



**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
“JÚLIO DE MESQUITA FILHO”**

CÂMPUS DE ILHA SOLTEIRA

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA

LUCCAS DAVID ALVES GUASTAFERRO

**INFLUÊNCIA DA EMBOLIZAÇÃO E CLIPAGEM NA HEMODINÂMICA DE
ANEURISMAS INTRACRANIANOS**

Ilha Solteira – SP

2026



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
“JÚLIO DE MESQUITA FILHO”

CÂMPUS DE ILHA SOLTEIRA

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA

Influência da Embolização e Clipagem na Hemodinâmica de Aneurismas Intracranianos

Luccas David Alves Guastafarro

Orientador: Prof. Dr. José Luiz Gasche

Professor do Departamento de Engenharia de Mecânica
Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira - UNESP

Co-orientador: Prof. Dr. Iago Lessa de Oliveira

Professor do Departamento de Engenharia de Mecânica
Faculdade de Engenharia de Bauru - UNESP

Dissertação apresentada à Faculdade de Engenharia -
UNESP – Campus de Ilha Solteira, para obtenção do
título de Mestre em Engenharia Mecânica. Área de
Conhecimento: Mecânica dos Fluidos

Ilha Solteira – SP

2026

FICHA CATALOGRÁFICA

Desenvolvido pelo Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação

- G917i Guastafarro, Luccas David Alves.
Influência da embolização e clipagem na hemodinâmica de aneurismas intracranianos / Luccas David Alves Guastafarro. -- Ilha Solteira: [s.n.], 2025
80 f. : il.
- Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) - Universidade Estadual Paulista (UNESP), Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira. Área de conhecimento: Engenharia Mecânica, 2025
- Orientador: Jose Luiz Gasche
Coorientador: Iago Lessa De Oliveira
Inclui bibliografia
1. Aneurismas intracranianos. 2. Parâmetros hemodinâmicos. 3. Simulação numérica.

IMPACTO POTENCIAL DESTA PESQUISA

Esta pesquisa contribui cientificamente para a compreensão dos efeitos da embolização endovascular e da clipagem cirúrgica na hemodinâmica de aneurismas intracranianos, por meio da análise de parâmetros como TAWSS e OSI obtidos via simulação numérica. O uso da Dinâmica dos Fluidos Computacional aplicada a geometrias reais de pacientes representa um avanço técnico e inovador, oferecendo uma metodologia reprodutível e de baixo custo para apoio ao planejamento e à avaliação de tratamentos neurocirúrgicos. Do ponto de vista social e econômico, os resultados podem auxiliar na redução do risco de ruptura, sequelas neurológicas e custos hospitalares associados. A pesquisa fortalece a formação de recursos humanos qualificados, promove a integração entre engenharia e saúde, possui potencial de internacionalização e apresenta relevância local, regional e nacional ao abordar um problema de saúde pública. Além disso, contribui para o desenvolvimento sustentável ao utilizar simulações numéricas como alternativa complementar a abordagens experimentais e clínicas invasivas.

POTENTIAL IMPACT OF THIS RESEARCH

This research contributes to the scientific understanding of the effects of endovascular embolization and surgical clipping on the hemodynamics of intracranial aneurysms through the analysis of parameters such as TAWSS and OSI obtained via numerical simulation. The application of Computational Fluid Dynamics to patient-specific geometries represents a technical and innovative advancement, providing a reproducible and cost-effective methodology to support neurosurgical planning and treatment evaluation. From a social and economic perspective, the findings may help reduce rupture risk, neurological sequelae, and associated healthcare costs. The study supports the training of qualified professionals, strengthens the integration between engineering and health sciences, shows potential for internationalization, and is locally, regionally, and nationally relevant by addressing a significant public health issue. Furthermore, it aligns with sustainable development principles by promoting numerical simulations as a complementary alternative to invasive experimental and clinical approaches.

CERTIFICADO DE APROVAÇÃO

TÍTULO DA DISSERTAÇÃO: INFLUÊNCIA DA EMBOLIZAÇÃO E CLIPAGEM NA HEMODINÂMICA DE ANEURISMAS INTRACRANIANOS

AUTOR: LUCAS DAVID ALVES GUASTAFERRO

ORIENTADOR: JOSE LUIZ GASCHE

COORDENADOR: IAGO LESSA DE OLIVEIRA

Aprovado como parte das exigências para obtenção do Título de Mestre em Engenharia Mecânica,
área: Ciências Térmicas pela Comissão Examinadora:


Prof. Dr. JOSE LUIZ GASCHE (Participação Virtual)

Departamento de Engenharia Mecânica / UNESP / Câmpus de Ilha Solteira - FEIS

Documento assinado digitalmente

gov.br

ALUISIO VIAIS PANTALEÃO

Data: 20/12/2025 09:11:30-0300

verifique em <https://validar.id.gov.br>

Prof. Dr. ALUISIO VIAIS PANTALEÃO (Participação Virtual)

Departamento de Engenharia Mecânica / UNESP / Câmpus de Ilha Solteira - FEIS

Documento assinado digitalmente

gov.br

VICENTE LUIZ SCALON

Data: 19/12/2025 19:26:30-0300

verifique em <https://validar.id.gov.br>

Prof. Dr. VICENTE LUIZ SCALON (Participação Virtual)

Departamento de Engenharia Mecânica / UNESP / Câmpus de Bauri - FEB

Ilha Solteira, 19 de dezembro de 2025.

RESUMO

Aneurismas intracranianos são distúrbios vasculares caracterizados por dilatações anormais nas artérias que irrigam o cérebro. A ruptura de um aneurisma intracraniano é uma condição grave, com taxa de mortalidade que varia entre 40% e 60%, além de um alto risco de danos permanentes. O objetivo deste trabalho é investigar o escoamento sanguíneo em dois aneurismas intracranianos antes e depois de uma intervenção cirúrgica, focando na avaliação dos parâmetros hemodinâmicos, como a tensão cisalhamento na parede média (TAWSS) e o índice de oscilação cisalhante (OSI), que são reconhecidos como influenciadores no surgimento, crescimento e ruptura de aneurismas. Para isso, o escoamento em dois aneurismas, situados na mesma superfície arterial, foi resolvido numericamente: um que passou por um processo de embolização e outro que foi submetido a clipagem. As geometrias dos aneurismas foram obtidas por meio de exames de angiografia por subtração digital, com as superfícies geradas pelo software VMTK e a malha computacional criada com o *snappyHexMesh*, implementado no OpenFOAM. A simulação do escoamento foi realizada utilizando o solver PISO, adequado para escoamentos transientes incompressíveis. Os resultados mostraram diferenças significativas nas condições hemodinâmicas nas regiões específicas do aneurisma. No aneurisma embolizado, o valor máximo de TAWSS foi de 31 Pa antes do procedimento, enquanto após a intervenção, esse valor aumentou para 35 Pa. No entanto, é importante ressaltar que esse aumento ocorreu na região do material embolizante, o que não representa um risco para a parede arterial. No aneurisma clipado, o TAWSS máximo foi de 57 Pa antes do procedimento e reduziu para 34 Pa após o procedimento. O valor do OSI máximo passou de 0,48 para 0,46 após o procedimento de embolização. Para a região pré-clipada, os valores foram de 0,46 antes e 0,40 após o procedimento. Essas alterações indicam que o procedimento resultou em uma diminuição do estresse hemodinâmico nas paredes do aneurisma, reduzindo o risco de ruptura. Conclui-se que os parâmetros hemodinâmicos são cruciais na avaliação de risco e prognóstico de aneurismas intracranianos, e a metodologia utilizada, mostrou-se eficaz para simulações de escoamento, contribuindo para um entendimento mais profundo das condições que levam à formação e ruptura de aneurismas.

Palavras-chave: Aneurismas intracranianos; Parâmetros hemodinâmicos; Simulação numérica.

ABSTRACT

Intracranial aneurysms are vascular disorders characterized by abnormal dilations in the arteries that supply the brain. The rupture of an intracranial aneurysm is a serious condition, with a mortality rate ranging from 40% to 60%, in addition to a high risk of permanent damage. The aim of this work is to investigate blood flow in two intracranial aneurysms before and after a surgical intervention, focusing on the evaluation of hemodynamic parameters such as time-averaged wall shear stress (TAWSS) and oscillatory shear index (OSI), which are recognized as influencing factors in the onset, growth, and rupture of aneurysms. For this purpose, the flow in two aneurysms located on the same arterial surface was numerically solved: one treated by an embolization procedure and the other subjected to surgical clipping. The aneurysm geometries were obtained through digital subtraction angiography, with the surfaces generated using VMTK and the computational mesh created with snappyHexMesh, implemented in OpenFOAM. The flow simulation was performed using the PISO solver, suitable for transient incompressible flows. The results showed significant differences in hemodynamic conditions in specific regions of the aneurysm. In the embolized aneurysm, the maximum TAWSS value was 31 Pa before the procedure, while after the intervention this value increased to 35 Pa. However, it is important to emphasize that this increase occurred in the region of the embolization material, which does not represent a risk to the arterial wall. In the clipped aneurysm, the maximum TAWSS was 57 Pa before the procedure and decreased to 34 Pa after the procedure. The maximum OSI value changed from 0.48 to 0.46 after the embolization procedure. For the pre-clipped region, the values were 0.46 before and 0.40 after the procedure. These changes indicate that the procedure resulted in a reduction of hemodynamic stress on the aneurysm walls, decreasing the risk of rupture. It is concluded that hemodynamic parameters are crucial in the risk assessment and prognosis of intracranial aneurysms, and the methodology used proved to be effective for blood flow simulations, contributing to a deeper understanding of the conditions that lead to aneurysm formation and rupture.

Keywords: Intracranial aneurysms; Hemodynamic parameters; Numerical simulation.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Ilustração do aneurisma sacular e do fusiforme	13
Figura 2 – Ilustração do aneurisma sacular lateral e de bifurcação	15
Figura 3 – Ilustração do Bleb em um aneurisma	16
Figura 4 – Tipos do aneurisma fusiforme	18
Figura 5 – Polígono de Willis	20
Figura 6 – Processo de clipagem	21
Figura 7 – Processo de embolização	22
Figura 8 – Geometria vascular pré-tratamento cirúrgico	30
Figura 9 – Geometria vascular pós-tratamento cirúrgico	30
Figura 10 – (a) Região com aneurisma antes da embolização e (b) região pós-embolização	31
Figura 11 – Região do aneurisma antes da clipagem (a) e região após a clipagem (b)	31
Figura 12 – Malha computacional	33
Figura 13 – (a) Malha do aneurisma 1, (b) malha com vista interna do aneurisma 1, (c) malha do aneurisma 2 e (d) malha com vista interna do aneurisma 2.	34
Figura 14 – Malha da região de entrada do aneurisma	35
Figura 15 – Perfil de vazão volumétrica na entrada da ICA	39
Figura 16 – Região da entrada do escoamento do aneurisma	40
Figura 17 – Regiões de saída do escoamento do aneurisma	41
Figura 18 – Perfil de pressão sob a condição de resistência (aplicada em todas as saídas)	42
Figura 19 – Gráfico de convergência do TAWSS para geometria pós-tratamento	47
Figura 20 – Gráfico de convergência do OSI para geometria pós-tratamento	48
Figura 21 – Gráfico de convergência do TAWSS para geometria pré-tratamento	49
Figura 22 – Gráfico de convergência do OSI para geometria pré-tratamento	50

