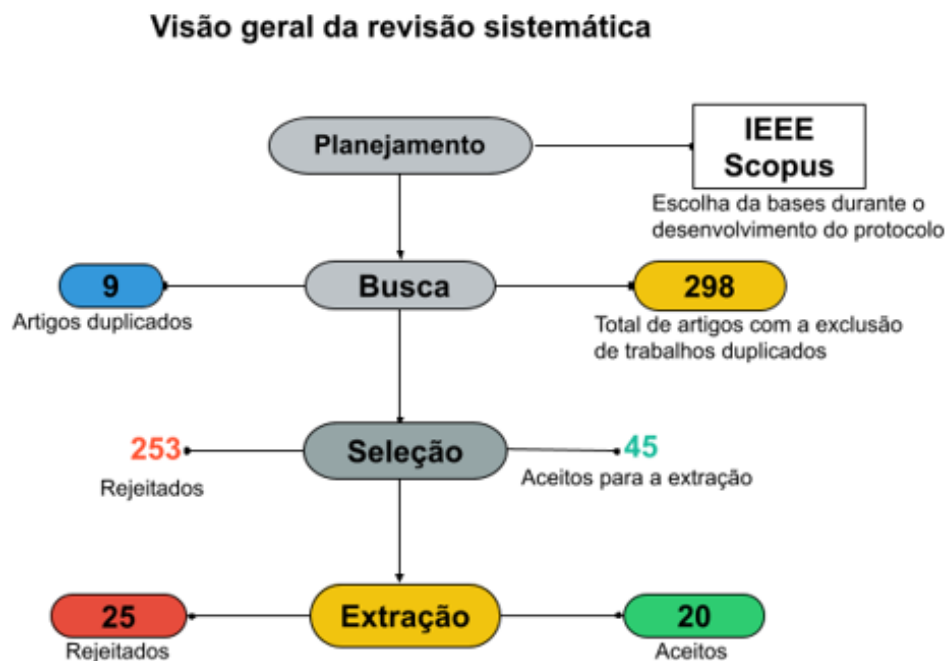
- IEEE Xplore Digital Library (www.ieeexplore.com.br);
- Scopus (www.scopus.com);

No processo de busca com as palavras-chave tem, como objetivo identificar os trabalhos relacionados com o tema proposto, de modo a retornar os artigos de controle definidos no protocolo. Levando em consideração esses aspectos, optamos por utilizar no

IEEE Xplore: a confecção da string **((Particles) AND Simulation) AND Stenosis**) e na base Scopus: **(Particles AND Simulation AND Stenosis)**, ambas utilizando o operador booleano "AND" para conectar as palavras-chave.

O resultado final da busca retornou 298 artigos sem os artigos duplicados. A Figura 8 mostra o fluxograma do processo de revisão sistemática.

Figura 8 – Fluxograma do processo de revisão.



Fonte: Adaptado de Al-Saad (2017)

Após o processo de busca, o próximo passo é a seleção dos artigos retornados. Na fase de seleção foi efetuada uma análise dos artigos, aplicando os critérios de inclusão e exclusão em busca de filtrar apenas os artigos que fazem relação direta ao tema realizando a leitura do título e *abstract* de cada trabalho. O objetivo é buscar apenas os trabalhos que abordem sobre métodos para simulação de partículas. Para isso, definimos os seguintes critérios de inclusão:

- Realização de estudos experimentais para validar a abordagem proposta;
- Simuladores desenvolvidos utilizando a computação gráfica com ênfase na medicina;
- Os trabalhos devem abordar especificamente sobre simulação de fluidos.
- Serão incluídos trabalhos com simulação de partículas.

Já os critérios de exclusão foram:

- Trabalhos que não estejam disponíveis nas bases de dados pesquisadas;
- Trabalhos que não fizerem sentido com o tema em questão;
- Trabalhos que não detalham o que foi realizado durante o experimento;
- Trabalhos que não relatam sobre a doença estenose.

O processo de extração consiste na leitura minuciosa e completa das obras incluídas na etapa de seleção preliminar, para classificar os artigos que fazem relação direta com tema, aplicando os critérios de inclusão e exclusão e documentando os detalhes com base nos campos de extração definidos no protocolo.

3.1.3 Sumarização dos resultados

Após a leitura completa dos artigos, 20 foram escolhidos com base nos critérios que respondem a questão de pesquisa. No final da extração dos artigos a base *IEEE Xplore Digital Library* retornou 9 artigos e a *Scopus* 11 artigos.

3.2 Resultados

Ao selecionar os artigos que satisfazem os critérios da questão de pesquisa, o próximo passo é extrair as informações importantes que foram definidas no protocolo:

- Objetivo do trabalho;
- Qual método de simulação foi utilizado;
- Técnica de validação;
- Tipo de estrutura do vaso (Rígido ou Elástico);
- Limitações.

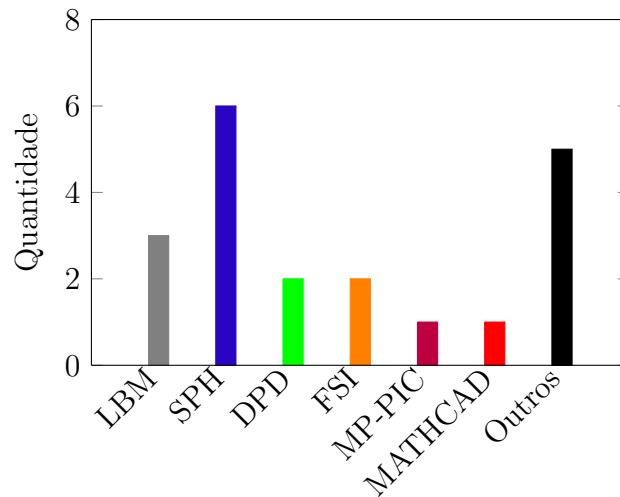


Figura 9 – Números de artigos por método.

3.3 Discussão

Essa seção tem como finalidade realizar uma análise sobre as informações extraídas da revisão sistemática, de forma a destacar os principais pontos. A Tabela 1 apresenta uma sumarização dos resultados obtidos.

Tabela 1 – Artigos Incluídos

Artigo	Método	Estrutura do vaso	Validação	Modelo
(AMINDARI; YALÇIN, 2014)	FSI	Valvulas elásticas	Tempo de execução	2D
(QIN <i>et al.</i> , 2015)	SPH	Rígido	Velocidade do Fluxo	2D
(WIRATAMA; YUGOPUSPITO; MARGARETHA, 2016)	SPH	Rígido	Tempo de execução	2D
(HOLLAND; POP; JOHN, 2017)	SPH	Rígido	Tempo de execução	3D
(BERNASCHI <i>et al.</i> , 2011)	LBM	Rígido	Tempo de execução	3D
(NOBREGA; CARVALHO; WANGENHEIM, 2009)	SPH	Rígido	Não apresenta	3D
(GAO; ZHANG; BLUESTEIN, 2016)	DPD	Rígido	Tempo de execução e Poiseuille	3D
(BERNSDORF <i>et al.</i> , 2005)	LBM	Rígido	Tempo de execução	2D
(CHANGDAR; DE, 2018)	Lagrangeana	Rígido	Deslocamento da partícula	2D
(SIA <i>et al.</i> ,)	MP-PIC	Rígido	Tempo de execução	3D
(GAO <i>et al.</i> , 2017)	DPD	Rígido	Fluxo de Poiseuille	2D
(MIRZA; ABDULHAMEED; SHAFIE, 2017)	MATHCAD	Rígido	Velocidade do Fluxo	2D
(QIN <i>et al.</i> , 2017)	SPH	Rígido	Velocidade do Fluxo	2D
(GHOLAMI; COMERFORD; ELLERO, 2015)	SPH	Rígido	<i>Womersley profiles</i>	2D
(VAHIDI; FATOURAEE, 2012)	FSI	Elástico	Tempo de execução	2D
(PARK <i>et al.</i> , 2010)	CFD	Rígido	Velocidade do Fluxo	2D
(KIM; NAM; LEE, 2006)	PR-model	Rígido	Velocidade do Fluxo	2D
(CHUGANI; SAVIC; MACEK, 1994)	Navier-Stokes	-	Velocidade do Fluxo	2D
(LI <i>et al.</i> , 2004)	LBM	Rígido	Velocidade do Fluxo	2D
(GRIGIONI <i>et al.</i> , 2005)	Navier-Stokes	Rígido	Velocidade da Partícula	-

3.3.1 Estrutura do vaso sanguíneo

A Tabela 1 contém algumas informações que são de grande importância para o cenário do estudo. Ao examinar os dados extraídos dos artigos, pode-se chegar a

algumas ponderações em relação ao desenvolvimento de simuladores de fluxo sanguíneo com estenoses. Fazendo uma análise profunda dos dados adquiridos dos estudos, pode-se observar que a maioria dos estudos utilizam os vasos sanguíneos com estruturas rígidas, de modo, a servir apenas como um canal para o escoamento do fluido, não influenciando na trajetória do fluido. Um dado importante extraído é o uso de válvulas para o controle pulsativo do sangue no estudo de (AMINDARI; YALÇIN, 2014). A utilização de um objeto pode influenciar diretamente na circulação sanguínea, podendo apresentar resultados significativos nos estudos de hemodinâmica do sangue. Outra observação interessante no estudo de (VAHIDI; FATOURAEE, 2012), é considerar o vaso como um objeto elástico.

3.3.2 Modelo dimensional

Quando desenvolvemos simuladores nos preocupamos bastante em saber o quanto os *softwares* são realistas, pois, é de grande importância que os simuladores possam proporcionar as pessoas sensações similares ou igual a um cenário real. Levando em consideração essa análise, grande parte dos trabalhos utilizaram a representação 2D, deixando a desejar nos aspectos de realismo vivenciado, pois, abordagens 3D podem alcançar realismos mais próximo do real. Embora as tecnologias para obter modelos 3D de vasos sanguíneos estejam disponíveis, ainda representam um grande desafio para os pesquisadores. Pois o custo computacional nesses modelos podem ser um grande problema nas simulações.

3.3.3 Técnica de validação

Um dos grandes desafios ao desenvolver simuladores é a forma como é feita a validação dos resultados. Para avaliar se uma hipótese é fidedigna é fundamental que as técnicas de validação apresentem os resultados com clareza. Com base nos dados da Tabela 1, a métrica mais utilizada foi o tempo de execução. Porém, outras métricas como, o fluxo de Poiseuille que simula um fluxo laminar e fluxo de Womersley, onde as partículas fluidas rapidamente se misturam enquanto se movimentam ao longo do escoamento devido às flutuações aleatórias no campo tridimensional de velocidades, são muito importantes pois são técnicas consolidadas na literatura. (VARGAS; ARGENTA, 2015).

3.3.4 Limitações

Durante a revisão discutimos alguns pontos relevantes, porém, é importante salientar as limitações dos trabalhos. Em alguns estudos as partículas de sangue foram simplificadas como uma partícula esférica de tamanho uniforme e rígidas. Sendo que, partículas sanguíneas são deformáveis e podem ser facilmente destruídas pelo estresse hídrico. As complexas interações e características de fluxo entre as células foram ignoradas pelos modelos. Essas limitações podem influenciar no realismo, uma vez que o comportamento do sangue não foi realizado com suas propriedades físicas reais.

3.3.5 Visão Geral

De modo geral o desenvolvimento de simuladores de fluxo sanguíneo têm a contribuir com toda a comunidade. Baseado nos 20 artigos mostrados na Tabela 1 analisados nesta revisão, observa-se que, há vários métodos que possibilitam simulações de fluidos. A predominância do método SPH, representa uma grande parcela dos artigos. Outro ponto são as malhas que boa parte dos artigos usa o tubo do vaso sanguíneo como uma estrutura rígida. Um aspecto interessante é o fato dos trabalhos apenas utilizar o tempo de execução como uma validação, de modo a não se preocupar com o realismo da simulação.

3.4 Conclusão

Quando se trata de simulação de procedimentos na área de saúde, o efeito desejado em termos de aquisição de habilidades só é atingido quando a aplicação nos proporciona um realismo suficiente para o usuário vivenciar sensações próximas às reais. A partir da revisão realizada, foi possível perceber que ainda existem muitas lacunas a serem exploradas em relação a simulação realista de fluido sanguíneo. Porém, já existem muitos projetos bem explorados que estão contribuindo significativamente para o desenvolvimento de outros simuladores. Com base nos artigos explorados, concluiu-se que a maioria dos projetos optou por usar o vaso sanguíneo como um tubo rígido, não sendo possível interagir com o fluido.

Alguns vasos sanguíneos são possui tecido flexível que influenciam diretamente no realismo dos simuladores, podendo ser uma lacuna a ser explorada. Em relação ao realismo simulado e as formas de avaliação, esperava-se mais métricas, pois o tempo de execução não mede o realismo da simulação e sim o quanto é rápido. Pode-se concluir que o desenvolvimento de simuladores realista de fluxo sanguíneo em vasos estenóticos tem muito a contribuir com a ciência, porém ainda há muitas lacunas a serem exploradas, como a representação 3D, o estudo interativo do sangue com as propriedades do tecido do vaso sanguíneo e até mesmo a hemodinâmica.

4 Metodologia

A metodologia proposta nesse estudo, tem como objetivo geral desenvolver um simulador para analisar o fluxo em vasos sanguíneos com estenose aplicando o método numérico SPH para simular o fluido e método Massa-Mola para simular as características de elasticidade no tecido do vaso sanguíneo.

O objetivo do nosso trabalho é analisar o fluxo sanguíneo em intervalos de tempo em vários graus de estenose em tecido (rígido ou elástico), para avaliar o volume de sangue que passa antes e depois da obstrução.

4.1 SPH

Após a definição de hipótese ser elaborada, começamos o desenvolvimento do estudo. Para o projeto foram utilizadas algumas ferramentas e tecnologias. A maior parte do *software* foi construído na linguagem C++, utilizando as bibliotecas OpenGL e CGAL (*Computational Geometry Algorithms Library*).

No primeiro momento aplicamos o método numérico SPH definido no Capítulo 2.1. O SPH usa as equações de *Navier-Stokes* com a formulação lagrangiana para simular escoamentos de fluidos incompressíveis, no nosso caso, o sangue.

A escolha do SPH, foi feita por suas características, pois, o método aplica uma abordagem de partículas livres, possibilitando melhor desempenho na performance computacional em relação a alguns métodos presente na literatura.

As partículas do SPH possuem propriedades físicas explicadas no Capítulo 2.1. Essas propriedades são de fundamental importância para fluido que se comporte de acordo com o esperado.

Durante as simulações utilizamos os seguintes parâmetros para simular o escoamento sanguíneo, como mostrar a Tabela 4.

Tabela 2 – Parâmetros da simulação

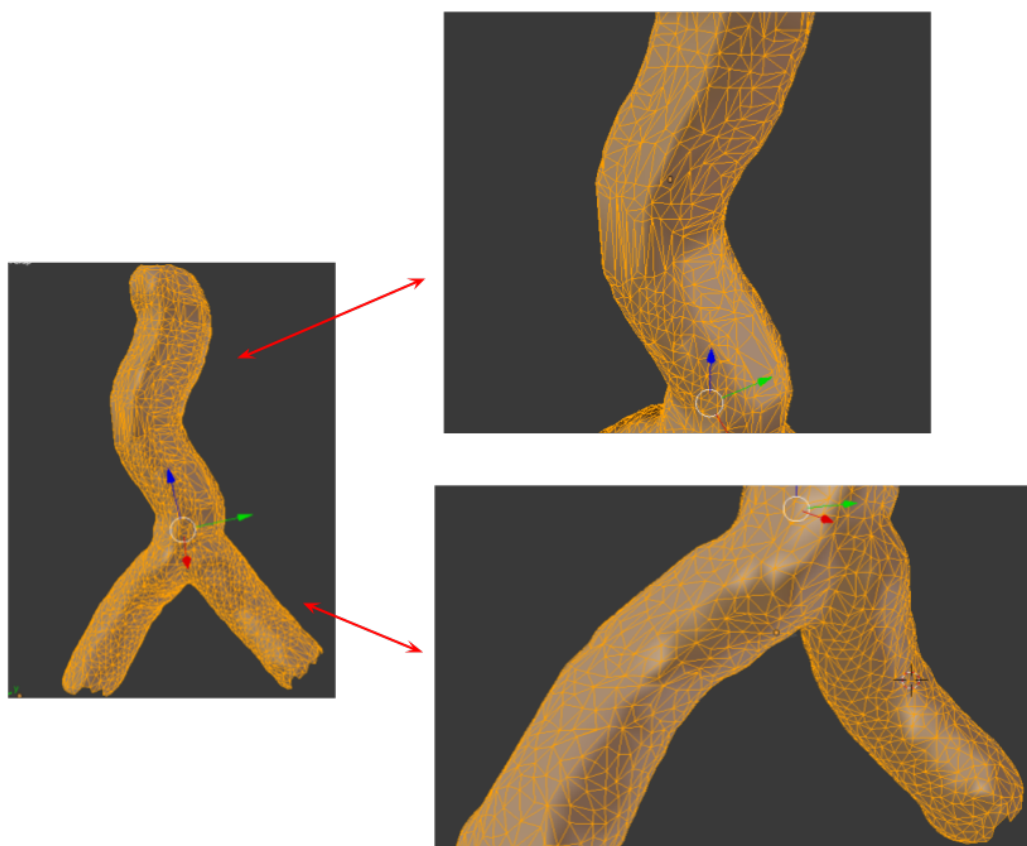
Parâmetro	Valor	Função na simulação
h	0.084	Raio de influência de cada partícula
ρ_0	1060	Densidade de referência (sangue)
k	1400	Compressibilidade
γ	1	Avaliação de pressão
ν	0.025	Viscosidade
g	(0,-9,8,0)	Gravidade
q	57	Vizinhos por partícula

4.2 Vasos sanguíneos usados no estudo

Uma vantagem do SPH, é a possibilidade de trabalhar com diversos tipos de materiais, que muito convém com nosso estudo, pós utilizamos malhas geométricas para modelar o tubo dos vasos sanguíneos.

Durante nosso estudo utilizamos quatro malhas para representar os vasos sanguíneos. As Figuras 10, 11, 12 e 13 mostram os modelos que representam os vasos sanguíneos modelados por triângulos. Mas para conseguir utilizar essas malhas geométricas precisamos aplicar a estrutura de dados definida do Capítulo 2.4.

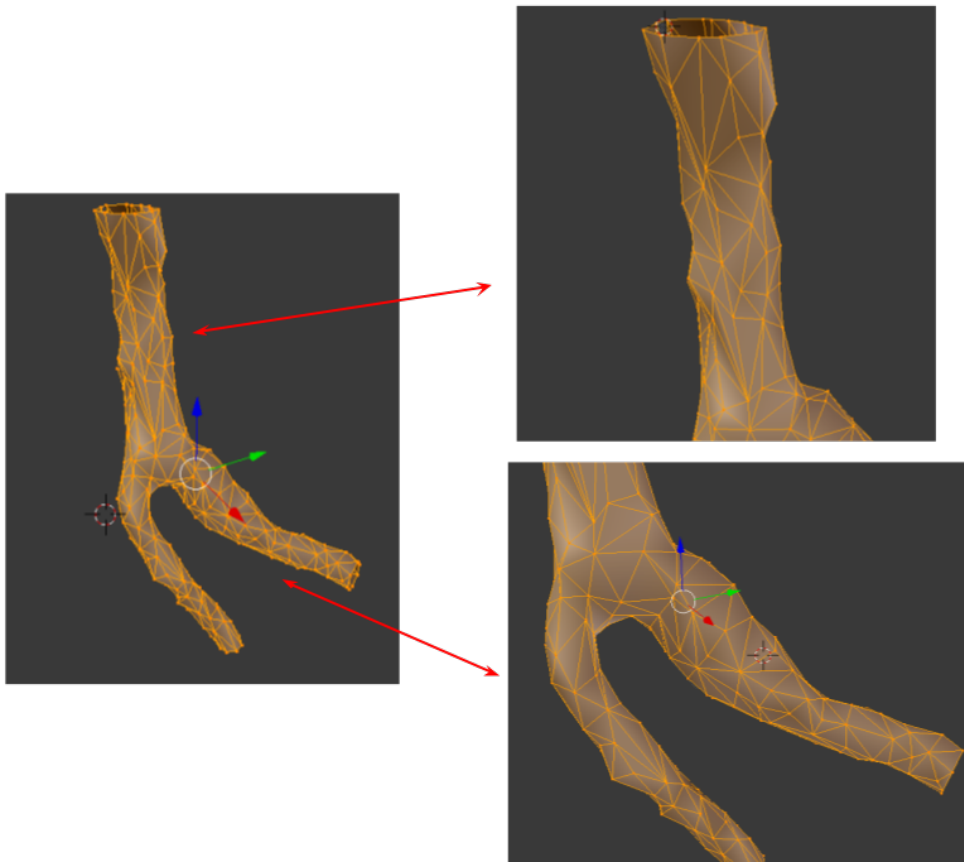
Figura 10 – Vaso modelado por triângulos.



Fonte: Autor (2022)

A Figura 10 a malha é composta por 295 vértices e 563 triângulos. A malha em questão possui características anatômicas de um vaso ilíaco (FLORES *et al.*, 2021).

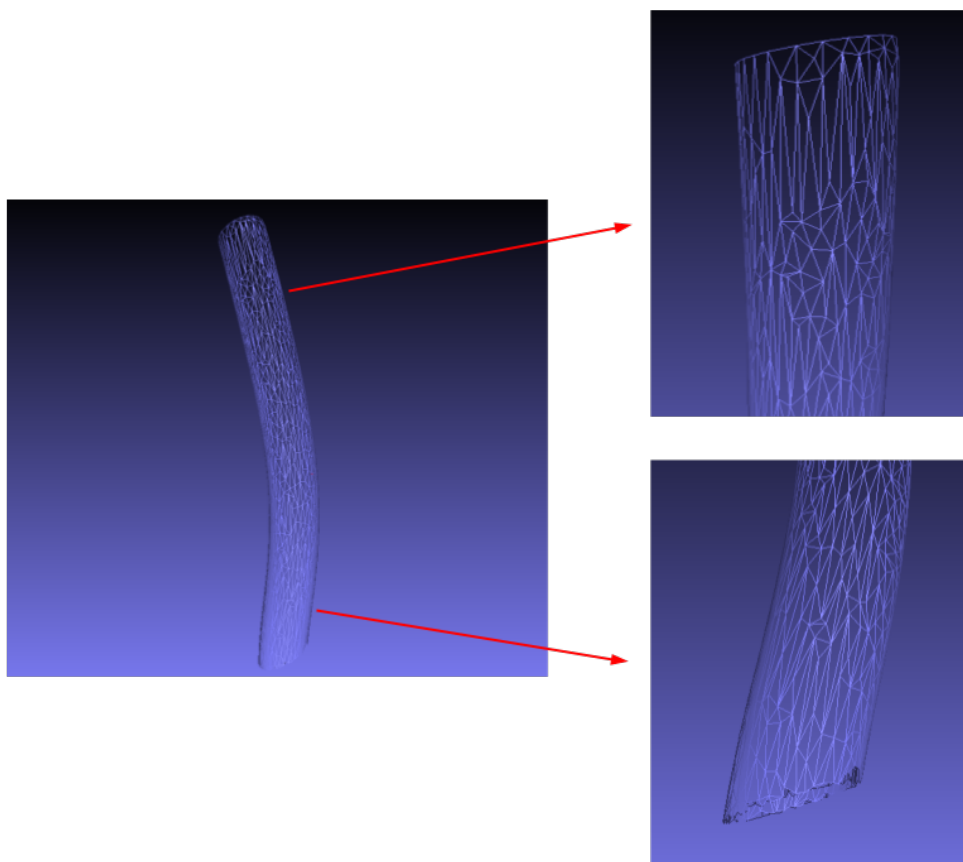
Figura 11 – Artéria carótida modelada por triângulos.



Fonte: Autor (2022)

A Figura 11 a malha é composta por 194 vértices e 339 triângulos. Essa malha apresenta características anatômicas de uma artéria carótida (STULA *et al.*, 2021).

Figura 12 – Artéria cerebral media no segmento M1 modelada por triângulos.

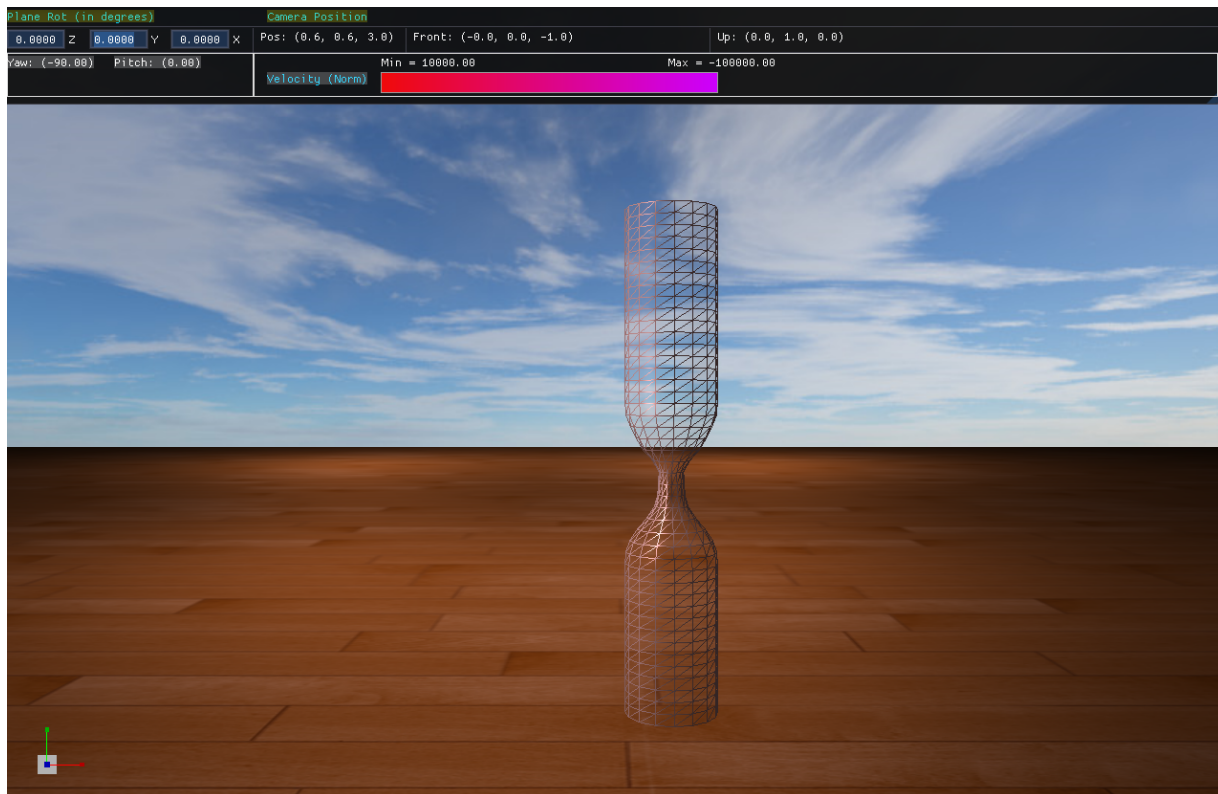


Fonte: Autor (2022)

Na Figura 12 a malha é composta por 1939 vértices e 3761 triângulos. A Figura 12 tem aspectos anatômica de uma artéria cerebral media no segmento M1 (PEIXOTO, ; SOUSA,).

A Figura 13 mostra uma malha sintética composta por triângulos.

Figura 13 – Vaso sintético modelado por triângulos



Fonte: Autor (2022)

A Figura 13 trata-se de uma malha que geramos sinteticamente para avaliar o escoamento sanguíneo antes e depois da obstrução.

Definidas as malhas usadas no estudo, o nosso próximo passo foi, aplicar o método Massa-Mola descrito no Capítulo 2.5.3 para conseguir tornar as malhas elásticas. O foco da pesquisa é analisar o fluxo sanguíneo em vasos sanguíneos com estenose. Após a aplicar o método Massa-mola, avaliamos a necessidade de observar comportamento do tecido elástico em relação ao tecido rígido.