Figura 23 – Regiões dos aneurismas analisadas antes das operações cirúrgicas	51
Figura 24 – Regiões dos aneurismas analisadas após as operações cirúrgicas	52
Figura 25 – Campo de TAWSS da geometria vascular (a) pré-tratamento e (b) pós-tratamento	54
Figura 26 – Campos de TAWSS (a) do aneurisma pré-embolização e (b) região pós-emboliza	54
Figura 27 – Campo de TAWSS (a) da região pré-clipagem e (b) região pós-clipagem parcial	55
Figura 28 – Campo de OSI (a) geometria vascular antes do tratamento cirúrgico e (b) após tratamento cirúrgico	57
Figura 29 – Campo de OSI (a) região do aneurisma antes da embolização e (b) após embolização	58
Figura 30 – Campo de OSI (a) região do aneurisma antes da operação de clipagem e (b) após clipagem	58
Figura 31 – Campo de velocidade (a) da geometria vascular antes do tratamento cirúrgico e (b) após tratamento cirúrgico	60
Figura 32 – Campo de velocidade (a) região do aneurisma pré-embolização e (b) pós-embolização	61
Figura 33 – Campo de velocidade (a) região do aneurisma pré-clipagem e (b) região do aneurisma pós-clipagem	62
Figura 34 – Força hidrodinâmica resultante sobre a região do coil	63

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Dados das malhas e valores de TAWSS e OSI das simulações pós-tratamento	46
Tabela 2 – Dados da ordem aparente de convergência para simulação pós-tratamento	47
Tabela 3 – Valores do CGI e da verificação da simulação pós-tratamento	47
Tabela 4 – Dados das malhas e valores de TAWSS e OSI das simulações pré-tratamento	48
Tabela 5 – Ordem aparente de convergência dos dados TAWSS e OSI para simulação pré-tratamento	49
Tabela 6 – Valores do CGI e da verificação da simulação pré-tratamento	49
Tabela B. 1 – Principais parâmetros da seção castellatedMeshControls	76
Tabela B. 2 – Parâmetros principais da seção snapControls	77
Tabela B. 3 – Parâmetros principais da seção addLayersControls	78
Tabela B. 4 – Parâmetros principais da seção meshQualityControls	78

LISTA DE SIMBOLOS

WSS	Tensão de cisalhamento na parede
OSI	Índice de oscilação cisalhante
TAWSS	Tensão de cisalhamento média na parede
Re	Número de Reynolds
Q	Vazão volumétrica
r	Raio
τ	Tensão de cisalhamento
μ	Viscosidade dinâmica
ρ	Massa específica
$\vec{g}$	Vetor aceleração de gravidade
$\vec{V}$	Vetor velocidade
U	Velocidade média
u	Velocidade / vetor velocidade
ρ	Pressão
t	Tempo
n	Vetor normal
ϕ	Fluxo volumétrico no tempo
$q_n(t)$	Vazão volumétrica normalizada
$q_a(t)$	Vazão volumétrica instantânea
$\bar{q}_a$	Vazão volumétrica média
A	Área da seção transversal / área da face da malha
$\bar{q}$	Vazão média instantânea
d	Diâmetro
S	Termo fonte
F	Força hidrodinâmica resultante
Γ	Fronteira da superfície / região de integração
ν	Viscosidade cinemática
H	Termo convectivo

SUMÁRIO

1.	INTRODUÇÃO	13
1.1.	Localização dos IAs	19
1.2.	Processos cirúrgicos dos aneurismas intracranianos	21
1.2.1.	Clipagem cirúrgica	21
1.2.2.	Embolização endovascular	22
1.3.	Parâmetros hemodinâmicos	23
1.4.	A Importância da dinâmica dos fluidos computacional no estudo de aneurismas	25
1.5.	Objetivos	28
2.	METODOLOGIA	29
2.1.	Sujeito do estudo	29
2.2.	Simulação numérica	32
2.2.1.	Modelagem física e matemática	32
2.2.2.	Malha computacional	32
2.2.3.	Discretização	36
2.2.4.	Condições de contorno	38
2.3.	Análise de dados computacionais	43
2.4.	Estudo de independência de malha	45
3.	RESULTADOS E DISCUSSÃO	51
3.1.	Tensão de cisalhamento média ao longo do tempo (TAWSS)	53
3.2.	Índice de oscilação cisalhante (OSI)	56
3.3.	Campos de velocidade	59
3.4.	Força hidrodinâmica resultante sobre o Coil	63
3.5.	Limitações do estudo	64
4.	CONCLUSÕES	65
	REFERÊNCIAS	67
	APÊNDICE A	73
A.1.	Equações Governantes	73
A.2.	Divisão de Operadores	73
A.3.	Passos do Algoritmo PISO	74
	APÊNDICE B	76
B.1.	Configuração do Arquivo snappyHexMeshDict	76
B.2.	Etapas da Geração da Malha	79
B.3.	Vantagens e Limitações do snappyHexMesh	79

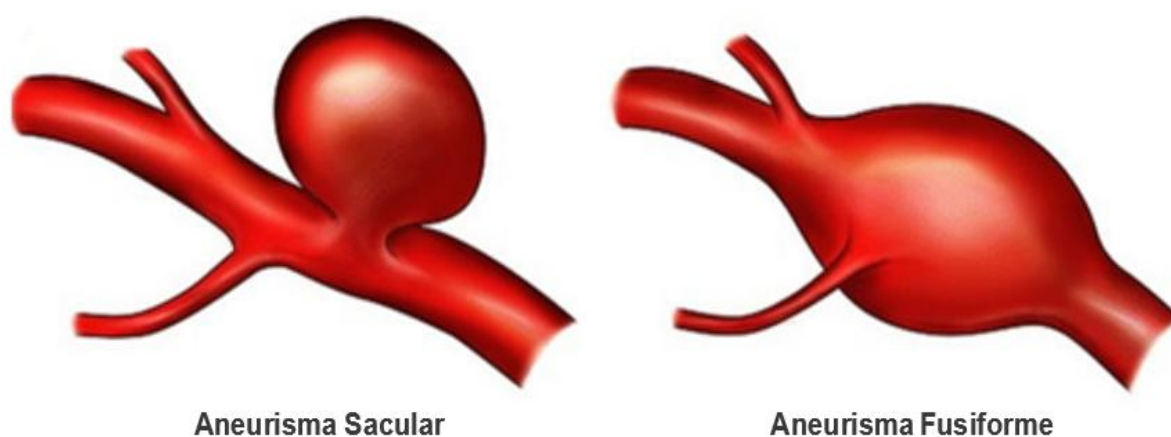
Capítulo 1

Introdução

Aneurismas são distúrbios patológicos que resultam em dilatações anormais nas paredes de vasos sanguíneos, ocorrendo em diversas áreas do sistema cardiovascular humano. Essas dilatações são causadas pelo enfraquecimento da parede vascular, o que pode levar à formação de uma protuberância (Zhu, et al., 2014). Essas anomalias arteriais podem se manifestar em diferentes áreas do sistema circulatório, sendo as mais comuns localizadas na aorta abdominal e nas artérias cerebrais (Diagbouba, et al., 2018).

Entre os diversos tipos de aneurismas, os aneurismas intracranianos (IAs, da sigla em inglês) se destacam por ocorrerem nas artérias que fornecem irrigação ao cérebro, representando um risco significativo à saúde devido à possibilidade de ruptura e consequente hemorragia cerebral (Frosen, et al., 2012). A classificação dos IAs, quanto à sua forma, envolve dois tipos principais: aneurismas saculares, que se caracterizam por uma dilatação focal e arredondada na parede da artéria, e aneurismas fusiformes, que assumem uma configuração de expansão radial ao longo de um segmento arterial (Park, et al., 2008). A Figura 1 ilustra, de forma geral, as duas classes de aneurisma intracraniano, definidas por sua forma.

Figura 1 – Ilustração do aneurisma sacular e do fusiforme



Fonte: preparado pelo autor com figuras extraídas de Withers (2013)

Nos casos específicos de aneurismas intracranianos, os saculares prevalecem, representando cerca de 90% dos casos, enquanto os fusiformes correspondem a aproximadamente 10% (Keedy, 2020). A causa real dos IAs ainda é desconhecida. Muitos estudos têm confirmado que a inflamação influencia os diferentes estágios dos IAs, desde sua

geração até sua ruptura (Wang, et. Al., 2021). Por exemplo, um estudo experimental realizado por Aoki et al. (2010) levantou a hipótese de que a proteína *Toll-like receptor 4* (TLR4) está presente em aneurismas cerebrais e contribui para a ativação do fator *nuclear-kappa B* (NF-kB) nas paredes dos aneurismas. Esse mecanismo estaria relacionado à intensificação da resposta inflamatória, influenciando o desenvolvimento ou a ruptura dos IAs.

Os aneurismas intracranianos geralmente são assintomáticos até que ocorra uma complicação, como ruptura ou compressão de estruturas adjacentes. Quando sintomáticos, os sinais e sintomas podem variar amplamente, dependendo da localização e do tamanho do aneurisma (Bhat, et al., 2022). Os sintomas mais comuns incluem cefaleia súbita e intensa, alterações visuais, paralisia focal, convulsões e distúrbios neurológicos (Wang, et al., 2021).

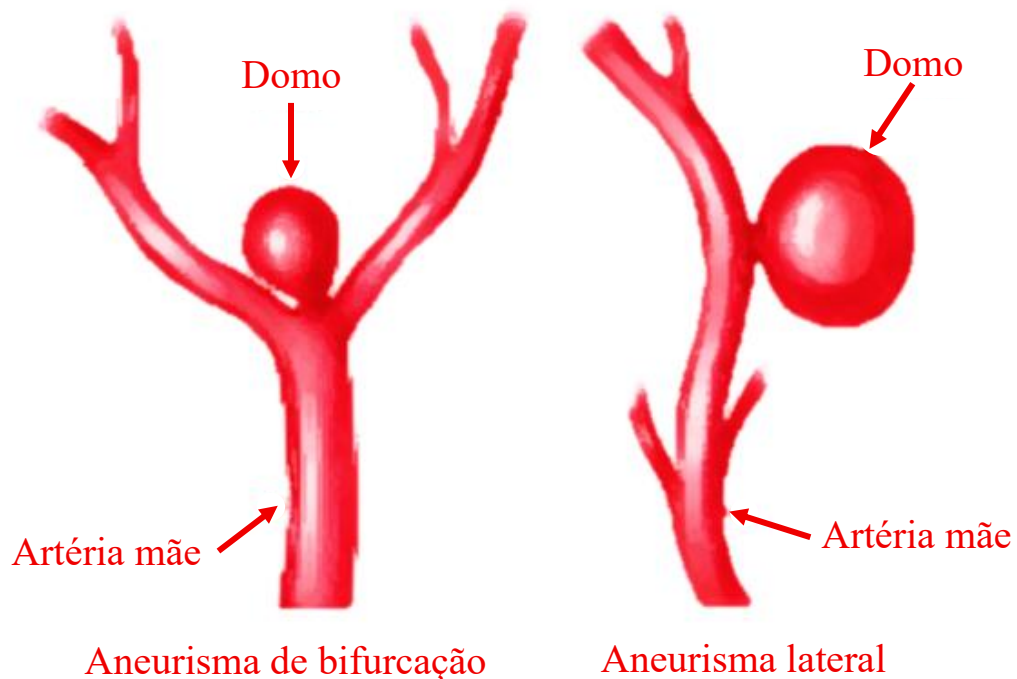
Os aneurismas saculares intracranianos são distúrbios vasculares complexos e potencialmente graves que afetam as artérias intracranianas (Frosen, et al., 2012). São caracterizados por um pequeno saco ou bolha, ligado a uma artéria intracraniana. Essa protuberância pode variar em tamanho e é geralmente uma dilatação local de um vaso sanguíneo arterial (Krings, et al., 2011). Essas dilatações anormais nas artérias cerebrais representam uma preocupação significativa devido aos riscos associados, incluindo hemorragia intracraniana potencialmente fatal, isquemia cerebral e compressão de estruturas nervosas adjacentes (Keedy, 2020). A incidência de aneurismas saculares intracranianos tem estimativas globais que sugerem uma prevalência de cerca de 3% da população (Etminan, et al., 2016). Embora esses aneurismas possam ocorrer em qualquer idade, eles são mais comuns em indivíduos com idade entre 40 e 60 anos, com estudos epidemiológicos demonstrando uma leve predominância em mulheres (Wang, et al., 2021).