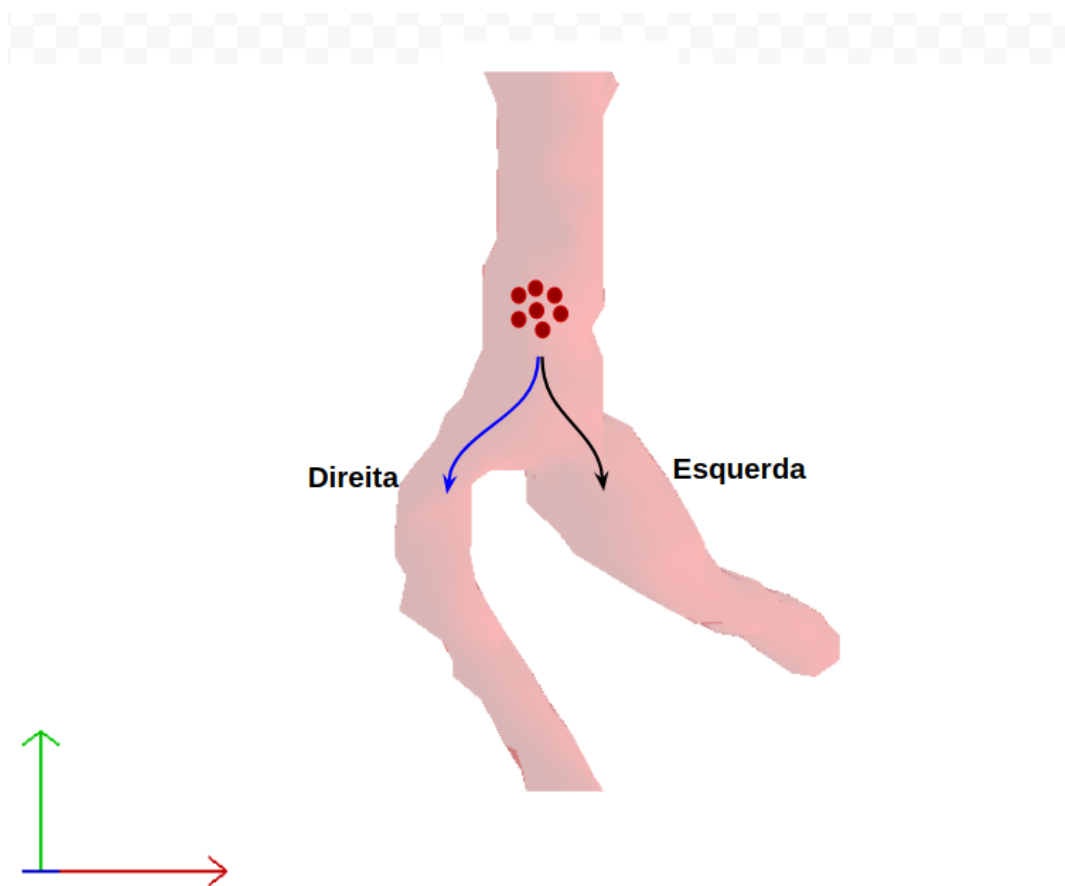
4.2.1 Efeito da malha elástica sobre o escoamento

A literatura aborda que alguns vasos sanguíneos são estruturas podem dilatam e contrair para modular o fluxo sanguíneo (NØRGAARD *et al.*, 2014). Baseado nesse aspecto, entendemos que o fluxo sanguíneo pode mudar de comportamento em relação à estrutura do vaso (rígido ou elástico).

Nossa primeira análise foi o comportamento do fluxo. Observamos que a direção fluido na bifurcação do vasos era diferente, mudando significativamente da malha rígida em relação a elástica. Porém, para confirmar o estudo, é necessário uma validação fidedigna.

Baseado nesses aspectos, optamos por simular o mesmo escoamento com malhas distintas e contar a quantidade de partículas que fluía para cada lado da bifurcação. O objetivo do teste é validar se o comportamento do fluido não é influenciado pelo número de partículas, mas pela característica elástica da malha. A Figura 14 exemplifica o funcionamento do teste. O estudo é baseado na contagem das partículas que passam o plano no lado direito e esquerdo.

Figura 14 – Contar o número de partículas que caíram para cada lado.



Fonte: Autor (2022)

Os resultados serão apresentados posteriormente.

4.2.2 Estenose

Parte do objetivo do estudo é analisar o fluxo sanguíneo, mas a influência nas características dos vasos sanguíneo é de grande relevância, pois tem impacto significativo no comportamento do fluxo. A estenose é causada por placas de aterosclerose, impedindo o funcionamento normal fluxo sanguíneo.

A aterosclerose não ocorre aleatoriamente. Algumas regiões de segmentos vasos específicos, como a bifurcação carotídea, pode ter um fluxo perturbado, que está associado à anatomia da carotídea. A anatomia carotídea foi investigada como um fator essencial do desenvolvimento da placa aterosclerótica. Estudos anteriores mostraram que um ângulo carotídeo maior está associado à gravidade da estenose (STULA *et al.*, 2021; GRIMM *et al.*, 2021).

As placas de lipídios são localizadas nas paredes dos vasos sanguíneo, causando um estreitamento do vaso, diferentemente da simulação mostrada na Figura 23. Devido a essa necessidade de entender a anatomia do vaso, avaliamos e implementamos outros testes avaliando o grau da estenose.

4.2.3 Teste com diferentes graus de estenose

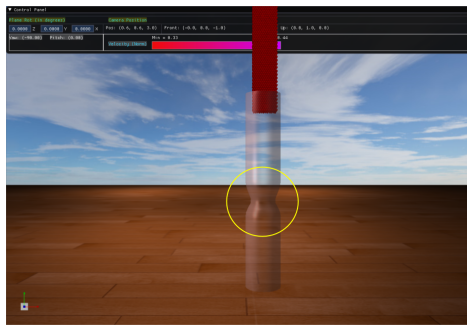
Esse teste tem como finalidade basear-se na literatura para aplicar a estenose em vários graus na parede do vaso sanguíneo provocando um estreitamento local no vaso. Durante o experimento variamos a lesão no comprimento, provocando um alongamento em determinada parte do tubo. Diminuímos também o diâmetro do tubo, causando um estreitamento no tubo. Durante as simulações avaliamos a capacidade circulatória do escoamento em situações de diferente graus de estenose.

A Tabela 3 mostra a composição de teste efetuados para esse experimento. A primeira coluna representa o comprimento da lesão em relação tamanho do vaso, a segunda coluna é a porcentagem de obstrução em relação ao diâmetro do vaso.

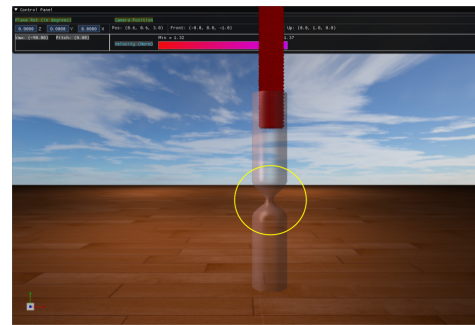
Tabela 3 – Casos de testes em vários graus de estenose

Comprimento	Obstrução	Pulsátil	Malha
10 %	25 %	Sim / Não	Rígida / Elástica
10 %	50 %	Sim / Não	Rígida / Elástica
10 %	75 %	Sim / Não	Rígida / Elástica
20 %	25 %	Sim / Não	Rígida / Elástica
20 %	50 %	Sim / Não	Rígida / Elástica
20 %	75 %	Sim / Não	Rígida / Elástica
30 %	25 %	Sim / Não	Rígida / Elástica
30 %	50 %	Sim / Não	Rígida / Elástica

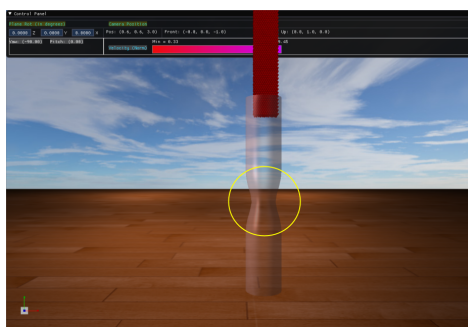
Figura 15 – Graus de obstrução do vaso sanguíneo.



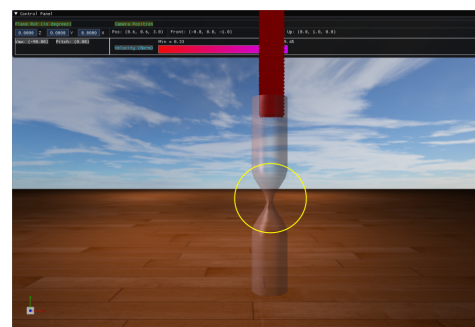
(a) 10% no comprimento e 25% no diâmetro



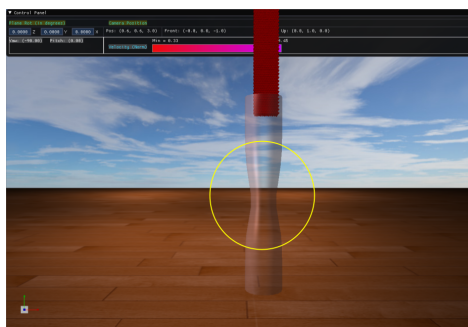
(b) 10% no comprimento e 75% no diâmetro



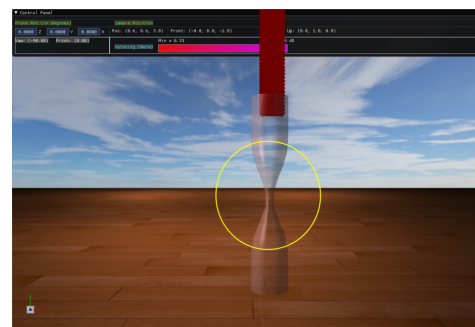
(c) 20% no comprimento e 25% no diâmetro



(d) 20% no comprimento e 75% no diâmetro



(e) 30% no comprimento e 25% no diâmetro



(f) 30% no comprimento e 75% no diâmetro

O comprimento da lesão em relação a comprimento do vaso. A Figura 16 exemplifica o funcionamento do teste.

Figura 16 – Calcular a quantidade de partículas que passa por segundo, antes e depois da estenose.



Fonte: Autor (2022)

A Figura 16 ilustra a abordagem utilizada. Fixamos um ponto antes da obstrução e outro logo após obstrução. Objetivo é calcular a quantidade de partículas que passar por segundo antes e depois da obstrução, para identificar a vazão e observar as mudanças com base nas características aplicadas.

Como a obstrução é causada por aterosclerose, optamos também por realizar outro teste usando um torus como uma camada gordura no interior no vaso e variar o diâmetro para aumentar o grau de obstrução no local da lesão.

A Tabela 4 mostra a composição de teste efetuados para esse experimento.

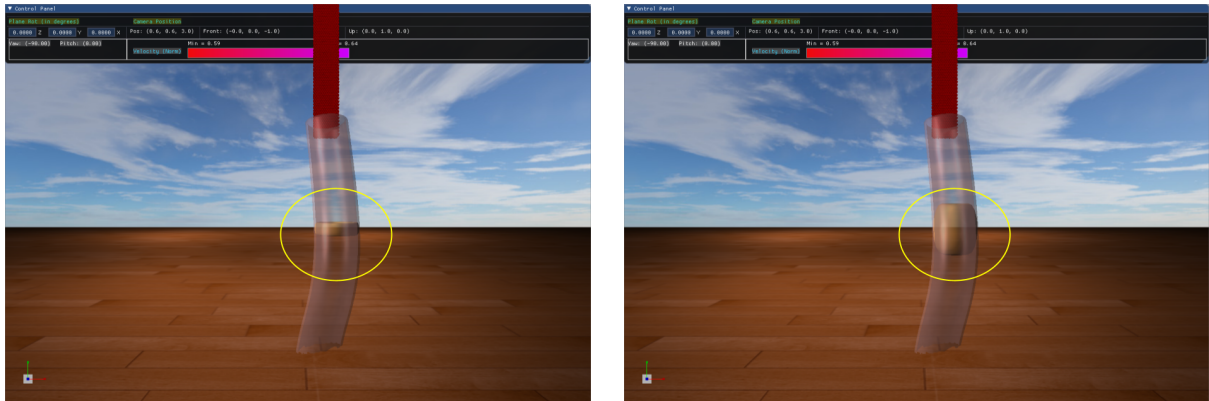
Tabela 4 – Casos de testes em vários graus de estenose

Diâmetro	Pulsátil	Tecido
20 %	Sim / Não	Rígido / Elástico
40 %	Sim / Não	Rígido / Elástico
60 %	Sim / Não	Rígido / Elástico
80 %	Sim / Não	Rígido / Elástico
100 %	Sim / Não	Rígido / Elástico

Durante os testes optamos por variar o diâmetro do tubo, iniciando com 20% de obstrução e aumentando a cada simulação 20% até 100% de obstrução do tubo. Durante a simulação intercalamos entre malha (rígida x elástica) e o fluxo pulsátil e não pulsátil.

A Figura 17, exemplifica as simulações com as variações de obstrução .

Figura 17 – Graus de obstrução do vaso sanguíneo com placa de gordura.



(a) 20% de obstrução

(b) 80% de obstrução

A Figura 17 mostra alguns graus de obstrução do teste com obstáculo de gordura. Para validação do teste utilizando o mesmo esquema de vasão exemplificado na Figura 17, para avaliar a quantidade de partículas que passam antes de depois da estenose por unidade de tempo.

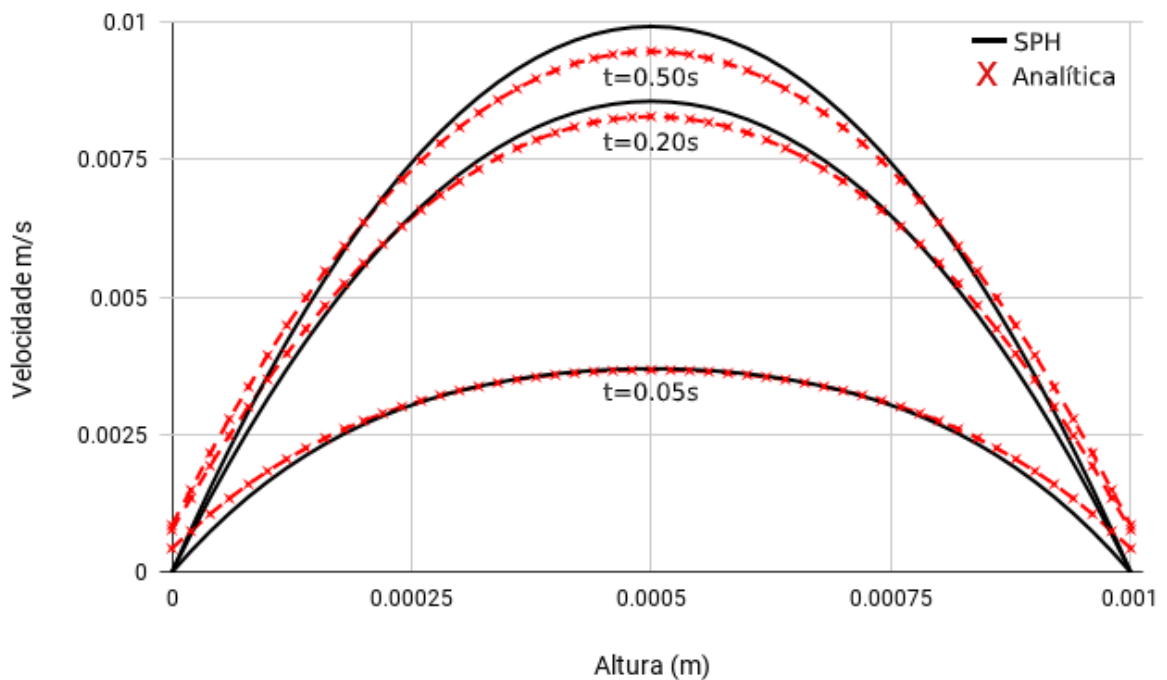
5 Resultados e Discussões

Neste capítulo apresentaremos todos os resultados adquiridos no estudo. Os resultados da validação do escoamento com o fluxo Poiseuille, as simulações com vasos sanguíneos (rígido ou elástico), a contagem de partículas para observar a direção do fluido nos vasos com bifurcação, e os resultados obtidos das simulações em vários graus de estenose com e sem fluxo pulsátil.

5.1 Validação de Poiseuille

Para validar fluido SPH, realizamos dois testes de Poiseuille. O primeiro teste usamos a velocidade máxima $V = 0,01m/s$, o diâmetro L foi dividido em 51 níveis de altura (y variando de $0,0000m$ à $0,0010m$). Para comparar os resultados com a solução analítica, guardamos os dados da solução SPH em 3 momentos diferentes: $t = 0,05s$, $t = 0,20s$ e $t = 0,50s$ com a velocidade em (m/s). A Figura 18 mostra o primeiro gráfico.

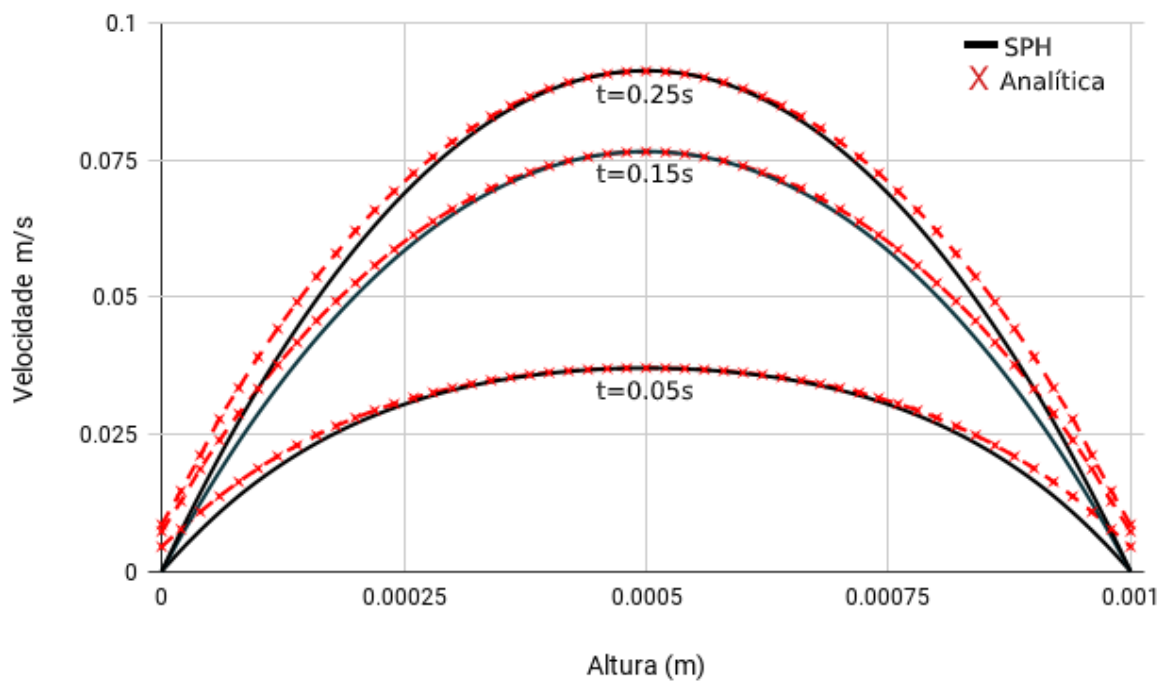
Figura 18 – Comparação entre os resultados observados e os calculados, considerando $V = 0,01m/s$.



Na Figura 18, mostramos a comparação entre a solução analítica (representada pelos traços em vermelho) e a solução real SPH (linhas pretas). O resultado foi calculado com base na Equação 12.

O segundo teste da Figura 19 foi realizado com $V = 0,1m/s$, e guardados os valores dos passos de tempo $t = 0,05s$, $t = 0,15s$ e $t = 0,25s$. Vale lembrar, que, em ambos testes as alturas foram idênticas.

Figura 19 – Comparação entre os resultados observados e os calculados, considerando $V = 0,1m/s$.



Fonte: Autor (2022)

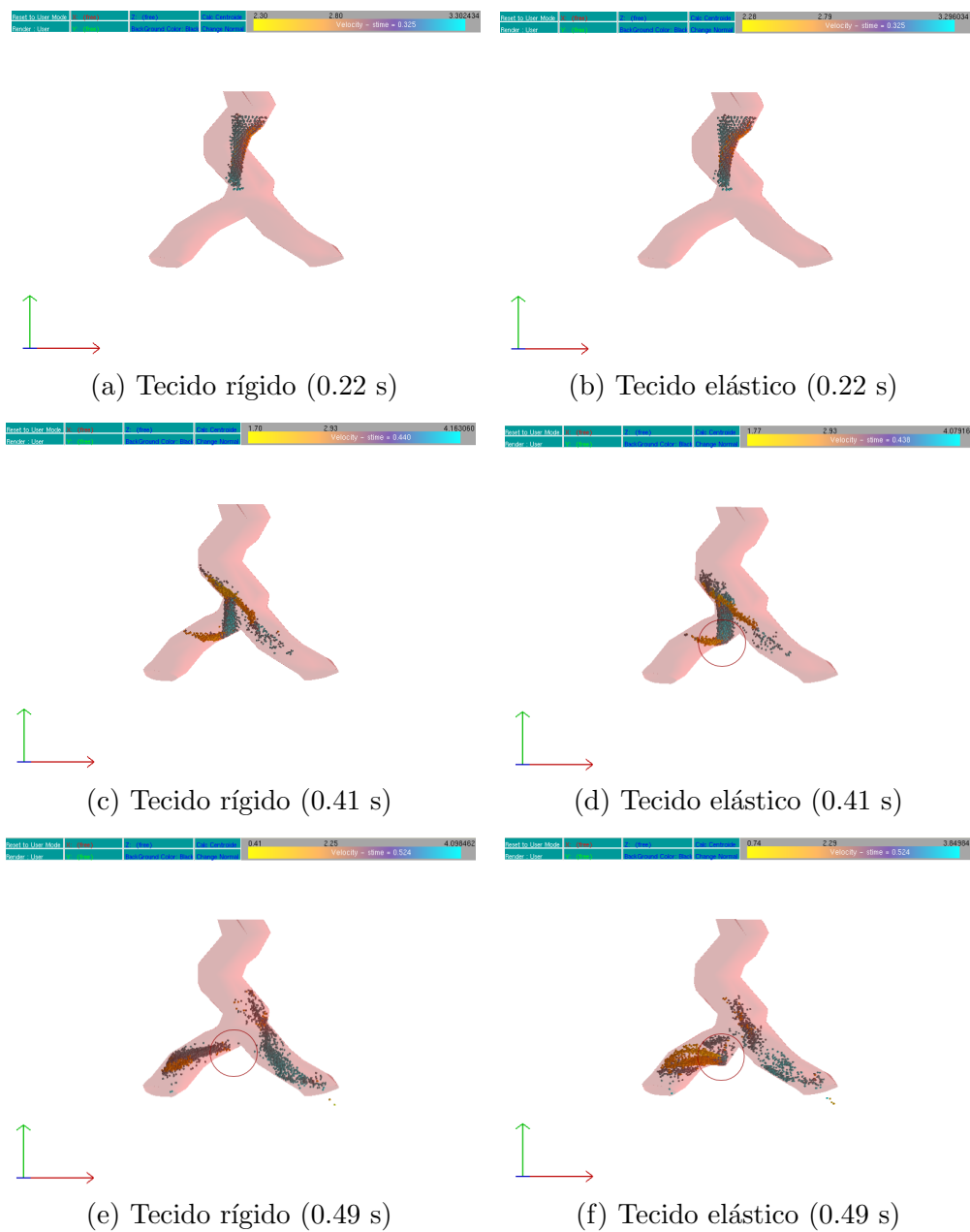
Quando calculado o erro relativo entre a solução analítica e a solução com SPH. Para o teste da Figura 18 com $V = 0,01m/s$, o erro relativo foi de 1,57%. Porém, no teste da Figura 19, o erro relativo alcançou 4,80%. Segundo a literatura um erro relativo menor que 5% garante que a simulação está fluido de forma apropriada (AL-SAAD, 2017).

Podemos observar também que, aumentando a força aplicada (que é diretamente proporcional a velocidade máxima estável V), os dados experimentais coincidem ainda mais para os resultados da literatura.

5.2 Efeito da malha elástica sobre o fluxo

Após validarmos o escoamento com a equação do erro relativo. O próximo teste foi avaliar o método massa-mola na malha geométrica. Para isso realizamos uma comparação detalhada na metodologia, onde comparamos visualmente a simulação em alguns passos e mostramos a deformação do tecido elástico. A Figura 20 mostra alguns passos de tempo da simulação com o tecido rígido e elástico com a íliaca.

Figura 20 – Três momentos de simulação de sangue com o tecido (rígido e elástico).



Fonte: Autor (2022)- Link: [Simulação Rígida](#)¹ – [Simulação elástica](#)²

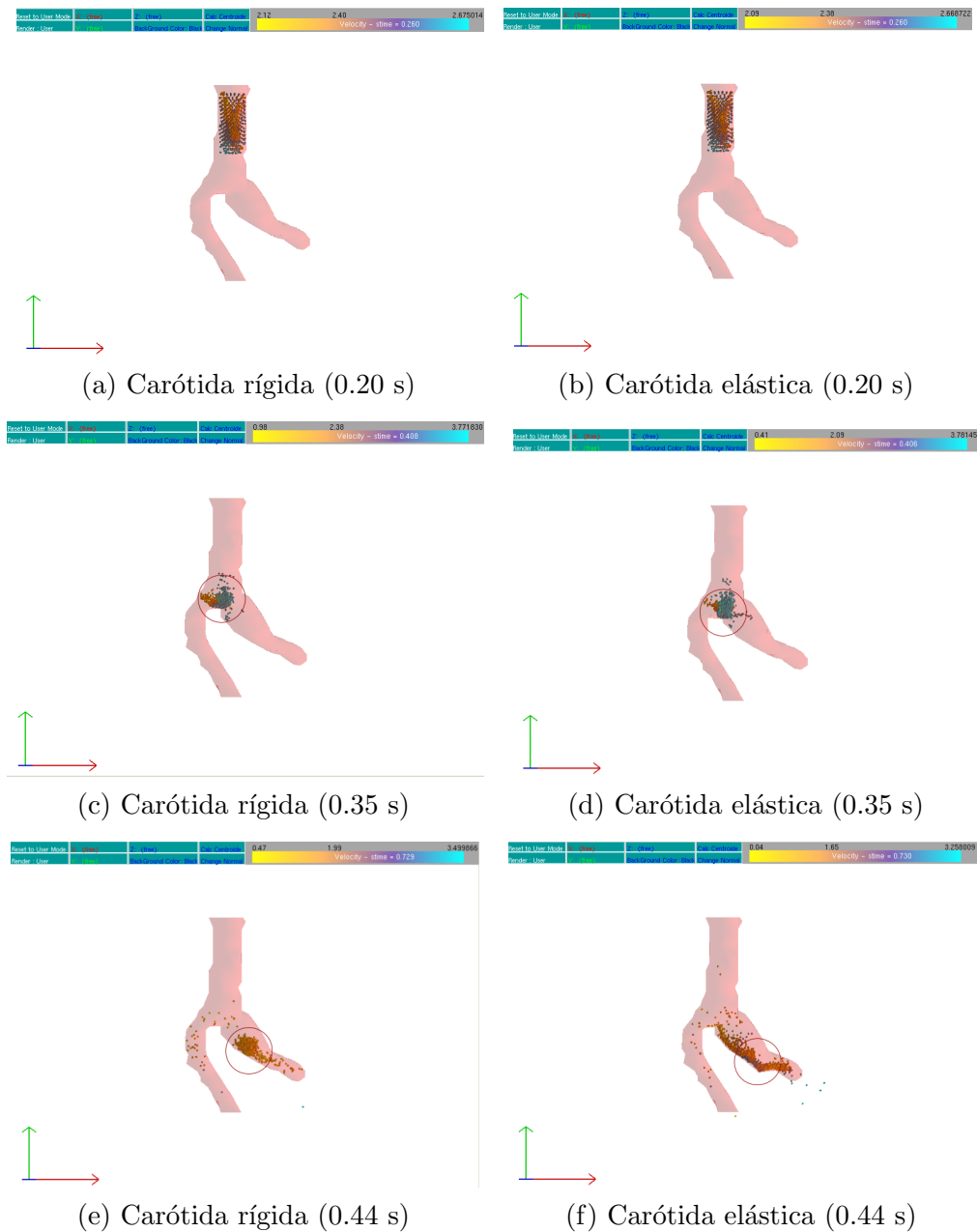
A Figura 20 mostra visualmente a diferença entre as simulações no mesmo passo de tempo usando uma das malhas do estudo. É importante salientar que a Figura 20 (a, c, e) apresenta um tecido rígido, já a Figura 20 (b, d, f) contém elasticidade no tecido. Na (Figura 20 d) é possível perceber uma pequena deformação na região demarcada pelo círculo vermelho, quando comparada com a (Figura 20 c). No entanto, essa deformação é mais evidente na (Figura 20 f) pois é possível perceber que a deformação do vaso é maior quando comparado com a (Figura 20 e).