A formação de um aneurisma sacular intracraniano está intimamente relacionada ao enfraquecimento da parede arterial. Isso pode ocorrer devido a processos degenerativos, estresse hemodinâmico ou anomalias da parede arterial (Meng, et al., 2014). O aneurisma se desenvolve gradualmente à medida que a pressão sanguínea dentro da artéria exerce uma tensão na parede enfraquecida, levando à dilatação da artéria (Hasan, et al., 1979). Essa dilatação cria uma protuberância sacular característica, que pode variar em tamanho e forma (Zhu, et al., 2014).

Os aneurismas saculares intracranianos podem ser classificados em duas categorias: os aneurismas laterais, que surgem na lateral de uma artéria, e os aneurismas de bifurcação, que se formam no ponto onde uma artéria se divide (Oliveira, et al., 2022). A Figura 2 ilustra esses dois tipos e destaca a nomenclatura comumente utilizada na prática médica para descrever a geometria de um aneurisma sacular. O "domo" refere-se à porção superior do saco

aneurismático, enquanto a artéria adjacente é frequentemente chamada de "artéria mãe". Essas definições são essenciais para que os médicos possam classificar os aneurismas intracranianos e planejar de forma adequada os procedimentos cirúrgicos.

Figura 2 – Ilustração do aneurisma sacular lateral e de bifurcação



Fonte: preparado pelo autor com figura extraída de Wright (2007)

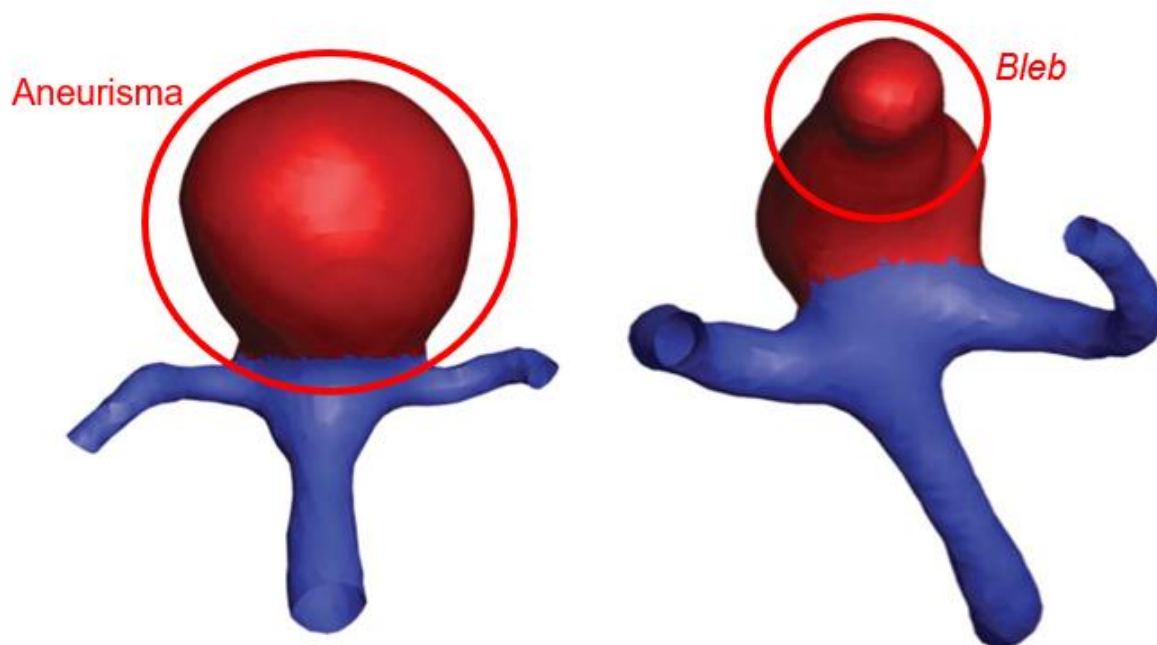
Os tamanhos dos aneurismas variam significativamente de 1 mm a mais de 25 mm. Conforme relatado em um estudo com 1.692 pacientes portadores de aneurismas não rompidos, cerca de 62% dos aneurismas são considerados pequenos (entre 2 e 7 mm), 23% são classificados como de tamanho médio (7 a 13 mm) e aproximadamente 15% são considerados grandes (maiores que 13 mm) (Wiebers, 2003).

A ruptura de um aneurisma intracraniano é um evento grave, com uma taxa de mortalidade estimada entre 40% e 60%, além de um risco elevado de incapacidades permanentes (Saqr, et al., 2020; Vlak et al., 2013). De acordo com Malmivaara et al. (2012), apenas 60% dos sobreviventes de uma ruptura conseguem retornar ao trabalho, destacando o impacto severo desse evento na qualidade de vida dos pacientes.

Em alguns casos, podem surgir pequenas “bolhas” ou protuberâncias na parede de um aneurisma intracraniano, conhecidas como *blebs*. Este tipo de lesão surge de uma área de dilatação localizada na parede do aneurisma (Zhang, et al., 2011) Essas formações, como

ilustrado na Figura 3, podem aumentar o risco de ruptura do aneurisma devido à fragilidade estrutural adicional que introduzem.

Figura 3 – Ilustração do *Bleb* em um aneurisma



Fonte: preparado pelo autor com figura extraída de Laaksamo et al. (2012)

A experiência clínica e estudos em humanos sugerem que a presença de uma *bleb* indica um risco maior de ruptura futura do aneurisma, provavelmente porque as paredes das *blebs* são geralmente mais fracas que o restante do aneurisma (Zhang, et al., 2011). Crompton (1966) realizou um estudo patológico e descobriu que 57% dos aneurismas intracranianos rompidos apresentavam *blebs*, enquanto aneurismas não rompidos apresentavam essa característica em apenas 16% dos casos. Consistente com essas observações, Du Boulay (1967, citado por Zhang, et al., 2011) relatou que mais de um terço dos aneurismas recentemente rompidos estavam associados a uma ou mais *blebs*.

Cebral et al. (2011) observaram uma associação entre altos níveis de tensão de cisalhamento na parede (WSS, da sigla em inglês) e a ruptura de aneurismas, sugerindo que o WSS elevado pode contribuir para a sua instabilidade e eventual ruptura. No entanto, quando há a formação de um *bleb*, Chalouhi et al (2013) indicam que o cenário é diferente: nessa área, o WSS que precede a ruptura é geralmente baixo. Esse WSS baixo pode induzir apoptose nas células endoteliais, resultando em remodelação estrutural e a fragilidade da parede do aneurisma, o que eventualmente leva à sua ruptura.

Os aneurismas fusiformes intracranianos (IFAs, da sigla em inglês), comparados aos aneurismas saculares intracranianos, são raros e representam cerca de 3% a 13% dos casos de aneurisma, pois possuem uma patogênese diferente e mais complexa (Park, et al., 2008). Esses aneurismas são conhecidos por sua história natural desfavorável, podendo levar a sérias complicações, como: acidente vascular cerebral isquêmico, compressão do tronco cerebral, neuropatia dos nervos cranianos, hemorragia subaracnóidea e óbito (Peng, et al., 2022). A pesquisa conduzida por Wolters et al. (2013) revelou que aneurismas fusiformes podem apresentar uma taxa de mortalidade estimada em 5 anos de até 36,2%. Esse cenário ocorre devido à instabilidade e às rápidas mudanças morfológicas que algumas dessas lesões podem experimentar ao longo do tempo. Sua gestão clínica permanece controversa, uma vez que há escassez de dados relacionados à patogênese e às características morfológicas dessas lesões (Sabotin, et al., 2021).

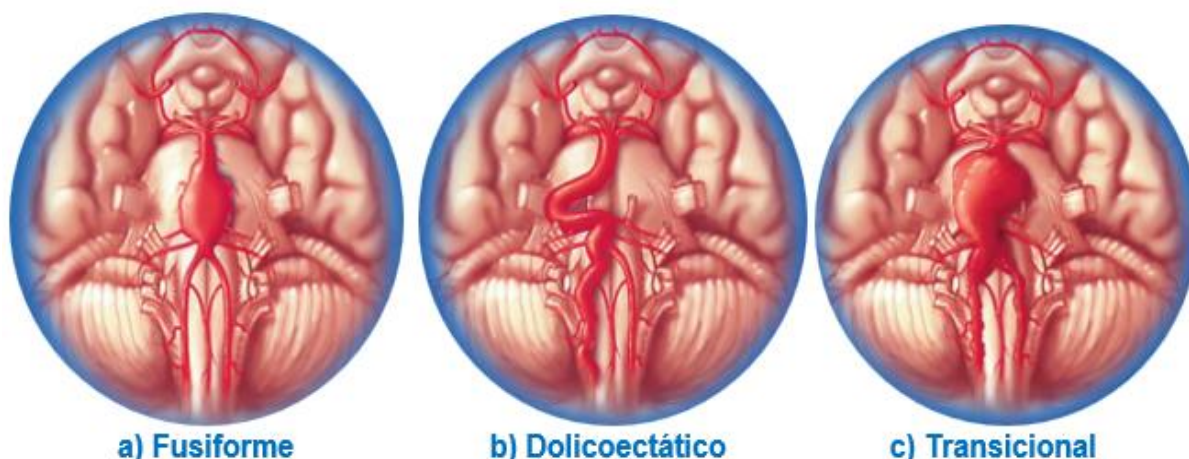
Uma possível descrição etiológica dos aneurismas fusiformes inclui dissecção, aterosclerose e doenças do colágeno. Estudos patológicos conduzidos por Flemming et al. (2004) propuseram uma classificação simplificada, dividindo os aneurismas em três tipos: fusiforme, dolicoectático e transicional (Figura 4):

a) Fusiforme: dilatação aneurismática que é 1,5 vezes maior que o diâmetro normal de uma artéria, mas não possui um "pescoço" claramente definido. Isso pode afetar uma parte de um segmento arterial, como a artéria vertebral ou basilar, e pode estar associado a algum grau de torção na artéria.

b) Dolicoectático: nesse caso, a dilatação aneurismática é uniforme e afeta uma artéria de forma que ela seja mais de 1,5 vezes maior que o diâmetro normal. Isso pode envolver toda a artéria basilar, vertebral ou ambas, e pode estar associado a algum grau de torção na artéria.

c) Transicional: a dilatação aneurismática também é uniforme e seu tamanho é mais de 1,5 vezes maior que o diâmetro normal. Essa dilatação afeta a artéria vertebral, basilar ou ambas, mas inclui uma dilatação adicional de uma parte do segmento arterial envolvido. Também pode estar associada a algum grau de torção na artéria. (Flemming, et al., 2004; Flemming, et al., 2005).

Figura 4 – Tipos do aneurisma fusiforme



Fonte: preparado pelo autor com figuras extraídas de Flemming et al. (2004)

Os aneurismas fusiformes intracranianos podem ser assintomáticos por longos períodos. Os sintomas, quando presentes, variam dependendo da localização do aneurisma e da compressão de estruturas adjacentes (Guo, et al., 2021). Os sintomas neurológicos, como déficits motores ou sensitivos, cefaleia, distúrbios visuais e convulsões, são comuns quando ocorrem manifestações clínicas (Sabotin, et al., 2021). O diagnóstico é geralmente realizado por meio de técnicas de imagem avançada, como a angiografia por tomografia computadorizada (CTA, da sigla em inglês) ou a angiografia por ressonância magnética (RMA) (Liang, et al., 2023). A maioria dos aneurismas fusiformes apresentam um prognóstico benigno e raramente resulta em eventos hemorrágicos, sendo que alguns são descobertos incidentalmente (Biondi, 2006).

Moon et al. (2019) realizou um estudo onde um grupo de 82 pacientes, todos diagnosticados com aneurismas fusiformes intracranianos assintomáticos e não submetidos a tratamento específico, foi examinado. Para todos os casos, a descoberta dos aneurismas foi desencadeada por queixas neurológicas inespecíficas, como dores de cabeça leves e tonturas durante os exames médicos de rotina. Dos 82 pacientes, 35 eram do sexo masculino e 47 do sexo feminino. A média de idade dos pacientes foi de 56 anos, variando de 32 a 78 anos. Em 19 pacientes (23,2%), os aneurismas foram classificados etiologicamente como ateroscleróticos. Em 19 pacientes (23,2%), além dos aneurismas fusiformes, foram observados outros aneurismas (todos saculares). A duração média do acompanhamento clínico foi de 47,7 meses, variando de 12 a 190 meses. Os resultados do estudo revelaram que, dos 82 pacientes

estudados, 7 (8,5%) apresentaram crescimento progressivo durante o período médio de acompanhamento de 47,7 meses.

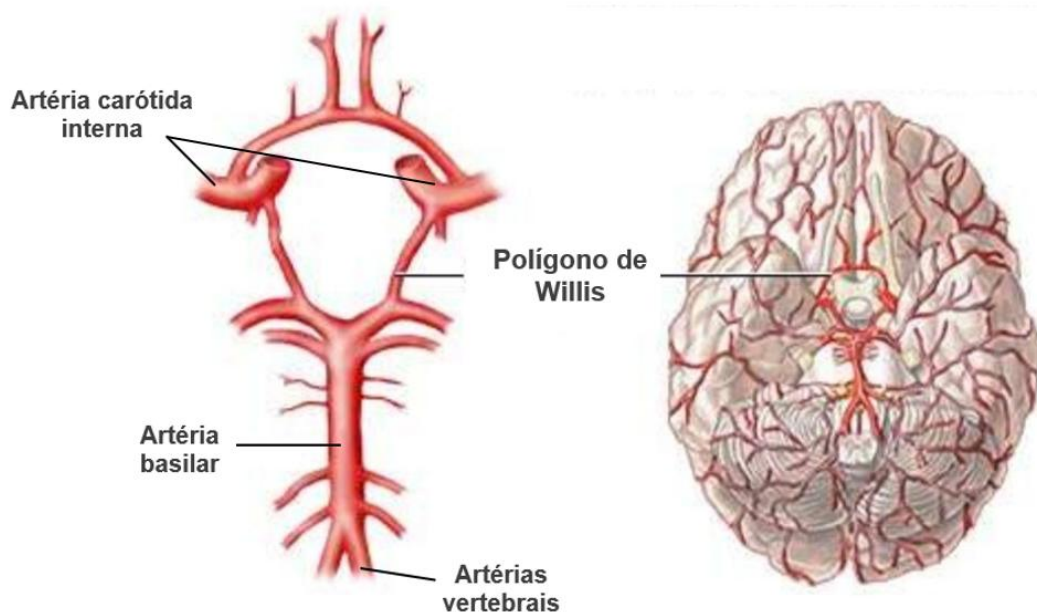
A presença de múltiplos aneurismas no mesmo paciente foi identificada como um fator de risco significativo para o crescimento dos aneurismas. Também foi constatado que os aneurismas que apresentaram crescimento ao longo do tempo eram significativamente maiores no momento do diagnóstico inicial, em comparação aos demais aneurismas analisados no estudo. Essa pesquisa então estabeleceu um valor de corte para a altura dos aneurismas, onde aqueles com uma altura superior a 6,9 mm apresentaram um maior risco de crescimento. Esse estudo enriqueceu a compreensão das características dos aneurismas fusiformes, fornecendo opiniões valiosas sobre os fatores de risco e as implicações clínicas do crescimento desses aneurismas.

A determinação do tipo de tratamento adequado para aneurismas fusiformes ainda é objeto de debate, mas geralmente, a abordagem conservadora é considerada apropriada (Guo, et al., 2021). No entanto, o tratamento deve ser cuidadosamente ponderado para pacientes selecionados, especialmente quando se trata de aneurismas em crescimento ou lesões sintomáticas (Anson, et al., 1996).

1.1. Localização dos IAs

Os aneurismas intracranianos surgem principalmente nas bifurcações ou em locais próximos do polígono de Willis, uma estrutura composta por artérias cerebrais comunicantes (Sadasivan, et al., 2013). O suprimento sanguíneo ao cérebro é predominantemente viabilizado por duas artérias carótidas internas (ICA, da sigla em inglês), que irrigam principalmente o córtex cerebral, e duas artérias vertebrais que se unem para formar a artéria basilar, responsável por irrigar o restante do cérebro e parte do córtex (Diagbouba, et al., 2018). A interconexão dessas artérias ocorre através do polígono de Willis, conforme demonstra a Figura 5.

Figura 5 – Polígono de Willis



Fonte: preparado pelo autor com figuras extraídas do MedlinePlus (2025)

A estrutura em forma de círculo do polígono de Willis desempenha um papel importante ao fornecer uma circulação alternativa de sangue que permite irrigar o cérebro em situações em que uma artéria está obstruída ou ausente (Grinberg, et al., 2009). No entanto, essa rede arterial peculiar está sujeita a um padrão de fluxo sanguíneo único, que inclui união de escoamentos, convergência de fluxos, divisão do fluxo e movimentos de rotação (Cebal, et al., 2009). Em decorrência disso, variações anatômicas no polígono de Willis, como hipoplasia (subdesenvolvimento ou formação incompleta de um vaso sanguíneo) ou ausência de um segmento arterial, podem influenciar parâmetros hemodinâmicos, conduzindo potencialmente a doenças cerebrovasculares (Horikoshi, et al., 2002).

Estudos transversais identificaram uma associação entre a hipoplasia de segmentos do polígono de Willis e ângulos de bifurcação de suas artérias com a presença de aneurismas, mas é importante ressaltar que essa relação não implica necessariamente uma causa direta (Ingebrigtsen, et al., 2004; Kasuya, et al., 1999). Além disso, a localização dos aneurismas tem sido associada a altas tensões de cisalhamento na parede arterial (Rossitti, 1998). Estudos de simulação numérica demonstraram que a curvatura das artérias, os ângulos de bifurcação e o diâmetro dos ramos têm influência direta nas tensões de cisalhamento na parede (Hoi, et al., 2006; Oshima, et al., 2002). Por esses fatores o polígono de Willis tem sido associado a um risco aumentado de desenvolvimento e ruptura de aneurismas intracranianos (Bor, et al., 2008).

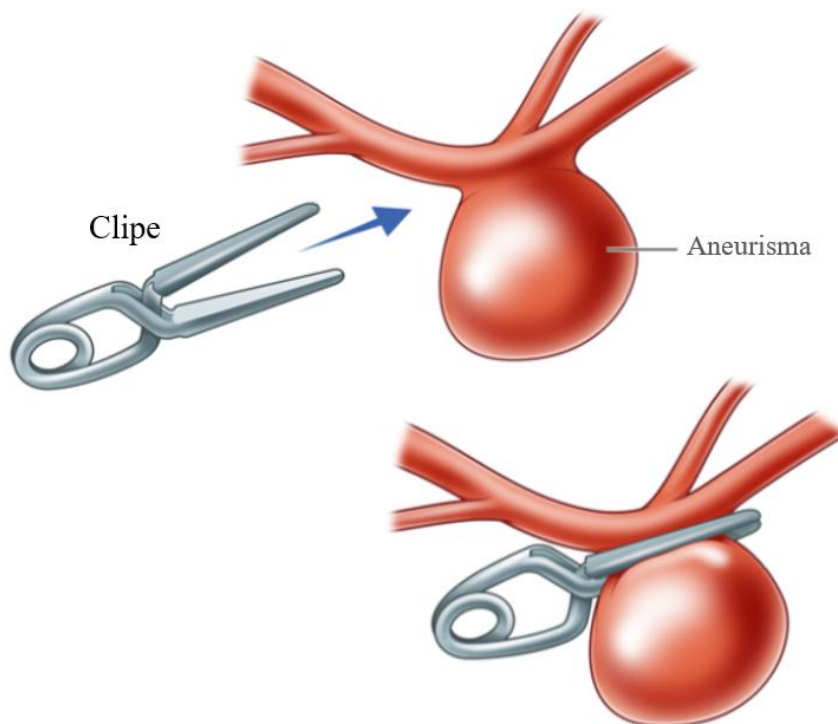
1.2. Processos cirúrgicos dos aneurismas intracranianos

Os aneurismas intracranianos podem ser tratados por dois principais métodos cirúrgicos: a clipagem e a embolização endovascular. A escolha entre esses tratamentos depende de fatores como a localização, o tamanho e a forma do aneurisma, bem como as condições clínicas do paciente (Wiebers, 2003).

1.2.1. Clipagem cirúrgica

A clipagem é uma técnica tradicional amplamente utilizada no tratamento de aneurismas cerebrais, realizado por meio de uma craniotomia, abertura temporária do crânio, para que o cirurgião tenha acesso direto ao aneurisma. Uma vez exposto, um pequeno clipe de metal é colocado na base do aneurisma, interrompendo o fluxo sanguíneo e prevenindo sua ruptura. Apesar de sua eficácia, a clipagem requer um planejamento cirúrgico minucioso, considerando fatores como a anatomia vascular do paciente e a localização do aneurisma (Guastaldi, et al., 2023). A Figura 6 ilustra o processo de clipagem em um aneurisma.

Figura 6 – Processo de clipagem



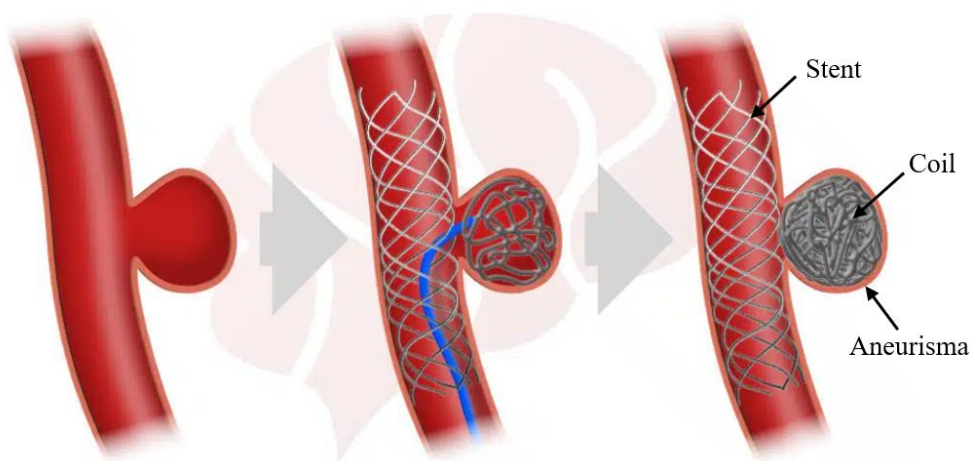
Fonte: preparada pelo autor com figura extraída do Hospital Melbourne (2020)

Por ser um procedimento invasivo, a clipagem é geralmente indicada em casos em que a embolização endovascular não é viável, como em aneurismas complexos ou localizados em regiões que demandam intervenção direta. Além disso, a clipagem permite o isolamento do aneurisma da circulação, o que pode ser crucial no tratamento de aneurismas grandes, com maior risco de ruptura. O *International Subarachnoid Aneurysm Trial* (ISAT) comparou a clipagem com a embolização endovascular e constatou que a clipagem apresenta altas taxas de oclusão completa, ou seja, o fechamento total do aneurisma, impedindo o fluxo sanguíneo na área afetada. Além disso, verificou baixas taxas de recorrência, o que significa que é menos provável que o aneurisma tratado reapareça ou volte a crescer após o procedimento (Molyneux, et al., 2005).