Realizamos outra simulação com a malha de uma artéria carótida para analisar se o fluxo como tecido elástico se comporta diferente do tecido rígido . A Figura 21 mostra a simulação em passo de tempo.

¹ Simulação rígida link: <https://youtu.be/1CrBx0fEjAI>

² Simulação elástica link: <https://youtu.be/-X-evqXI4xo>

Figura 21 – Três momentos de simulação de sangue com a malha Carótida (rígida e elástica).



Fonte: Autor (2022)- Link: [Simulação Rígida](#)¹ – [Simulação elástica](#)²

Durante a simulação podemos observar uma leve dilatação no tecido da artéria carótida elástica da Figura 21(d e f), diferenciando da simulação com a artéria rígida. Em alguns casos essa diferença de característica pode resultar em uma modelação do escoamento sanguíneo.

Uma observação importante, é o fato da deformação ser maior em algumas regiões das malhas. Esse fato acontece, pois, o número de colisões entre fluido e tecido é maior,

¹ Simulação rígida link: <https://youtu.be/TwjaZuKZM34>

² Simulação elástica link: <https://youtu.be/xJJ6N4reX6k>

consecutivamente a força computada nas regiões aumenta, resultando em uma deformação visível. Porém, vale destacar que isso depende do coeficiente de rigidez da malha, quando calibrada o usuário determina qual o valor arbitrário que vai utilizar, pois, na literatura não existem dados específicos sobre qual o valor satisfatório para um tecido elástica.

5.3 *Teste de contagem de partículas*

Após analisar que existe uma diferença visual no escoamento em relação ao tecido (elástica x rígida). Precisamos validar hipótese, para isso desenvolvemos um método quantitativo detalhado na metodologia para contar a quantidade de partículas que fluí para cada ramo da bifurcação das malhas utilizadas nesse experimento.

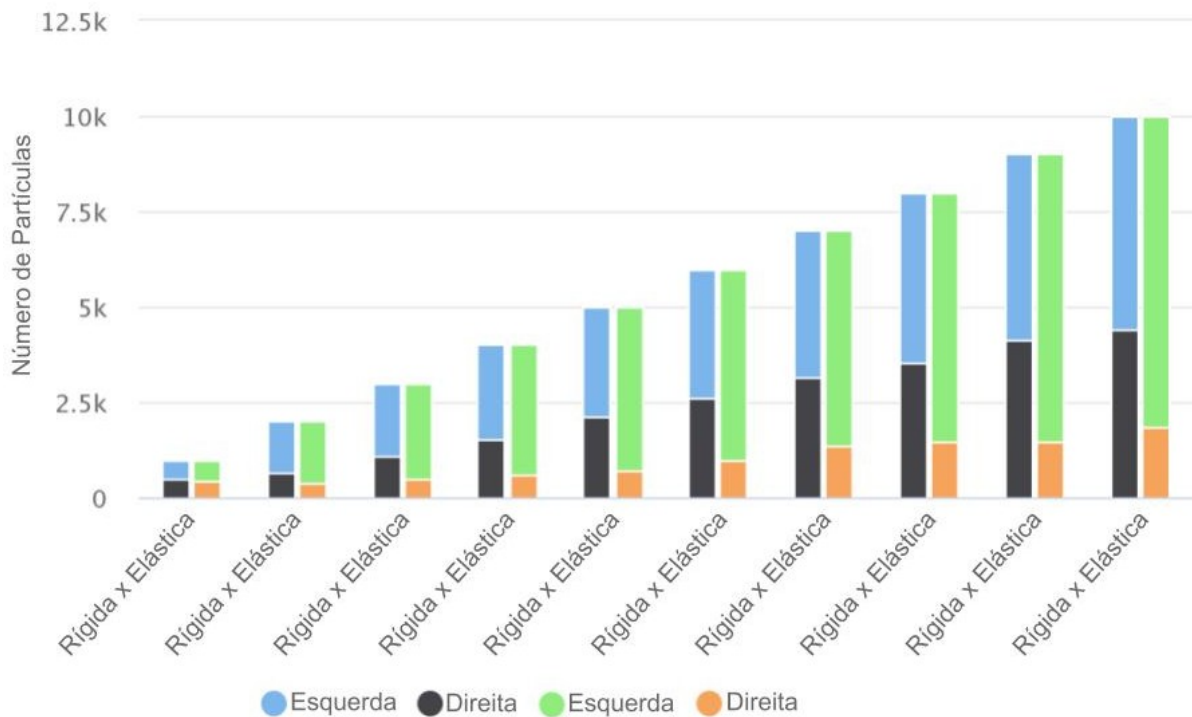
O objetivo do teste é validar se o comportamento do fluido não é influenciado pelo número de partículas, mas pela característica elástica do tecido. O estudo é baseado na contagem das partículas que passam o plano no lado direito e esquerdo.

No exemplo mostrado nas Figuras 20 (a, c, e), ao considerar um vaso composto de paredes rígidas, 35,94 % das partículas fluíam do lado esquerdo da bifurcação e 64,04% para o lado direito. Entretanto, ao considerar o vaso formado por paredes elásticas na Figura 20 (b, d, f), os resultados são diferentes. O número de partículas que fluem no lado esquerdo aumenta para 58,06 % e diminui no lado direito, resultando em 41,94%.

O mesmo teste foi realizado com a malha carótida e também apresentou resultados diferentes como na Figura 20. Na simulação com a carótida rígida, 28,74% do fluido caiu do lado esquerdo da bifurcação e 71,26% flui do lado direito. Para a carótida elástica, a quantidade que fluía do lado esquerdo foi menor em comparação com a carótida rígida, resultando em apenas 15,01% aumentando o fluxo no lado direito, que atingiu 84,99% do fluido utilizado.

Por último, realizamos o mesmo teste com quantidade diferente de partículas. No gráfico da Figura 22 podemos observar que o estudo foi dividido em dez simulações, começando com um número de 1000 e adicionando 1000 em cada teste até o valor de 10.000.

Figura 22 – Analisa o comportamento do fluido nas malhas (rígida e elástica), com diferentes quantidades de partículas.



Fonte: Junior e Bíscaro (2019)

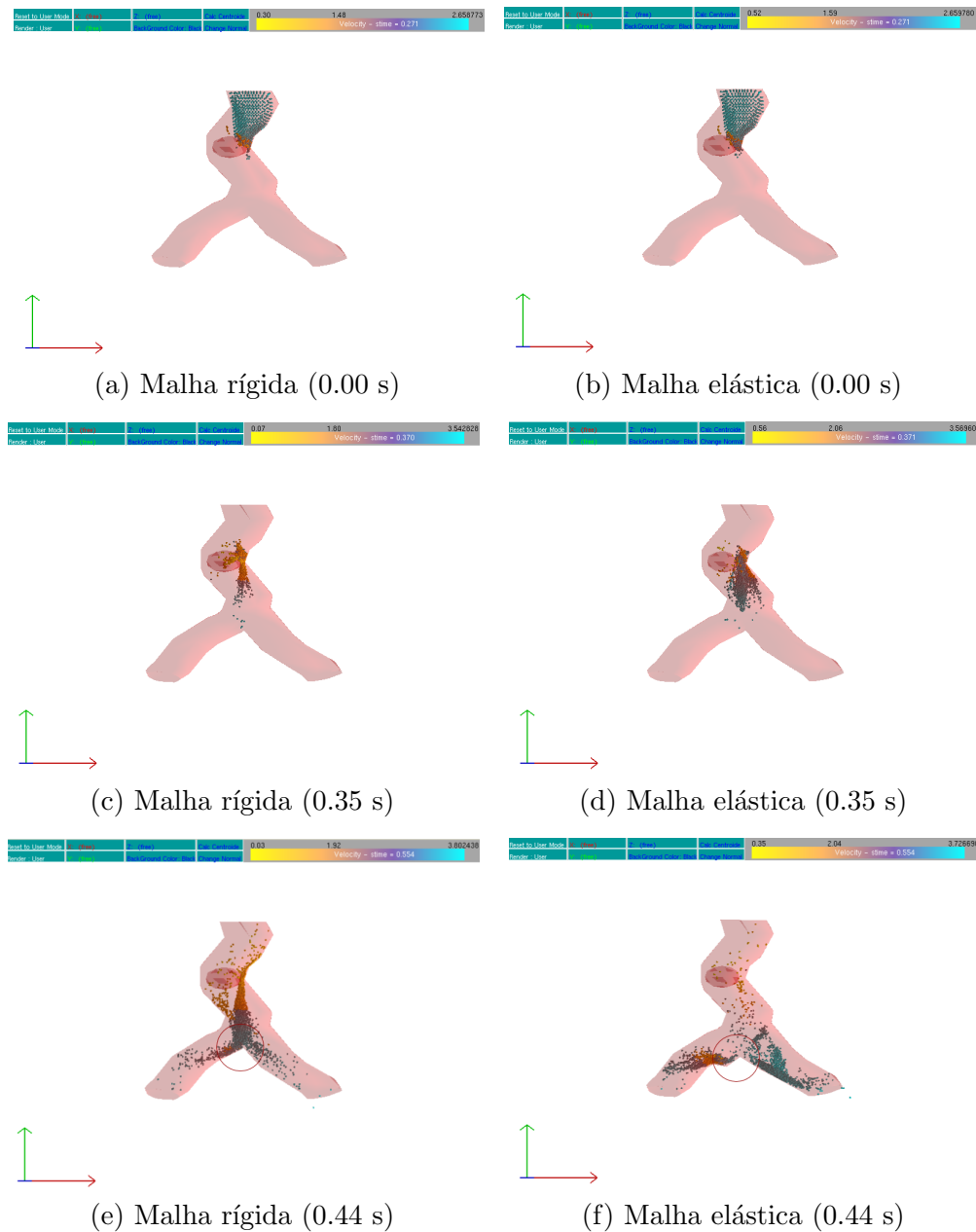
O gráfico na Figura 22 mostra os resultados do teste. Na simulação com a malha rígida, representamos as cores (azul e preto), onde a quantidade de partículas que fluiu para a esquerda é representada pela cor azul e a direita pela cor preta. A barra representada pelas cores verde e laranja detalha a simulação com a malha elástica. A cor verde corresponde ao fluido que foi direcionado para a esquerda e a cor laranja para a direita.

Ficou claro a partir dessa comparação que a diferença no comportamento do fluxo entre as duas malhas com características de dureza diferente foi causada pelas propriedades elásticas inseridas no modelo do vaso.

5.4 Simulação com um obstáculo

A princípio, optamos por posicionar uma esfera no centro do vaso sanguíneo, para observar o comportamento do fluido e elasticidade da malha. A Figura 23 mostra alguns passos da simulação com o obstáculo e a composição das malhas (rígida x elástica).

Figura 23 – Três momentos de simulação de sangue com um obstáculo.



Fonte: Autor (2022)- Link: [Simulação Rígida](#)¹ – [Simulação elástica](#)²

Como destacado na metodologia, estenose acontece na parede dos vasos sanguíneos, de maneira que a implementação da esfera no centro do vaso, não satisfaz as condições fisiológicas das lesões. Por isso optamos por realizar outra abordagem avaliando o grau da estenose.

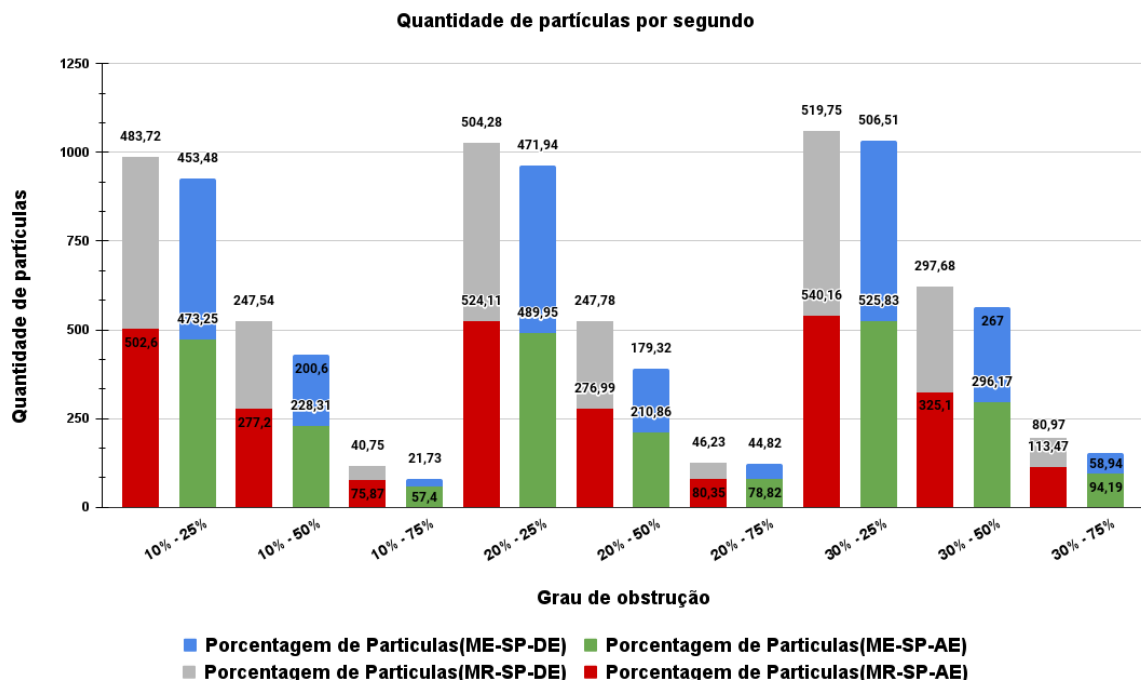
¹ Simulação Rígida link: <https://youtu.be/Sjtt9IKifHM>

² Simulação Elástica link: <https://youtu.be/XyUhv1CIy7U>

5.5 *Análise do comportamento do fluxo sanguíneo em vários graus de estenose*

Como abordado na metodologia do Capítulo 4.2.3, resolvemos aprofundar o conhecimento na literatura para aperfeiçoar nosso simulador e identificamos a necessidade de simular as características da estenose com base na literatura. Como a aterosclerose é formada na parede do vaso sanguíneo, aplicamos o estreitamento na parede do vaso para simular a obstrução da estenose em vários graus. Objetivo do teste é analisar o fluxo em vários graus de estenose. O gráfico da Figura 24 mostra parte dos resultados adquiridos nos teste.