1.2.2. Embolização endovascular

A embolização endovascular (*coil embolization*) é uma técnica altamente relevante no tratamento de aneurismas cerebrais, oferecendo uma abordagem minimamente invasiva para bloquear o fluxo sanguíneo em direção ao aneurisma, introduzida como uma alternativa à clipagem (Fiorella, et al., 2008). O procedimento envolve a inserção de um cateter por uma artéria periférica, geralmente na virilha, que é então guiado até o aneurisma no cérebro. O objetivo é introduzir materiais embólicos, como *coils* de platina com *stents* (redirecionador de fluxo), no interior do aneurisma, promovendo a formação de um coágulo que reduz o risco de ruptura (Guastaldi, et al., 2023). A Figura 7 ilustra os materiais utilizados e o processo da embolização endovascular em um aneurisma.

Figura 7 – Processo de embolização



Fonte: preparada pelo autor com figura extraída do Oliveira (2023)

Entre as principais vantagens da embolização endovascular estão a menor morbidade perioperatória, que se refere a complicações e efeitos adversos que podem ocorrer durante o período imediatamente anterior, durante ou logo após a cirurgia, e o tempo de internação reduzido em comparação com a clipagem (Molyneux, et al., 2005). Além disso, essa técnica é frequentemente indicada para aneurismas de difícil acesso cirúrgico ou para pacientes com comorbidades que contraindicam a realização de uma cirurgia aberta. Estudos indicam que a embolização endovascular apresenta resultados favoráveis a médio e longo prazo, com taxas de oclusão completa, ou seja, o fechamento total do aneurisma, impedindo o fluxo sanguíneo em seu interior, variando entre 70% e 90% (Raymond, et al., 2003).

No entanto, a seleção adequada dos pacientes é crucial para o sucesso do procedimento. A evolução tecnológica na embolização endovascular tem sido significativa, com o desenvolvimento de dispositivos e materiais mais avançados, como *stents* redirecionadores de fluxo e técnicas de fluxo remoto, que são métodos usados para modificar o fluxo sanguíneo em áreas distantes do aneurisma, ajudando a reduzir o estresse sobre a parede do aneurisma e promover sua oclusão. Essas inovações permitiram o tratamento de aneurismas complexos que antes eram considerados inoperáveis (Kulcsár, et al., 2010).

1.3. Parâmetros hemodinâmicos

Os fatores que levam à formação, crescimento e ruptura dos aneurismas intracranianos ainda não são bem compreendidos, mas estudos indicam que os efeitos do escoamento de sangue no interior das artérias (hemodinâmica) são cruciais para esse desenvolvimento. Os parâmetros hemodinâmicos mais relevantes levados em consideração nesses estudos são (MENG, et al., 2014):

- Tensão de cisalhamento na parede do aneurisma (WSS);
- Índice de Cisalhamento Oscilatório (OSI);
- Pressão;
- Vorticidade.

Como o escoamento sanguíneo é pulsátil (transiente) as paredes das artérias são submetidas a tensões de cisalhamento (WSS, do inglês *wall shear stress*) e por oscilações dessas tensões, caracterizadas por um parâmetro denominado de índice cisalhante oscilatório (OSI, do inglês *oscillatory shear index*). O WSS representa a força de atrito viscosa por unidade de área imposta pelo escoamento sanguíneo na parede do vaso, paralelamente à direção do fluxo. Na aorta humana saudável, WSS varia entre 1 e 2 Pa, e esse valor aumenta discretamente em

artérias com diâmetros menores, como as artérias cerebrais (Kwak, et al., 2014). Estudos recentes que utilizaram da Dinâmica de Fluidos Computacional (CFD, do inglês *Computational Fluid Dynamics*) foram capazes de estabelecer conexões entre as propriedades hemodinâmicas e a probabilidade de crescimento e ruptura de aneurismas (Cebral, et al., 2011; Castro, et al., 2009) Entre todos os fatores hemodinâmicos, a tensão de cisalhamento na parede arterial se destaca como o mais crucial (Boussel, et al., 2008). Já o OSI é um parâmetro adimensional derivado do WSS que mede o grau de variação direcional do vetor WSS durante o ciclo cardíaco (Liang, et al., 2023).

Sob uma perspectiva patológica, é importante destacar que condições que resultam em um aumento sustentado do WSS podem levar a danos nas artérias e ao desenvolvimento de dilatações localizadas, quer seja devido a forças físicas ou pela ativação de respostas do endotélio que resultam na degradação da matriz extracelular e na morte das células musculares lisas (Jiang, et al., 2022; Meng, et al., 2014). Por outro lado, é igualmente relevante observar que um baixo valor de WSS, quando associado a um elevado OSI, pode desencadear uma remodelação na geometria do aneurisma, mediada por células inflamatórias, o que pode, por sua vez, levar à ruptura (Miura, et al., 2013). Portanto, tanto valores elevados quanto baixos de WSS são condições que podem contribuir para o crescimento e ruptura de um aneurisma.

A equação de Hagen-Poiseuille permite calcular o WSS pela seguinte equação:

$$\tau = \frac{4\mu Q}{\pi r^3}, \quad (1)$$

onde τ é a tensão de cisalhamento, μ é a viscosidade dinâmica sanguínea, Q é a vazão volumétrica e r é o raio do lúmen.

A aplicação desta equação pressupõe que o vaso seja um tubo reto, uniforme e rígido e que o sangue seja um fluido newtoniano incompressível escoando em regime laminar com perfil de velocidade constante. Essas simplificações são aceitáveis para a medição de WSS em grandes artérias retas, onde o escoamento sanguíneo se assemelha ao comportamento de um fluido newtoniano. No entanto, na realidade, o fluxo sanguíneo é instável e, de fato, um fluido não newtoniano. Entretanto, o sistema arterial compreende uma rede de vasos ramificados e curvos, nos quais os padrões de escoamento sanguíneo tornam-se complexos devido à separação e reversão do escoamento, bem como a variações espaciais e temporais. Sendo assim, o cálculo de WSS deve incorporar parâmetros adicionais como o número de Reynolds (Re), que descreve a relação entre as forças inerciais e viscosas; o número de Womersley (α), que expressa a frequência do escoamento pulsátil em relação aos efeitos viscosos; e o número de

Dean (Dn), que ilustra o efeito da curvatura do vaso no perfil do fluxo (Diagbouba, et al., 2018). Devido à impossibilidade em determinar analiticamente a WSS de aneurismas intracranianos, usam-se métodos numéricos através da dinâmica de fluidos computacional (CFD) (Anaes, et al., 2007).

1.4. A Importância da dinâmica dos fluidos computacional no estudo de aneurismas

A Dinâmica dos Fluidos Computacional desempenha um papel significativo no estudo dos aneurismas intracranianos, fornecendo uma abordagem detalhada para analisar o comportamento do escoamento sanguíneo em artérias e geometrias de aneurismas, tanto idealizadas quanto baseadas em casos reais de pacientes. Com os avanços na obtenção de imagens médicas, possibilitou-se obter a geometria precisa de aneurismas intracranianos de pacientes, permitindo a realização de simulações numéricas do escoamento sanguíneo em vasos e aneurismas com geometrias reais.

Diversos estudos têm utilizado essa metodologia para simular o comportamento do escoamento sanguíneo em aneurismas intracranianos. Inicialmente, as limitações dos recursos computacionais restringiam o uso de metodologias numéricas para analisar o escoamento em aneurismas devido à sua complexidade geométrica, natureza não permanente e comportamento reológico complexo. No entanto, o crescente poder de processamento dos computadores modernos tornou essa metodologia adequada para o estudo de casos individuais de aneurismas. Vários autores usaram essa técnica para realizar suas simulações (Steinman, et al., 2003; Shojima, et al., 2004; Castro, et al., 2006; Torii, et al., 2008; Karmonik, et al., 2015; Bazilevs, et al., 2008).

As simulações numéricas atuais possibilitam o estudo de aneurismas específicos de pacientes e têm o potencial de orientar o tratamento e a compreensão da patogênese dessas condições clínicas complexas. Além disso, a versatilidade dessa metodologia permite a consideração de diversos fatores que influenciam as variáveis hemodinâmicas, como diferentes modelos de reologia do sangue e diferentes condições de contorno. Alguns estudos mais recentes incorporaram o movimento da parede do aneurisma nos modelos numéricos, representando a interação entre o escoamento sanguíneo e a parede da artéria e do aneurisma. Isso proporcionou uma compreensão mais precisa dos parâmetros hemodinâmicos, indicando a importância da flexibilidade da parede do aneurisma ao avaliar esses parâmetros e tomar decisões de tratamento (Torii, et al., 2008; Bazilevs, et al., 2008).

Nos últimos anos, o uso da Dinâmica de Fluidos Computacional (CFD) tem se tornado uma ferramenta fundamental na análise de escoamentos sanguíneos, especialmente no estudo de aneurismas cerebrais. Cebal et al. (2016) conduziu um estudo abrangente para analisar a relação entre o fluxo sanguíneo e a remodelação e inflamação das paredes de aneurismas saculares. A pesquisa utilizou imagens de ressonância magnética de alta resolução (HR-MRI) e técnicas de análise computacional, como a Dinâmica dos Fluidos Computacional (CFD) para obter percepções sobre a fisiopatologia e possíveis mecanismos de instabilidade associados aos aneurismas intracranianos. Os resultados revelaram que fluxos sanguíneos estáveis estavam associados a paredes mais espessas e saudáveis, enquanto fluxos lentos e irregulares estavam ligados a paredes degeneradas. Além disso, a inflamação, que é um fator crítico para a degeneração e ruptura das paredes, foi correlacionada com condições de fluxo como alta tensão de cisalhamento e vorticidade. Essas simulações ofereceram uma visão valiosa das diferentes respostas hemodinâmicas e estruturais em aneurismas, contribuindo significativamente para a identificação de fatores de risco, padrões de crescimento e potenciais estratégias de tratamento.

Pesquisadores também têm explorado a relação entre parâmetros hemodinâmicos e a recanalização de aneurismas após intervenções como a embolização, visando melhorar a previsão de complicações e a eficácia dos tratamentos. A recanalização ocorre quando um aneurisma tratado volta a crescer, aumentando o risco de ruptura. Liao et al. (2024) realizaram uma investigação focada na predição da recanalização de aneurismas intracranianos após a embolização, analisando as características dos parâmetros hemodinâmicos. O objetivo principal foi examinar como diferentes definições de parâmetros hemodinâmicos podem afetar a precisão das previsões de recanalização. Para entender isso, os pesquisadores simularam a hemodinâmica em 66 aneurismas, utilizando CFD, e derivaram 91 características espaço-temporais para desenvolver modelos preditivos. Eles usaram uma técnica chamada regressão logística, que ajuda a determinar a probabilidade de um evento ocorrer, neste caso, a recanalização do aneurisma. Os resultados revelaram que a diferença de pressão foi o parâmetro mais eficaz na previsão da recanalização, com o modelo de regressão logística alcançando um AUROC de 0,890. O AUROC é uma métrica que mede a capacidade de um modelo em distinguir entre casos que irão recanalizar e os que não irão; um valor próximo de 1 indica um ótimo desempenho preditivo. Os pesquisadores descobriram que certos padrões de escoamento sanguíneo e pressão dentro do aneurisma influenciam a possibilidade de recanalização. As conclusões do estudo indicam que considerar as características espaço-temporais dos parâmetros hemodinâmicos é essencial para melhorar a precisão das previsões de recanalização,

oferecendo uma ferramenta útil na prática clínica para avaliar o risco de complicações após o tratamento.

Além das considerações sobre a recanalização e os padrões de escoamento sanguíneo, a análise dos efeitos da embolização em aneurismas também tem sido objeto de estudos recentes. Nesse contexto, Valipour (2022) conduziu um estudo que investiga os efeitos da embolização em aneurismas da artéria cerebral média (MCA). O objetivo da pesquisa foi avaliar como essa técnica influencia os parâmetros hemodinâmicos, particularmente os parâmetros WSS e OSI. Para isso, foram realizadas simulações numéricas utilizando CFD, onde o escoamento sanguíneo foi modelado em diferentes etapas da embolização, acompanhando o processo até que o aneurisma estivesse completamente preenchido. Isso permitiu observar como a dinâmica do escoamento e os parâmetros hemodinâmicos mudavam conforme a embolização progredia. Os resultados mostraram que a embolização reduz significativamente o escoamento sanguíneo no interior do aneurisma, diminuindo a WSS e o OSI, o que está associado a um menor risco de ruptura. Quando a embolização é completa, a circulação sanguínea dentro do aneurisma é drasticamente limitada, resultando em uma WSS consideravelmente baixa e um OSI reduzido, indicando uma diminuição das forças que poderiam contribuir para a ruptura do aneurisma. O autor concluiu que essa técnica é eficaz em limitar a circulação sanguínea dentro do aneurisma, promovendo uma abordagem segura para o tratamento.

A clipagem é um procedimento cirúrgico amplamente utilizado para tratar aneurismas cerebrais, no qual um clipe é colocado na base do aneurisma para interromper o fluxo sanguíneo e prevenir a ruptura. Este método, que continua a ser objeto de intenso estudo na comunidade científica, tem sido analisado sob diferentes perspectivas, especialmente no que diz respeito à sua eficácia e impacto hemodinâmico. A Dinâmica de Fluidos Computacional (CFD) emergiu como uma ferramenta essencial nesse contexto. Um estudo recente de Davidson et al. (2024) investigou as variações hemodinâmicas nas artérias cerebrais antes e depois da clipagem, utilizando CFD. Os pesquisadores analisaram duas geometrias específicas de artérias cerebrais com aneurismas na bifurcação da artéria cerebral média, criando modelos que simulavam as condições com e sem aneurisma. Os resultados mostraram que a clipagem alterou significativamente os perfis de velocidade do sangue, especialmente em aneurismas maiores, além de modificar as estruturas de fluxo secundário e a tensão de cisalhamento na parede, indicando uma possível redução do risco de ruptura. O estudo indica que a modelagem CFD pode ser uma ferramenta valiosa para prever parâmetros hemodinâmicos antes e após a clipagem, permitindo um melhor planejamento para o tratamento de aneurismas.

Assim, a simulação numérica emerge como uma ferramenta essencial para a pesquisa biomédica, permitindo uma investigação mais aprofundada e informada das complexas interações envolvidas em doenças vasculares como os aneurismas intracranianos.

1.5. Objetivos

O objetivo deste trabalho é simular numericamente o escoamento de sangue em uma geometria real de dois aneurismas, antes e depois dos tratamentos cirúrgicos, para analisar os efeitos do procedimento sobre os parâmetros hemodinâmicos. A simulação permite a obtenção de dados detalhados, como a WSS e o OSI, bem como os campos de velocidade e pressão, fundamentais para avaliar a dinâmica do escoamento sanguíneo e os riscos associados à ruptura do aneurisma. Adicionalmente, busca-se avaliar a força hidrodinâmica resultante exercida pelo escoamento sobre o material embolizado, a fim de investigar a carga mecânica transmitida ao tratamento e sua relevância para a estabilidade pós-operatória.

Para alcançar esses objetivos, é utilizado o Método de Volumes Finitos, implementado no software de código aberto e licença gratuita OpenFOAM, que permite a modelagem detalhada dos fenômenos fluidodinâmicos envolvidos.

Capítulo 2

Metodologia

Foi realizada a simulação numérica do escoamento em dois aneurismas antes da intervenção cirúrgica, visando de obter os valores hemodinâmicos que podem influenciar em um possível rompimento, como o WSS, o OSI e os campos de velocidade e pressão. Em seguida, foi simulado o escoamento nos mesmos aneurismas após o tratamento cirúrgico, a fim de avaliar a influência do procedimento nos parâmetros hemodinâmicos na região afetada.

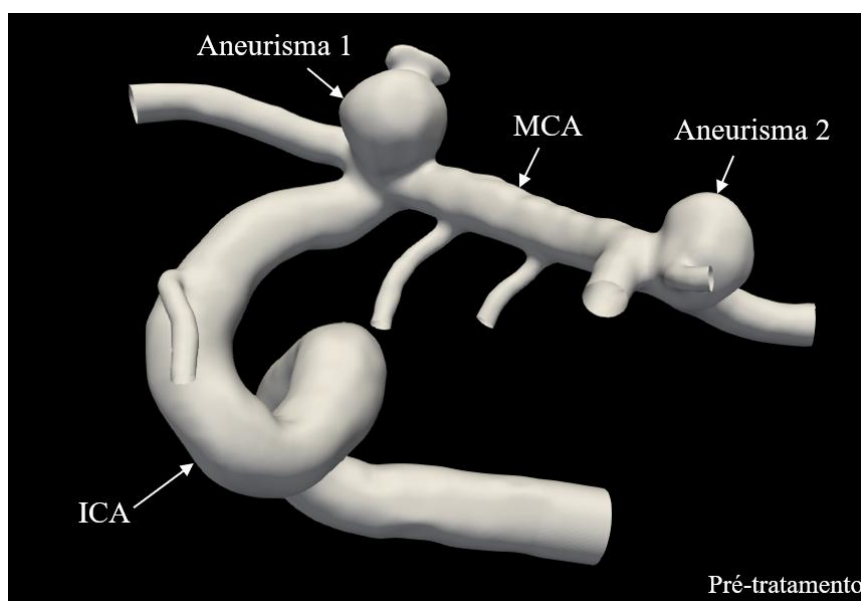
2.1. Sujeito do estudo

Foram utilizadas duas superfícies geométricas de aneurismas obtidas a partir de imagens de angiografia tridimensional e processadas pelo programa VMTK, a fim de serem convertidas para o formato STL. O VMTK (*Vascular Modeling Toolkit*) é uma ferramenta poderosa para manipulação e processamento de dados vasculares, que permite a análise de estruturas complexas a partir de imagens médicas.

O processo começa com a importação dos dados de angiografia tridimensional, que contém as informações sobre a densidade do tecido. A seguir, o VMTK aplica algoritmos de segmentação para identificar e isolar as estruturas vasculares, como as artérias e os aneurismas, separando-os do tecido circundante. Essa etapa é crucial para garantir que somente as regiões de interesse sejam consideradas. Após a segmentação, um pós-processamento é realizado para melhorar a qualidade da superfície gerada, otimizando a uniformidade e a precisão do modelo. Algumas das técnicas de pós-processamento que o VMTK oferece incluem a suavização da superfície para reduzir irregularidades, a remoção de superfícies indesejadas, o fechamento de espaço na superfície gerada e a reconstrução dela para garantir uma geometria contínua.

Em seguida, o VMTK utiliza essas informações para criar uma superfície tridimensional que representa as estruturas vasculares. Essa superfície é gerada a partir dos dados segmentados, resultando em um modelo que reflete com precisão a anatomia dos aneurismas. A superfície representada pela Figura 8 mostra a condição original dos aneurismas antes do tratamento cirúrgico.

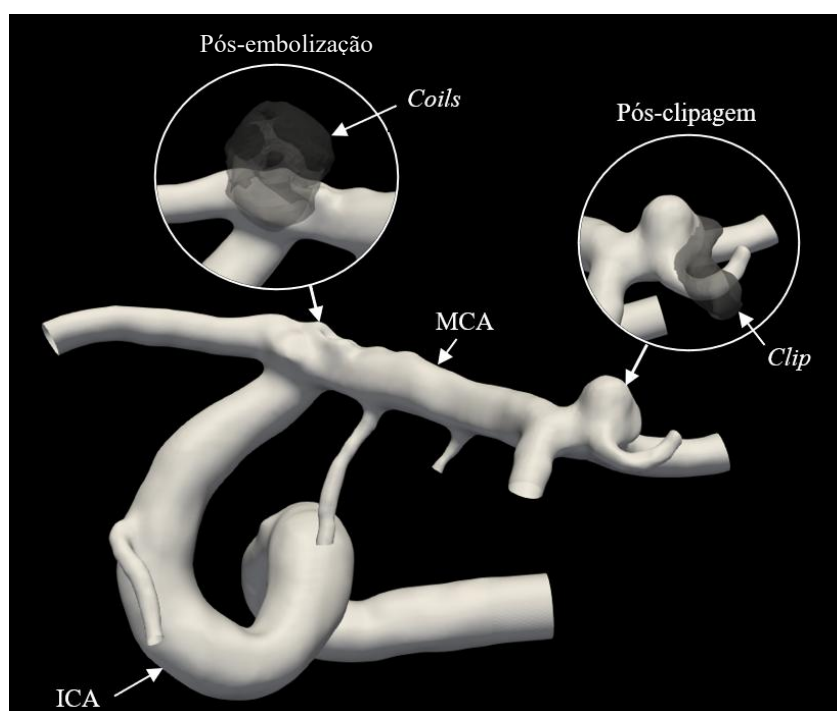
Figura 8 – Geometria vascular pré-tratamento cirúrgico



Fonte: preparado pelo autor

O aneurisma 1 do estudo está localizado na bifurcação entre a artéria carótida interna (ICA, da sigla em inglês) e a artéria cerebral média (MCA, da sigla em inglês), enquanto o aneurisma 2 está situado na MCA, conforme ilustrado na Figura 8. Já a Figura 9 corresponde à geometria pós-tratamento, o que permitirá uma análise comparativa dos parâmetros hemodinâmicos em ambas as situações.