Figura 24 – Análise do comportamento do fluxo não pulsátil nas malhas (rígida e elástica) em diferentes graus de estenose. No gráfico, o eixo Y representa a quantidade de partículas e o eixo X o grau de obstrução da estenose. Na legenda cores representam a quantidade de partículas por segundo. A cor vermelha usar a Malha Rígida - Sem pulsação - Antes da Estenose (MR-SP-AE), cinza é a Malha Rígida - Sem Pulsação - Depois da Estenose (MR-SP-DE), verde a Malha é Elástica -Sem Pulsação - Antes da Estenose (ME-SP-AE) e o azul a Malha é Elástica -Sem Pulsação - Depois da Estenose (ME-SP-DE).



Fonte: Autor (2022)

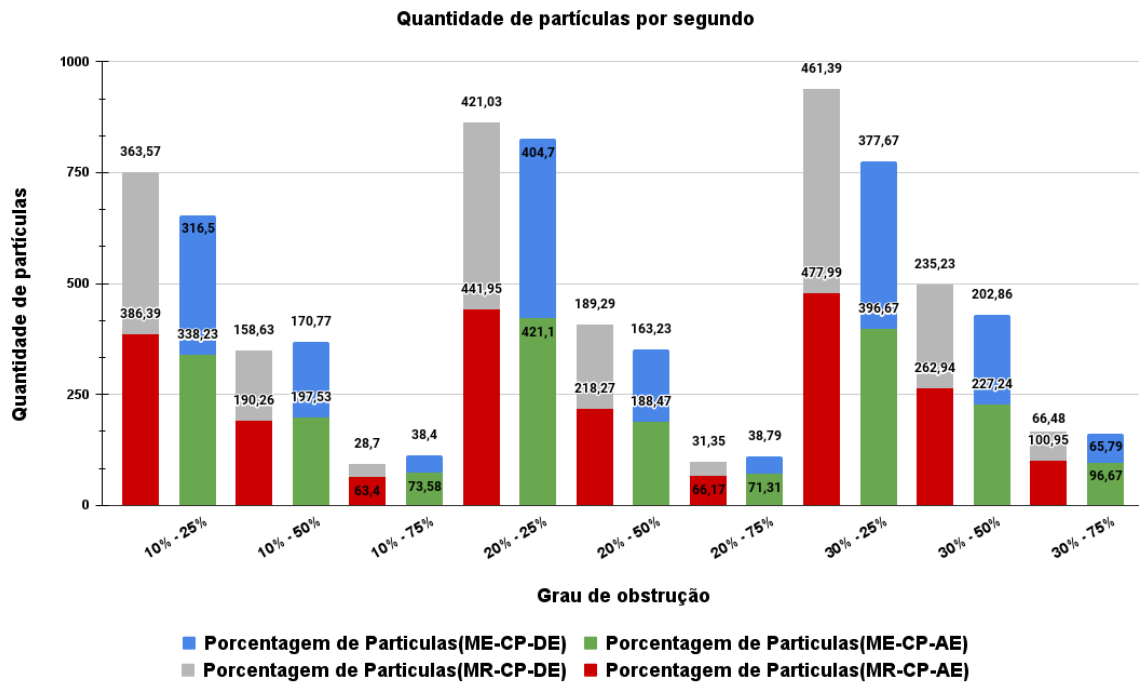
O gráfico da Figura 24 mostra os resultados obtidos das simulações em vários graus de estenose. Definimos que a duração padrão de cada simulação seria de 300 segundos, o

tempo foi estabelecido para calcularmos o volume de partículas que passar por segundo antes e depois da estenose. Vale lembrar também que nesse teste não aplicamos um fluxo pulsátil.

No gráfico da Figura 24 podemos observar a comparação entre características do tecido do vaso (rígido x elástico). As cores azul e verde representa a simulação com o tecido elástico e as cores cinza e vermelho com o tecido rígido. Podemos notar que em todas a simulações a quantidade de partículas que passou antes e depois da estenose foi maior para a simulação com o tecido rígido.

Observamos também que a medida que o grau de obstrução da parede aumentava, a velocidade circulatória do numero de partículas significativamente diminuía, tanto para simulação com tecido elástico quanto rígido. Isso acontece por que a lesão causa uma obstrução no local tubo e a medida que essa obstrução aumenta o fluxo passar a funcionar com um volume menor de de partículas.

Figura 25 – Análise do comportamento do fluxo pulsátil nas malhas (rígida e elástica) em diferentes graus de estenose. No gráfico, o eixo Y representa a quantidade de partículas e o eixo X o grau de obstrução da estenose. Na legenda cores representam a quantidade de partículas por segundo. A cor vermelha usar a Malha Rígida - Com pulsação - Antes da Estenose (MR-CP-AE), cinza é a Malha Rígida - Com Pulsação - Depois da Estenose(MR-CP-DE), verde a Malha é Elástica -Com Pulsação - Antes da Estenose (ME-CP-AE) e o azul a Malha é Elástica -Com Pulsação - Depois da Estenose (ME-CP-DE).



Fonte: Autor (2022)

O gráfico da Figura 25 mostra os resultados obtidos das simulações com o fluxo pulsátil com o tecido (rígido x elástico) em vários graus de estenose. No gráfico podemos observar que o comportamento do fluxo em relação as características do tecido do vaso. Nas simulações com tecido rígido o volume de partículas que passaram foi maior em relação ao tecido elástico. Apenas quando o grau de obstrução estava em 10% de comprimento e com 50% e 75% de diâmetro que a simulação com tecido elástico teve um maior volume de partículas por segundo antes e depois da estenose em relação a simulação com o tecido rígido.

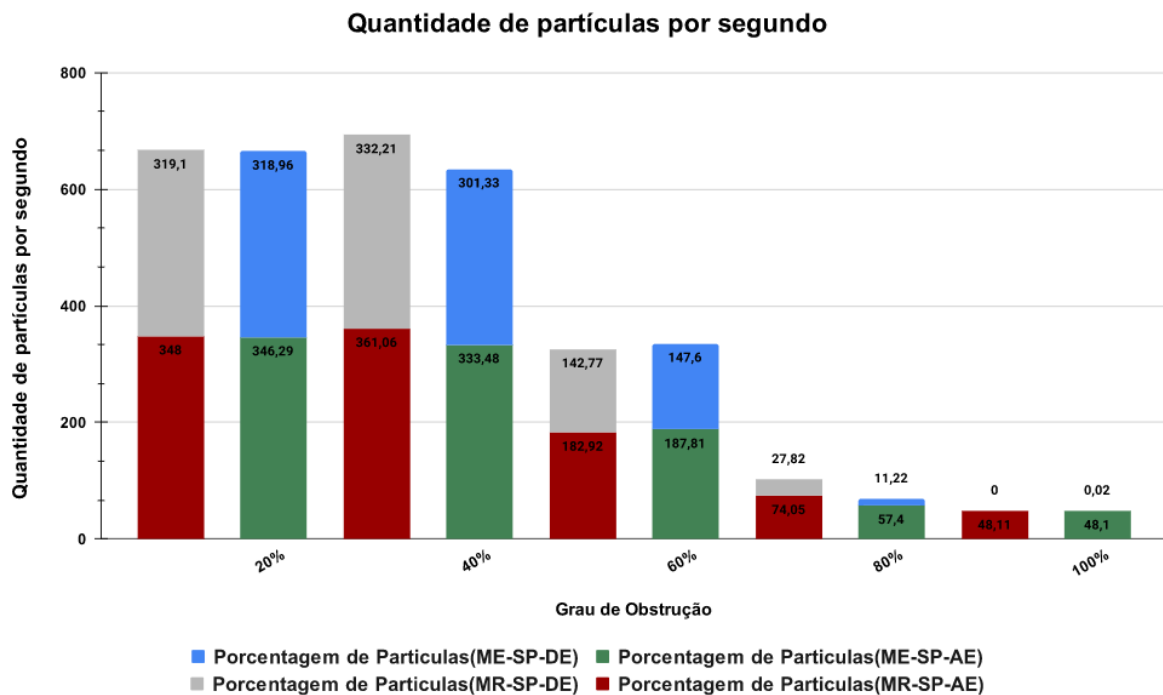
Uma observação também importante é o fator do fluxo pulsátil e não pulsátil. Comparando os gráficos das Figuras 24 e 25 podemos analisar o volume de partículas que passaram antes e depois da estenose foi maior no fluxo não pulsátil em relação ao fluxo pulsátil, tanto com o tecido elástico como rígido.

5.5.1 Análise do fluxo sanguíneo com coágulo de gordura em vários graus de estenose

O estreitamento nos vasos sanguíneos pode ser acúmulo de substâncias inflamatórias e aos depósitos de colesterol. Por essas circunstâncias também optamos por realizar outros teste posicionando o coágulo de gordura na parede do vaso. Na Tabela 4 foram definidos os passos das simulações.

A Figura 26 mostra os resultados adquiridos das simulações com o fluxo não pulsátil em diferentes graus de estenose.

Figura 26 – Análise do comportamento do fluxo não pulsátil com tecido (rígido e elástico) em diferentes tamanhos do coágulo de gordura. No gráfico o eixo Y é a quantidade de partículas e o eixo X o grau de obstrução da estenose. Na legenda cores representam a quantidade de partículas por segundo. A cor vermelha usar a Malha Rígida - Com pulsação - Antes da Estenose (MR-SP-AE), cinza é a Malha Rígida - Sem Pulsação - Depois da Estenose (MR-SP-DE), verde a Malha é Elástica -Sem Pulsação - Antes da Estenose (ME-SP-AE) e o azul a Malha é Elástica -Sem Pulsação - Depois da Estenose (ME-SP-DE).



Fonte: Autor (2022)

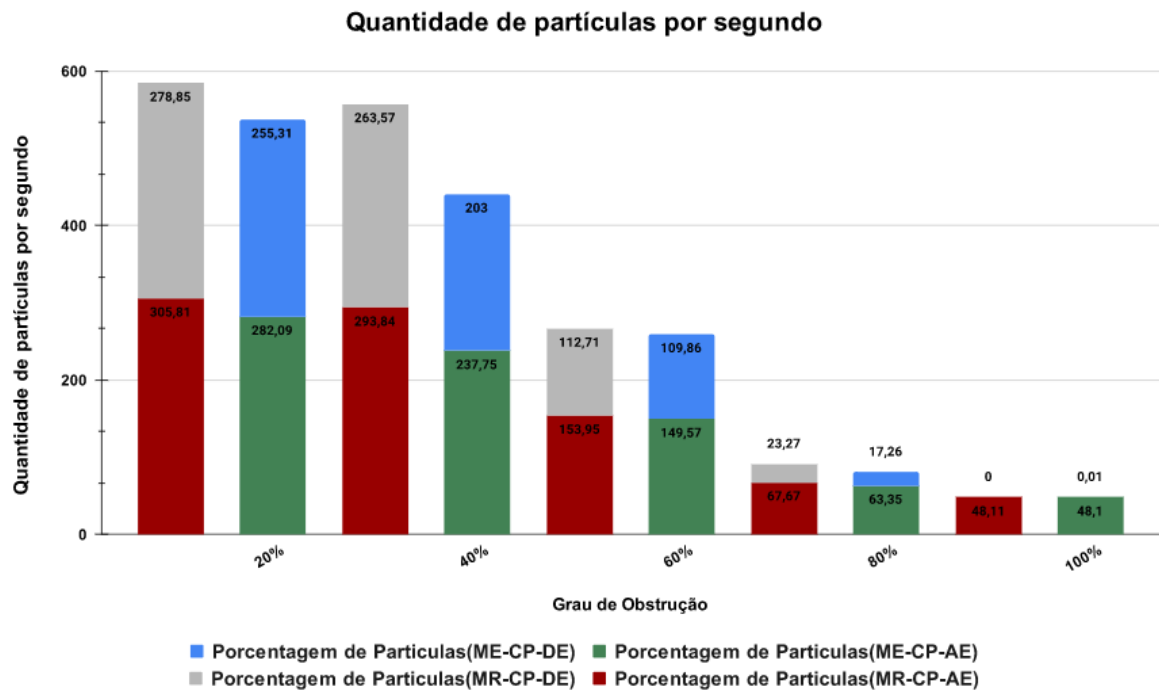
No gráfico presente da Figura 26 podemos observar que durante as simulações com 20% e 40% de obstrução a quantidade de partículas não teve grande discrepância, pois, os resultados foram próximos, tanto para a simulação com o tecido rígido quanto elástico. Já com 60% de obstrução, o gráfico mostrou que a tecido elástico computou maior numero de

partículas por segundo que o tecido rígido, diferentemente dos outros graus de estenose onde o tecido rígido apresentou maior numero de partículas nas simulações.

Quando as simulações foram realizadas com 100% de obstrução pode observar um fator importante no comportamento do fluxo sanguíneo. Segundo a literatura o corpo humano se adapta diversas situações, é o sistema cardiovascular é um deles. Em pacientes que apresentam anomalias no fluxo, sendo microcalcificação ou estreitamento originado por acumulo de gordura, devido a alguns vasos sanguíneos conter o tecido laminar elástico, os vasos se dilatam compensando o fluxo para não apresentar alterações na circulação sanguínea. Nas nossas simulações, podemos observar que durante a simulação com 100% de obstrução a malha sofreu uma pequena dilatação que resultou em 0,02 após a obstrução da estenose, diferentemente do tecido rígido que não obteve nem uma partícula após a estenose.

A Figura 27 trás os resultados obtidos da simulação no fluxo pulsátil com o tecido elástico e rígido.

Figura 27 – Análise do comportamento do fluxo pulsátil com tecido (rígido e elástico) em diferentes tamanhos do coágulo de gordura. No gráfico o eixo Y é a quantidade de partículas e o eixo X o grau de obstrução da estenose. Na legenda cores representam a quantidade de partículas por segundo. A cor vermelha usar a Malha Rígida - Com pulsação - Antes da Estenose (MR-CP-AE), cinza é a Malha Rígida - Sem Pulsação - Depois da Estenose (MR-CP-DE), verde a Malha é Elástica -Sem Pulsação - Antes da Estenose (ME-CP-AE) e o azul a Malha é Elástica -Sem Pulsação - Depois da Estenose (ME-CP-DE).