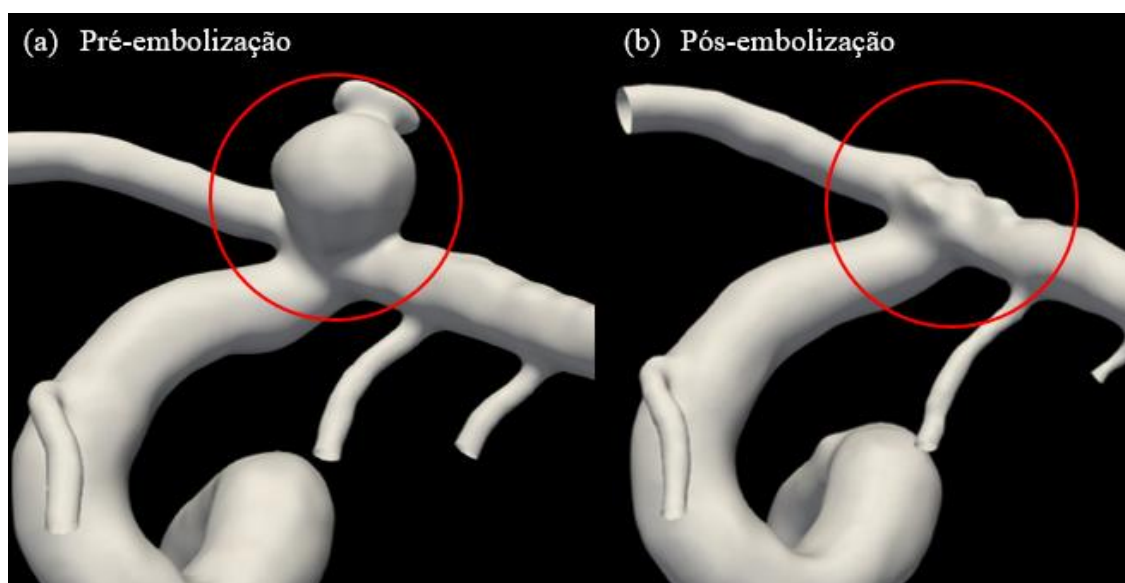
Figura 9 – Geometria vascular pós-tratamento cirúrgico



Fonte: preparado pelo autor

Os aneurismas estudados apresentam-se em duas localizações distintas. O primeiro aneurisma está situado no final da artéria carótida interna e foi submetido a um procedimento de embolização, no qual foram introduzidos *coils* para interromper o fluxo sanguíneo para o seu interior. Esse tratamento pretende reduzir o risco de ruptura, desviando o fluxo sanguíneo da área enfraquecida. A Figura 10 apresenta a região antes e depois do tratamento cirúrgico do aneurisma em questão.

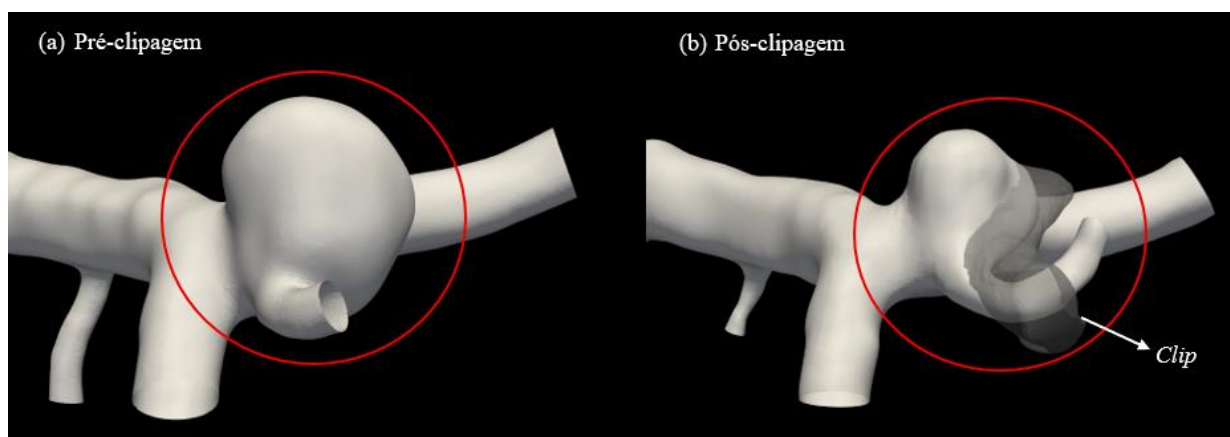
Figura 10 – (a) Região com aneurisma antes da embolização e (b) região pós-embolização



Fonte: preparado pelo autor

O segundo aneurisma, localizado após a bifurcação da carótida interna, foi tratado com um processo de clipagem parcial. Esse método cirúrgico envolveu a aplicação de um clipe metálico na base do aneurisma, com o intuito de interromper parcialmente o fluxo sanguíneo. A Figura 11 apresenta a região antes e depois do tratamento cirúrgico deste aneurisma.

Figura 11 – Região do aneurisma antes da clipagem (a) e região após a clipagem (b)



Fonte: preparado pelo autor

Ambas as geometrias foram estudadas por meio de simulações numéricas para investigar as mudanças nos parâmetros hemodinâmicos antes e após os tratamentos.

2.2. Simulação numérica

2.2.1. Modelagem física e matemática

A simulação numérica foi feita usando o código computacional aberto e de licença gratuita OpenFOAM. O escoamento do fluido é tratado como incompressível, em regime transiente, isotérmico e laminar, devido ao baixo número de Reynolds. O sangue foi considerado como um fluido newtoniano. O modelo de fluido newtoniano é adequado para o escoamento de sangue nas artérias do estudo, ou seja, nas artérias que atingem o cérebro, como reportado por Perktold et al. (1991), que demonstra que o uso do modelo de fluido newtoniano não produz alterações significativas nas características essenciais do escoamento. Logo, as equações governantes para este tipo de escoamento são as equações da continuidade e da quantidade de movimento linear, Equações 5 e 6 respectivamente:

$$\nabla \cdot \vec{V} = 0 , \quad (2)$$

$$\rho \left[\frac{\partial \vec{V}}{\partial t} + (\vec{V} \cdot \nabla) \vec{V} \right] = -\nabla p + \rho \vec{g} + \mu \nabla^2 \vec{V} , \quad (3)$$

onde $\vec{V}$ é o campo de velocidade, ρ a massa específica, $\vec{g}$ o vetor aceleração da gravidade, p a pressão e μ a viscosidade dinâmica.

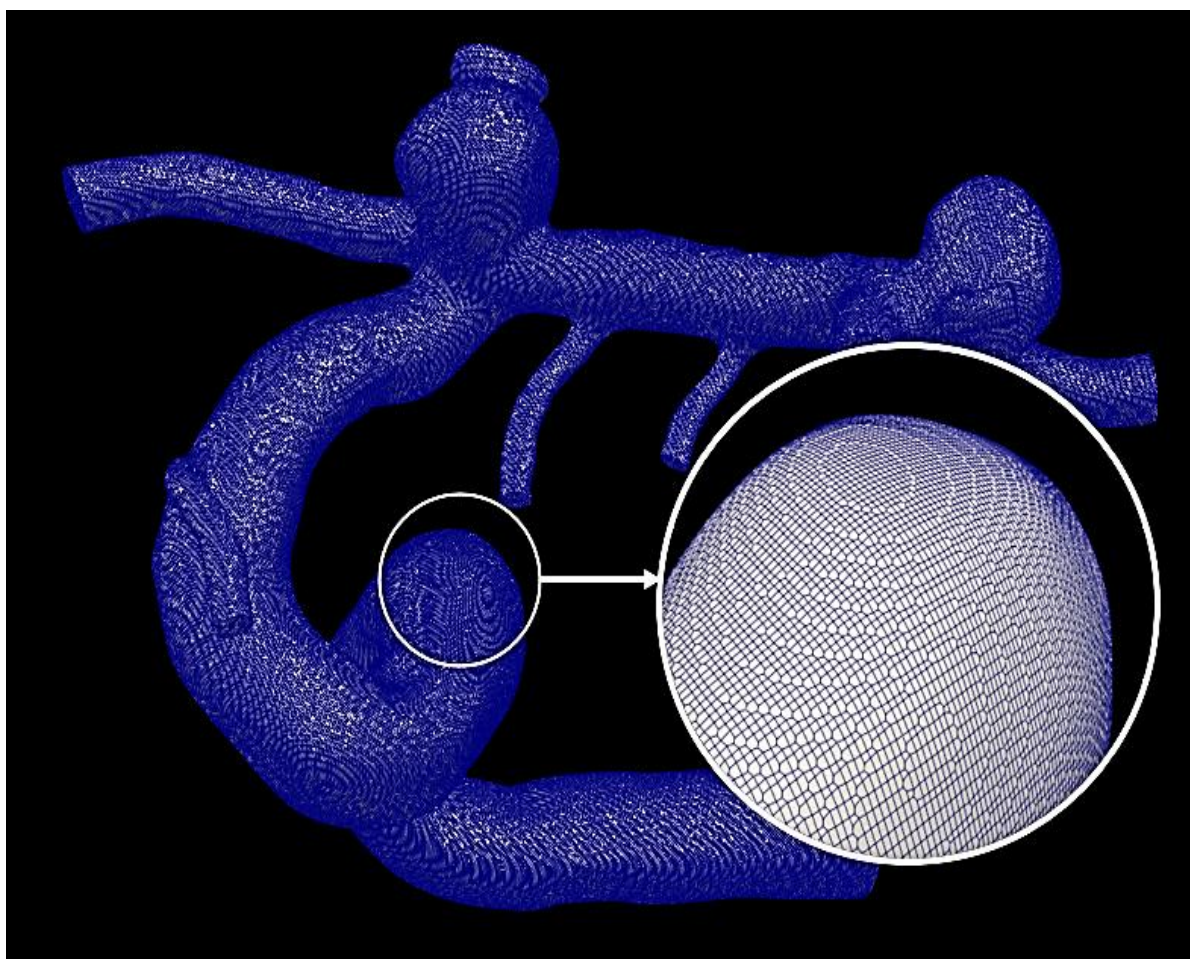
2.2.2. Malha computacional

Para a execução bem-sucedida da simulação numérica do escoamento deve-se discretizar o domínio computacional em um número adequado de volumes, formando o que é conhecida como malha computacional. Para este propósito, as malhas computacionais foram geradas utilizando a ferramenta *snappyHexMesh* do OpenFOAM, que cria malhas predominantemente compostas por hexaedros.

A estrutura interna das malhas é formada por hexaedros puros, enquanto as células próximas às paredes são poliedros, ajustadas para a geometria curva com um refinamento em camadas prismáticas na camada limite. O Apêndice B apresenta detalhadamente a ferramenta *snappyHexMesh* do OpenFOAM.

A Figura 12 apresenta uma visão geral da malha computacional criada para a simulação do escoamento sanguíneo. Esta imagem ilustra a distribuição dos elementos em todo o domínio, com destaque para a predominância de hexaedros que formam a estrutura da malha. A disposição uniforme dos elementos na malha é crucial para assegurar que as condições de escoamento sejam representadas com precisão.