Fonte: Autor (2022)

A Figura 27 realiza o mesmo experimento variando o grau obstrução no vaso sanguíneo, mas no fluxo pulsátil.

Fazendo uma análise sobre o gráfico da Figura 27, podemos identificar que, as simulações com o tecido elástico obteve maior quantidade de partículas por unidade de segundo em relação a simulação com o tecido elástico. Outro ponto a ser abordado é que a medida que o grau de obstrução aumentava na parede do vaso sanguíneo, o numero de partículas era menor por conta do estreitamento no tubo.

5.5.2 Condições de calibramento das molas

Em algumas simulações durante o experimento, houve um vazamento de fluido por conta da elasticidade aplicada no tecido do vaso. A Figura 28 mostra algumas simulações que ocorreram esse rompimento na malha do vaso.

Figura 28 – Falha de simulação: Condições de calibramento das molas da malha elástica



A Figura 28 mostra algumas simulações com o tecido elástico onde provocou o vazamento do fluido. Esses casos aconteceram com mais frequência quando grau de obstrução no vaso sanguíneo é maior que 50%, pois, o numero de colisões com o tecido do vaso aumenta provocando um maior deslocamento. Como na literatura não encontramos parâmetros para analisar qual a constante da mola é satisfatória para adequar a nossa simulação, tivemos que alterar valores da constante para avaliar quando constante era adequada, assim evitamos que o fluido provoca-se um rompimento na malha.

5.5.3 Simulação com código paralelizado da pesquisa de vizinhança das partículas

Como mencionado na seção 2.1.1, paralelizamos parte do código para analisar o ganho computacional do simulador. A paralelização do algoritmo também é importante para que o usuário do sistema possa ter uma sensação real que a simulação tem aspectos semelhantes ao um fluxo sanguíneo de um exame, e até mesmo para a análise ser verídica ao comparar com experimentos já legitimados pela literatura.

Para verificar qual etapa do processo é mais custosa, analisamos dois cenários em um mesmo vaso sanguíneo: com e sem obstrução. As Tabelas 5 e 6 expõem os resultados adquiridos na simulações.

Tabela 5 – Simulação com obstrução do vaso sanguíneo: Média de tempos de cada etapa do processo

Etapas	Tempo
Pesquisa na vizinhança	5.83586 ms
Cálculo da pressão	0.597468 ms
Cálculo das Forças	1.84314 ms
Teste de colisão	1.94396 ms
Renderização das esferas	1.85982 ms
Tempo total de simulação	18.0144 ms

O link: (<https://youtu.be/comObstrucao>) é um exemplo da simulação com a obstrução do vaso sanguíneo

Tabela 6 – Simulação sem obstrução do vaso sanguíneo: Média de tempos de cada etapa do processo

Etapas	Tempo
Pesquisa na vizinhança	5.6558 ms
Cálculo da pressão	0.593213 ms
Cálculo das Forças	1.8844 ms
Teste de colisão	1.48827 ms
Renderização das esferas	0.624199 ms
Tempo total de simulação	14.8317 ms

Link: (<https://youtu.be/semObtrucao>) da simulação sem a obstrução do vaso sanguíneo.

Observa-se que o maior gasto de tempo ainda é no cálculo das relações de vizinhança, o que mostra que, para uma aceleração dos processos, essa etapa é que deve ser trabalhada.

Comparando os resultados adquiridos nas Tabelas 5 e 6, podemos observar que o tempo computacional da simulação sem obstrução foi menor em relação a simulação com a obstrução do vaso sanguíneo, conseqüentemente o número médio de colisões também foi menor. Embora sejam resultados parciais, sabemos que a quantidade de colisões influencia significativamente no tempo computacional. Por isso, estamos paralelizando os algoritmos para melhorar e possibilitar ao usuário uma sensação de uma circulação sanguínea real.

6 Conclusão

Segundo a literatura, a presença de cateteres pode perturbar ou alterar o fluxo nas lesões. Por outro lado, desenvolver simuladores para avaliar o fluxo sanguíneo pode ser uma boa alternativa para um diagnóstico segundo ponto de vista para o especialista (BANERJEE *et al.*, 2000).

Vários trabalhos recentes utilizaram o algoritmo de massa-mola no treinamento de procedimentos cirúrgicos ou diagnóstico médico (FARHANG; FORUZAN; CHEN, 2016; GUO *et al.*, 2017; JUNIOR; BÍSCARO, 2019). Isso indica que o desenvolvimento de simuladores que podem ser utilizados para treinamento médico é de grande importância, pois podem auxiliar não apenas na sua formação acadêmica, mas também em sua rotina de trabalho, pois permitem a visualização de diversos cenários com antecedência e, portanto, a preparação para possíveis imprevistos. Além disso, possibilita aos especialistas entender melhor o comportamento do sangue durante o processo de circulação sanguínea de artérias saudáveis e estenóticas.

Ao analisar os resultados extraído durante as simulações podemos observar que o fluxo sanguíneo apresenta alterações quando comparado o tipo de tecido do vaso (rígido x elástico) e também as ondas de pulso na corrente sanguínea.

Observamos nas simulações que a quantidade de partículas é maior quando usamos o vaso sanguíneo rígido. Isso acontece pois o tecido elástico ao sofrer colisões com as partículas de sangue apresenta uma força de repulsão menor devido as propriedade de elasticidade do tecido em relação a tecido rígido. Desta forma, as partículas tente a atingir uma maior velocidade quando o vaso sanguíneo é rígido, pois, ao colidir a força de repulsão é maior em relação ao vaso elástico.

Em relação ao grau de estenose, podemos analisar que a medida que aumenta o grau de obstrução diminui a corrente sanguínea. Segundo a literatura, em alguns caso, o nosso sistema cardiovascular compensa o fluxo, dilatando os vasos sanguíneos para não alterar o funcionamento da corrente sanguínea, porém, a medida que vamos envelhecendo, os vasos tende a ter uma maior rigidez. De modo, o nosso sistemas cardiovascular pode não conseguir mas compensar a má circulação, resultando em doenças cardíacas.

Com isso, o desenvolvimento de simuladores para análise de fluxo sanguíneo em vasos com vários graus de estenose é de grande importância para a comunidade científica,

pois, ajudar a entender melhor o comportamento do fluxo sanguíneo usando técnicas não invasivas. Além do que, entender sobre as propriedades do sangue e das camadas de tecido dos vasos sanguíneos são de grande importância para entender o funcionamento do sistema cardiovascular.

No nosso estudo, desenvolvemos um simulador para análise de fluxo sanguíneo em vários graus de estenose e também espera-se publicações científicas com a descrição dos métodos propostos.

6.1 Limitações e Trabalhos Futuros

- **Calibração do coeficiente de rigidez da malha elástica:** O nosso estudo teve como foco a análise do fluxo sanguíneo em vários graus de estenose. Durante os experimentos observamos a necessidade de aperfeiçoar a elasticidade de mola do tecido lamina elástico. Como não encontramos dados na literatura para aplicar uma constante que satisfaça as condições reais da elasticidade da camada lâmina elástica, abrimos uma lacuna neste aspecto.
- **Validação biológica:** Outra lacuna que foi aberta com o desenvolvimento desse estudo, é a validação biológica dos dados extraído nos experimentos. Validar esses dados com dados reais de fluxo sanguíneo para validar se o funcionamento está de acordo com o esperado.
- **Passar a implementação para GPU:** Um possível estudo futuro é passar toda implementação desenvolvida para programação em GPU. Alguns parte do código já estão em GPU, mas não todo o código. Como ficou claro pelos testes de tempo, a parte mais lenta é o calculo das relações de vizinhança, que deve receber prioridade na futura versão em GPU.

Melhorar a visualização do escoamento sanguíneo: Durante o projeto melhoramos a visualização do escoamento sanguíneo em algumas partes. Porém, existem algoritmos de visualização que podem melhorar ainda mas a visualização do escoamento no *simulador*.

7 Publicações

Mediantes aos resultados obtidos na pesquisa, conseguimos uma publicação *Bioinformatics And BioEngineering*.

- Junior, A. S. V. D. C., Bísaro, H. H. (2019, October). Blood Flow SPH Simulation with Elastic Deformation of Blood Vessels. In 2019 IEEE 19th International Conference on Bioinformatics and Bioengineering (BIBE) (pp. 532-538). IEEE.

Referências

- ABDULLATEEF, S.; MARISCAL-HARANA, J.; KHIR, A. W. Impact of tapering of arterial vessels on blood pressure, pulse wave velocity, and wave intensity analysis using one-dimensional computational model. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*, Wiley Online Library, v. 37, n. 11, p. e3312, 2021. Citado na página 35.
- AL-SAAD, M. *Blood flow simulation using smooth particle hydrodynamics*. Tese (Doutorado) — Cardiff University, 2017. Citado 4 vezes nas páginas 25, 26, 38 e 57.
- AMINDARI, A.; YALÇIN, H. Numerical assessment of turbulent flow downstream of stenosed aortic valve with flexible leaflets using fluid-solid interactions approach. In: *2014 IEEE International Conference on Bioinformatics and Bioengineering*. [S.l.: s.n.], 2014. p. 315–319. Citado 2 vezes nas páginas 40 e 41.
- BANERJEE, R. K.; BACK, L. H.; BACK, M. R.; CHO, Y. I. Physiological flow simulation in residual human stenoses after coronary angioplasty. *J. Biomech. Eng.*, v. 122, n. 4, p. 310–320, 2000. Citado 2 vezes nas páginas 36 e 73.
- BATINA, J. T. Unsteady euler airfoil solutions using unstructured dynamic meshes. *AIAA journal*, v. 28, n. 8, p. 1381–1388, 1990. Citado 2 vezes nas páginas 31 e 32.
- BERNASCHI, M.; MATSUOKA, S.; BISSON, M.; FATICA, M.; ENDO, T.; MELCHIONNA, S. Petaflop biofluidics simulations on a two million-core system. In: *SC '11: Proceedings of 2011 International Conference for High Performance Computing, Networking, Storage and Analysis*. [S.l.: s.n.], 2011. p. 1–12. ISSN 2167-4329. Citado na página 40.
- BERNSDORF, J.; HARRISON, S. E.; SMITH, S. M.; LAWFORD, P. V.; HOSE, D. R. Concurrent numerical simulation of flow and blood clotting using the lattice boltzmann technique. In: *11th International Conference on Parallel and Distributed Systems (ICPADS'05)*. [S.l.: s.n.], 2005. v. 2, p. 336–340. ISSN 1521-9097. Citado na página 40.
- BIOLCHINI, J.; MIAN, P. G.; NATALI, A. C. C.; TRAVASSOS, G. H. Systematic review in software engineering. *System Engineering and Computer Science Department COPPE/UFRJ, Technical Report ES*, v. 679, n. 05, p. 45, 2005. Citado na página 37.
- BÍSCARO, H. H.; NUNES, F. L.; OLIVEIRA, J. dos S.; PEREIRA, G. R. Comparing efficient data structures to represent geometric models for three-dimensional virtual medical training. *Journal of biomedical informatics*, Elsevier, v. 63, p. 195–211, 2016. Citado na página 31.
- BRERETON, P.; KITCHENHAM, B. A.; BUDGEN, D.; TURNER, M.; KHALIL, M. Lessons from applying the systematic literature review process within the software engineering domain. *Journal of systems and software*, Elsevier, v. 80, n. 4, p. 571–583, 2007. Citado na página 37.
- BRUYNE, B. de; BARTUNEK, J.; SYS, S. U.; PIJLS, N. H.; HEYNDRICKX, G. R.; WIJNS, W. Simultaneous coronary pressure and flow velocity measurements in humans: feasibility, reproducibility, and hemodynamic dependence of coronary flow velocity reserve,

hyperemic flow versus pressure slope index, and fractional flow reserve. *Circulation*, Am Heart Assoc, v. 94, n. 8, p. 1842–1849, 1996. Citado na página 36.

CHANGDAR, S.; DE, S. Investigation of nanoparticle as a drug carrier suspended in a blood flowing through an inclined multiple stenosed artery. *BioNanoScience*, v. 8, n. 1, p. 166–178, 2018. Cited By 2. Citado na página 40.

CHUGANI, M.; SAVIC, M.; MACEK, Z. A mathematical model of blood flow through stenotic arteries. In: *Proceedings of 1994 20th Annual Northeast Bioengineering Conference*. [S.l.: s.n.], 1994. p. 13–19. Citado na página 40.

CONTRERAS-SILVA, J.; VÁZQUEZ-HERNÁNDEZ, M.; GARCÍA-NOCETTI, D. F.; ACEVEDO-CONTLA, P. Simulation of an artery with stenosis using the finite element method (fem). In: *2017 Global Medical Engineering Physics Exchanges/Pan American Health Care Exchanges (GMEPE/PAHCE)*. [S.l.: s.n.], 2017. p. 1–1. ISSN 2327-817X. Citado 2 vezes nas páginas 18 e 36.

COTIN, S.; DELINGETTE, H.; CLEMENT, J.; TASSETTI, V.; MARESCAUX, J.; AYACHE, N. Volumetric deformable models for simulation of laparoscopic surgery. In: *Computer Assisted Radiology*. [S.l.: s.n.], 1996. v. 1. Citado na página 17.

CUNDALL, P. A.; STRACK, O. D. A discrete numerical model for granular assemblies. *geotechnique*, v. 29, n. 1, p. 47–65, 1979. Citado na página 33.

CUNHA, Í. L. L. d. *Estrutura de dados mate face e aplicações em geração e movimento de malhas*. Tese (Doutorado) — Universidade de São Paulo, 2009. Citado 2 vezes nas páginas 31 e 32.

DESBRUN, M.; GASCUEL, M.-P. Smoothed particles: A new paradigm for animating highly deformable bodies. Springer, p. 61–76, 1996. Citado na página 21.

FARHANG, S.; FORUZAN, A. H.; CHEN, Y.-W. A real-time stable volumetric mass-spring model based on a multi-scale mesh representation. In: *IEEE. Biomedical Engineering and 2016 1st International Iranian Conference on Biomedical Engineering (ICBME), 2016 23rd Iranian Conference on*. [S.l.], 2016. p. 165–169. Citado 2 vezes nas páginas 33 e 73.

FLORES, R. A.; ARMENTA-VILLALOBOS, D.; RAMIREZ-CENTENO, E.; HARRISON-RAGLE, D.; CARRILLO, L. G. D. May thurner syndrome: Sixty years later. *Phlebology*, n. 1, p. 5–13, 2021. Citado na página 46.

FONSECA, A. R. *Algoritmos eficientes em métodos sem malha*. Tese (Doutorado) — Tese de D. Sc., Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte Minas . . . , 2011. Citado na página 34.

GAO, C.; ZHANG, P.; BLUESTEIN, D. Multiscale modeling of mechanotransduction processes in flow-induced platelet activation. In: *2016 IEEE 2nd International Conference on Big Data Security on Cloud (BigDataSecurity), IEEE International Conference on High Performance and Smart Computing (HPSC), and IEEE International Conference on Intelligent Data and Security (IDS)*. [S.l.: s.n.], 2016. p. 274–279. Citado na página 40.

- GAO, C.; ZHANG, P.; MAROM, G.; DENG, Y.; BLUESTEIN, D. Reducing the effects of compressibility in dpd-based blood flow simulations through severe stenotic microchannels. *Journal of Computational Physics*, v. 335, p. 812–827, 2017. Cited By 1. Citado na página 40.
- GHOLAMI, B.; COMERFORD, A.; ELLERO, M. Sph simulations of wbc adhesion to the endothelium: the role of haemodynamics and endothelial binding kinetics. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, v. 14, n. 6, p. 1317–1333, 2015. Cited By 2. Citado na página 40.
- GRIGIONI, M.; DANIELE, C.; MORBIDUCCI, U.; GAUDIO, C. D.; D’AVENIO, G.; BALDUCCI, A.; BARBARO, V. A mathematical description of blood spiral flow in vessels: application to a numerical study of flow in arterial bending. *Journal of Biomechanics*, v. 38, n. 7, p. 1375 – 1386, 2005. ISSN 0021-9290. Citado na página 40.
- GRIMM, J.; VARGO, J. A.; MAVROIDIS, P.; MOISEENKO, V.; EMAMI, B.; JAIN, S.; CAUDELL, J. J.; CLUMP, D. A.; LING, D. C.; DAS, S. *et al.* Initial data pooling for radiation dose-volume tolerance for carotid artery blowout and other bleeding events in hypofractionated head and neck retreatments. *International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics*, Elsevier, v. 110, n. 1, p. 147–159, 2021. Citado na página 51.
- GUO, S.; CAI, X.; GAO, B.; YANG, Q.; ZHAO, Y.; XIAO, N. Tensor-mass model based real-time simulation of vessel deformation and force feedback for the interventional surgery training system. In: IEEE. *Mechatronics and Automation (ICMA), 2017 IEEE International Conference on*. [S.l.], 2017. p. 433–438. Citado na página 73.
- HOLLAND, M. I.; POP, S. R.; JOHN, N. W. Vr cardiovascular blood simulation as decision support for the future cyber hospital. In: *2017 International Conference on Cyberworlds (CW)*. [S.l.: s.n.], 2017. p. 233–236. Citado na página 40.
- IHMSEN, M.; AKINCI, N.; BECKER, M.; TESCHNER, M. A parallel sph implementation on multi-core cpus. In: WILEY ONLINE LIBRARY. *Computer Graphics Forum*. [S.l.], 2011. v. 30, n. 1, p. 99–112. Citado na página 24.
- JUNIOR, A. S. V. D. C.; BÍSCARO, H. H. Blood flow sph simulation with elastic deformation of blood vessels. In: IEEE. *2019 IEEE 19th International Conference on Bioinformatics and Bioengineering (BIBE)*. [S.l.], 2019. p. 532–538. Citado 5 vezes nas páginas 22, 32, 34, 62 e 73.
- KIM, M.-C.; NAM, J.; LEE, C.-S. Near-wall deposition probability of blood elements as a new hemodynamic wall parameter. *Annals of Biomedical Engineering*, v. 34, n. 6, p. 958–970, 2006. Cited By 15. Citado na página 40.
- KITCHENHAM, B. Procedures for performing systematic reviews. *Keele, UK, Keele University*, v. 33, n. 2004, p. 1–26, 2004. Citado na página 37.
- KOSCHIER, D.; BENDER, J.; SOLENTHALER, B.; TESCHNER, M. Smoothed particle hydrodynamics techniques for the physics based simulation of fluids and solids. *arXiv preprint arXiv:2009.06944*, 2020. Citado 2 vezes nas páginas 23 e 24.
- KUMAR, V.; ABBAS, A. K.; ASTER, J. C. *Robbins basic pathology e-book*. [S.l.]: Elsevier Health Sciences, 2017. Citado 2 vezes nas páginas 35 e 36.

- LI, H.-b.; LU, X.-y.; FANG, H.-p.; LIN, Z.-f. Simulation of multi-particle suspensions in a quasi-two-dimensional symmetric stenotic artery with lattice boltzmann method. *Progress in Computational Fluid Dynamics, an International Journal*, Inderscience Publishers, v. 5, n. 1-2, p. 65–74, 2004. Citado na página 40.
- LI, R.; YU, J.; JIANG, C.; LUO, C.; WANG, Z. A mass-spring tongue model with efficient collision detection and response during speech. In: IEEE. *Chinese Spoken Language Processing (ISCSLP), 2014 9th International Symposium on*. [S.l.], 2014. p. 354–358. Citado na página 33.
- LIU, G.; LIU, M. *Smoothed Particle Hydrodynamics: A Meshfree Particle Method*. World Scientific, 2003. ISBN 9789812564405. Disponível em: https://books.google.com.br/books?id=_cwFMmEQvZQC. Citado na página 20.
- MESEURE, P.; CHAILLOU, C. Deformable body simulation with adaptive subdivision and cuttings. In: CITESEER. *Proceedings of the WSCG*. [S.l.], 1997. v. 97, p. 361–370. Citado na página 17.
- MIRZA, I.; ABDULHAMEED, M.; SHAFIE, S. Magnetohydrodynamic approach of non-newtonian blood flow with magnetic particles in stenosed artery. *Applied Mathematics and Mechanics (English Edition)*, v. 38, n. 3, p. 379–392, 2017. Cited By 7. Citado na página 40.
- MOHAMMED, M. G.; JASSIM, H. K. Numerical simulation of arterial pulse propagation using autonomous models. *International Journal of Nonlinear Analysis and Applications*, Semnan University, v. 12, n. 1, p. 841–849, 2021. Citado na página 17.
- MONAGHAN, J. Simulating free surface flows with sph. *J. Comput. Phys.*, Academic Press Professional, Inc., San Diego, CA, USA, v. 110, n. 2, p. 399–406, fev. 1994. ISSN 0021-9991. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1006/jcph.1994.1034>. Citado 2 vezes nas páginas 21 e 29.
- MONAGHAN, J. J. Smoothed particle hydrodynamics and its diverse applications. *Annual Review of Fluid Mechanics*, Annual Reviews, v. 44, p. 323–346, 2012. Citado na página 20.
- MORRIS, J. P.; FOX, P. J.; ZHU, Y. Modeling low reynolds number incompressible flows using sph. *Journal of computational physics*, Elsevier, v. 136, n. 1, p. 214–226, 1997. Citado na página 27.
- MÜLLER, M.; SCHIRM, S.; TESCHNER, M. Interactive blood simulation for virtual surgery based on smoothed particle hydrodynamics. *Technol. Health Care*, IOS Press, Amsterdam, The Netherlands, The Netherlands, v. 12, n. 1, p. 25–31, fev. 2004. ISSN 0928-7329. Disponível em: <http://dl.acm.org/citation.cfm?id=1011146.1011149>. Citado na página 21.
- NEUBER, H. Theory of stress concentration for shear-strained prismatical bodies with arbitrary nonlinear stress-strain law. *Journal of applied mechanics*, American Society of Mechanical Engineers, v. 28, n. 4, p. 544–550, 1961. Citado na página 31.
- NOBREGA, T. H. C.; CARVALHO, D. D. B.; WANGENHEIM, A. von. Simplified simulation and visualization of tubular flows with approximate centerline generation. In:

- 2009 22nd IEEE International Symposium on Computer-Based Medical Systems. [S.l.: s.n.], 2009. p. 1–7. ISSN 1063-7125. Citado na página 40.
- NØRGAARD, B. L.; LEIPSIC, J.; GAUR, S.; SENEVIRATNE, S.; KO, B. S.; ITO, H.; JENSEN, J. M.; MAURI, L.; BRUYNE, B. D.; BEZERRA, H. *et al.* Diagnostic performance of noninvasive fractional flow reserve derived from coronary computed tomography angiography in suspected coronary artery disease: the next trial (analysis of coronary blood flow using ct angiography: Next steps). *Journal of the American College of Cardiology*, Journal of the American College of Cardiology, v. 63, n. 12, p. 1145–1155, 2014. Citado 2 vezes nas páginas 17 e 49.
- PAIVA, A.; PETRONETTO, F.; TAVARES, G.; LEWINER, T. Simulação de fluidos sem malha: Uma introdução ao método sph. *IMPA: Rio de Janeiro*, v. 27, p. 41, 2009. Citado na página 20.
- PARK, S.; MIN, Y.; KANG, M.; KIM, K.; JI, H. In vitro hemodynamic study on the stenotic right coronary artery using experimental and numerical analysis. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, v. 10, n. 4, p. 695–712, 2010. Cited By 3. Citado na página 40.
- PEDUZZI, L. O.; PEDUZZI, S. S. O conceito de força no movimento e as duas primeiras leis de newton. *Cad. Cat. Ens. Fis*, v. 2, n. 1, p. 6–15, 1985. Citado na página 33.
- PEIXOTO, D. E. B. *Análise do fluxo sanguíneo colateral em pacientes com AVC isquêmico por oclusão proximal da artéria cerebral média*. Tese (Doutorado) — Universidade de São Paulo. Citado na página 48.
- PETERSON, L. H. The dynamics of pulsatile blood flow. *Circulation Research*, Am Heart Assoc, v. 2, n. 2, p. 127–139, 1954. Citado 2 vezes nas páginas 35 e 36.
- PFITZNER, J. Poiseuille and his law. *Anaesthesia*, Wiley Online Library, v. 31, n. 2, p. 273–275, 1976. Citado na página 25.
- QIN, Y.; WU, J.; HU, Q.; GHISTA, D.; WONG, K. Computational evaluation of smoothed particle hydrodynamics for implementing blood flow modelling through ct reconstructed arteries. *Journal of X-ray science and technology*, v. 25, n. 2, p. 213–232, 2017. Cited By 5. Citado na página 40.
- QIN, Y.; WU, J.; WANG, H.; HU, Q. Simulation of contrast medium propagation in virtual vascular interventional radiology. In: *2015 12th International Conference on Fuzzy Systems and Knowledge Discovery (FSKD)*. [S.l.: s.n.], 2015. p. 2587–2592. Citado na página 40.
- SCHECHTER, H.; BRIDSON, R. Ghost sph for animating water. *ACM Trans. Graph.*, ACM, New York, NY, USA, v. 31, n. 4, p. 61:1–61:8, jul. 2012. ISSN 0730-0301. Disponível em: <http://doi.acm.org/10.1145/2185520.2185557>. Citado na página 21.
- SIA, S.; ZHAO, X.; YU, Y.; ZHANG, Y. Multiphase particle-in-cell simulation in severe internal carotid artery stenosis. Citado na página 40.
- SOARES, I. P. *Movimento de malhas e remalhamento de malhas superficiais*. Tese (Doutorado) — Universidade de São Paulo, 2007. Citado 2 vezes nas páginas 32 e 33.

- SOUSA, E. *A influência do número de molas destacáveis na taxa de oclusão dos aneurismas cerebrais submetidos à embolização percutânea: estudo caso controle [tese]* Brasília, DF: Universidade de Brasília; 2018. Citado na página 48.
- SOUSA, T. C. Simulação computacional do sangue usando o método smoothed particle hydrodynamics (sph). In: ESCOLA DE ARTES, CIÊNCIAS E HUMANIDADES, UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO. *Dissertação (Mestrado em Sistemas de Informação)*. [S.l.], 2020. Citado 2 vezes nas páginas 25 e 30.
- STOKES, G. G. *et al. On the effect of the internal friction of fluids on the motion of pendulums*. [S.l.]: Pitt Press Cambridge, 1851. v. 9. Citado na página 27.
- STULA, I.; KOJUNDZIC, S. L.; GUIC, M. M.; NOVAK, K. Carotid artery stenosis in correlation with neck and carotid artery anatomy. *Vascular*, SAGE Publications Sage UK: London, England, p. 17085381211018603, 2021. Citado 2 vezes nas páginas 47 e 51.
- TESCHE, C.; CECCO, C. N. D.; ALBRECHT, M. H.; DUGUAY, T. M.; BAYER, R. R.; LITWIN, S. E.; STEINBERG, D. H.; SCHOEPF, U. J. Coronary ct angiography–derived fractional flow reserve. *Radiology*, Radiological Society of North America, v. 285, n. 1, p. 17–33, 2017. Citado na página 36.
- VAHIDI, B.; FATOURAEE, N. Large deforming buoyant embolus passing through a stenotic common carotid artery: A computational simulation. *Journal of Biomechanics*, v. 45, n. 7, p. 1312–1322, 2012. Cited By 16. Citado 2 vezes nas páginas 40 e 41.
- VARGAS, M.; ARGENTA, M. A. Uma representação do fluxo sanguíneo pulsátil em artérias ou veias usando lattice boltzmann. *Caderno Brasileiro de Ensino de Física*, v. 37, n. 4, 2015. Citado na página 41.
- VEIT, E. A.; MORS, P. M.; TEODORO, V. D. Ilustrando a segunda lei de newton no século xxi. *Revista Brasileira de Ensino de Física*, SciELO Brasil, v. 24, n. 2, p. 176–184, 2002. Citado na página 18.
- WIRATAMA, K.; YUGOPUSPITO, P.; MARGARETHA, H. Performance evaluation of simulated smoothed particle hydrodynamics method in pulsating atherosclerotic blood vessel. In: *2016 International Conference on Informatics and Computing (ICIC)*. [S.l.: s.n.], 2016. p. 400–405. Citado na página 40.