Figura 12 – Malha computacional



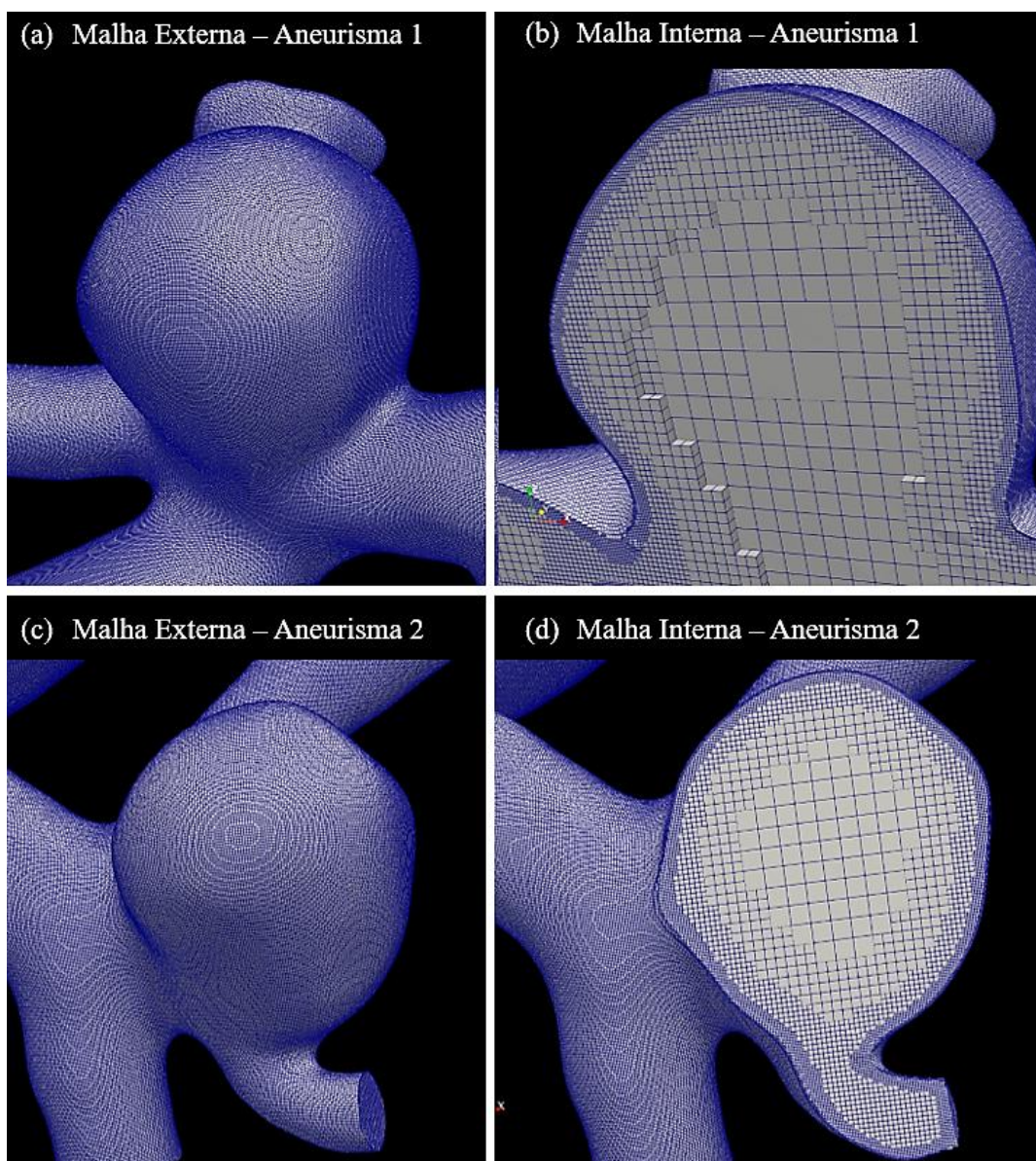
Fonte: preparado pelo autor

Além disso, a malha refinada é crucial para capturar fenômenos hemodinâmicos complexos, como o efeito de recirculação e a formação de vórtices, que podem influenciar a

evolução do aneurisma. A qualidade da malha nas regiões críticas é fundamental para garantir a convergência da simulação e a precisão dos resultados obtidos.

Na Figura 13, é mostrada uma visão detalhada da malha nas regiões dos aneurismas. As características específicas próximas às paredes incluem um aumento na densidade de elementos, que são essenciais para resolver os gradientes de velocidade e pressão que ocorrem devido à interação do escoamento sanguíneo com a parede do aneurisma. Essa maior resolução nas células adjacentes à parede também permite uma melhor representação das camadas prismáticas, onde as propriedades do fluido variam rapidamente.

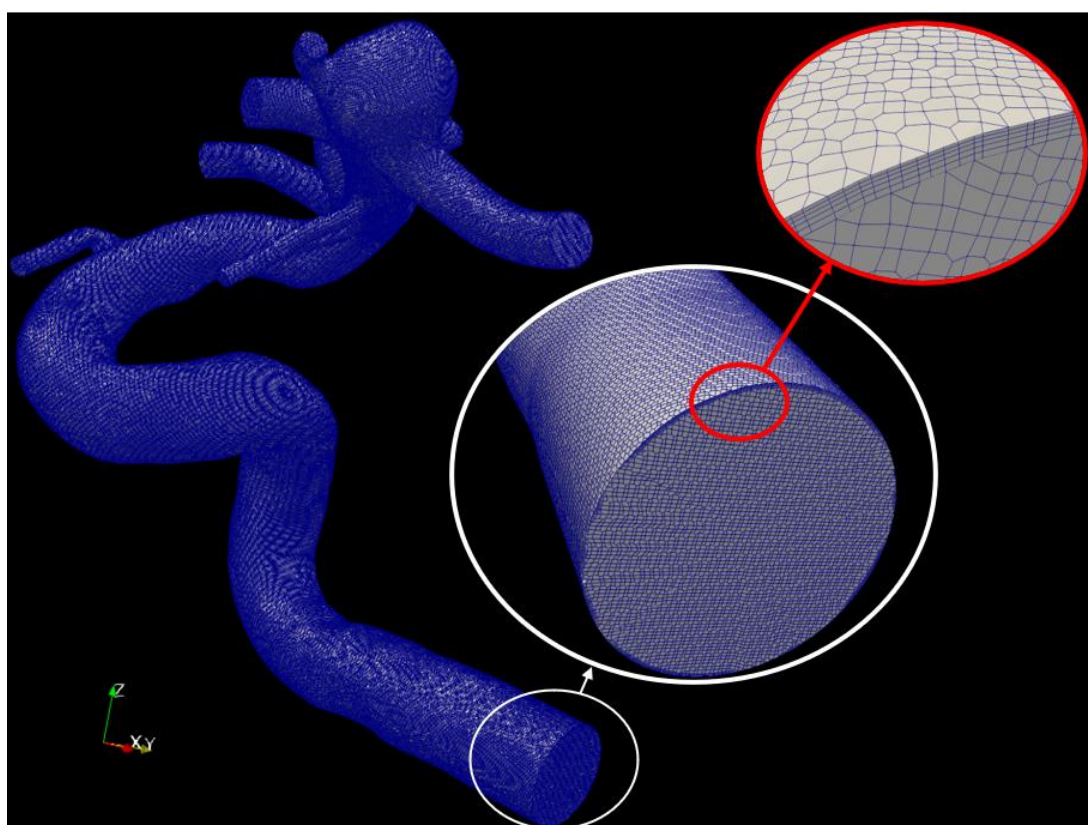
Figura 13 – (a) Malha do aneurisma 1, (b) malha com vista interna do aneurisma 1, (c) malha do aneurisma 2 e (d) malha com vista interna do aneurisma 2.



Fonte: preparado pelo autor

As malhas geradas para este estudo contêm aproximadamente 3 milhões de elementos e apresentam características específicas nas regiões próximas às paredes, fundamentais para garantir uma representação adequada do escoamento. A malha próxima à parede foi projetada com cinco camadas prismáticas. A espessura final dessas camadas é definida como 30% do tamanho do elemento adjacente, enquanto a espessura mínima das camadas prismáticas é 5% do tamanho do elemento adjacente. Essa configuração é essencial para resolver adequadamente os gradientes de velocidade e pressão, permitindo que a simulação capture a transição entre o escoamento livre e as superfícies das paredes. Além disso, a razão de expansão definida como 1,2 garante que a espessura das camadas aumente de forma controlada, o que é crucial para evitar descontinuidades abruptas que poderiam comprometer a estabilidade da simulação. A Figura 14 ilustra a região de entrada do escoamento, destacando a configuração da camada prismática estabelecida.

Figura 14 – Malha da região de entrada do aneurisma



Fonte: preparado pelo autor

Os mesmos passos utilizados na criação das malhas dos aneurismas antes do tratamento cirúrgico foram seguidos na geração das malhas após os procedimentos cirúrgicos. O número total de células permaneceu próximo de 6 milhões, e a configuração da camada prismática, com

5 camadas, também foi mantida, garantindo consistência nas simulações. Como essas malhas seguem o mesmo padrão estabelecido anteriormente, optou-se por não incluir imagens adicionais da malha pós-tratamento, já que a estrutura e as características são semelhantes às demonstradas nas figuras anteriores.

Com base em simulações anteriores para geometrias vasculares semelhantes, foi adotado um intervalo de tempo de 1×10^{-4} s. Para minimizar erros transitórios iniciais, três ciclos cardíacos foram simulados, mas apenas o terceiro ciclo foi analisado nos resultados. Esse número de ciclos é consistente com os valores utilizados em publicações semelhantes (BERG, et al., 2019). Oliveira et al. (2021) realizaram estudos de sensibilidade para as malhas em diferentes geometrias de aneurismas, recomendando em uma densidade de volume de células na faixa de 3000 a 4000 células/m³.

2.2.3. Discretização

Para garantir a qualidade e a confiabilidade dos resultados das simulações, é fundamental realizar a discretização das equações diferenciais usando as mais elevadas ordens possíveis para as funções de interpolação, o que permite capturar com maior precisão os detalhes do escoamento. Isso é particularmente importante em simulações complexas, como a dinâmica de fluidos em aneurismas, onde a precisão é crucial para obter resultados confiáveis.

Neste trabalho, foram selecionadas as funções de interpolação de segunda ordem para a discretização das equações. Para o termo temporal, utilizou-se o esquema *backward*, que é descrito pela equação:

$$\frac{\partial}{\partial t}(\phi) = \frac{1}{\Delta t} \left(\frac{3}{2} \phi^n - 2\phi^{n-1} + \frac{1}{2} \phi^{n-2} \right), \quad (4)$$

onde ϕ é o valor da variável no tempo n e Δt é o intervalo de tempo.

O termo advectivo descreve o transporte de propriedades do fluido devido ao seu movimento. Neste trabalho, utilizou-se o esquema de discretização *Gauss linearUpwind*, que é um esquema de segunda ordem. A formulação discreta do termo advectivo é dada por:

$$\vec{\nabla} \cdot (\phi U) \approx \sum (\phi_f U_f \cdot \vec{S}_f) \quad , \quad (5)$$

onde U_f é a velocidade interpolada na face f e $\vec{S}_f$ é o vetor área da face. A característica distintiva do esquema *linearUpwind* está na forma como o valor da variável transportada na face, ϕ_f , é determinado.

No esquema *linearUpwind*, o valor de ϕ_f é obtido por meio de uma extrapolação linear baseada no gradiente da célula a montante em relação ao sentido do escoamento, conforme:

$$\phi_f = \phi_P + \vec{\nabla}\phi_P \cdot (\vec{x}_f - \vec{x}_P) , \quad (6)$$

em que ϕ_P é o valor da variável no centro da célula a montante P , $\vec{\nabla}\phi_P$ é o gradiente avaliado nessa célula, $\vec{x}_P$ é o vetor posição do centro da célula e $\vec{x}_f$ é o vetor posição do centro da face. O termo $(\vec{x}_f - \vec{x}_P)$ representa o deslocamento entre o centro da célula a montante e o centro da face.

Essa formulação decorre da expansão de Taylor de primeira ordem da variável transportada em torno da célula a montante e constitui a base dos esquemas descritos por Jasak (1996). Dessa forma, embora o esquema *linearUpwind* apresente natureza *upwind*, ele incorpora uma correção de segunda ordem por meio do gradiente, reduzindo a difusão numérica em comparação ao esquema *upwind* de primeira ordem. Como ocorre em esquemas de ordem maior ou igual a dois, podem surgir oscilações numéricas em regiões com gradientes elevados; entretanto, no presente trabalho, a combinação entre refinamento de malha, avanço temporal implícito e regime de escoamento considerado garantiu a estabilidade da solução.

Para a discretização do termo difusivo foi utilizado o esquema *Gauss linear*. Entretanto, em malhas poliédricas, a aproximação baseada apenas na projeção do gradiente na direção normal da face não é suficiente, pois essa formulação pressupõe ortogonalidade entre o vetor área da face $\vec{S}_f$ e o vetor entre centros das células $\vec{d}_{ij}$. Em geometrias complexas, essa ortogonalidade não se verifica, tornando necessária a inclusão do termo de difusão cruzada, responsável por corrigir os efeitos da não-ortogonalidade. Seguindo a formulação apresentada por Jasak (1996), o vetor área é decomposto em uma componente ortogonal e uma componente não ortogonal, resultando na seguinte expressão completa para a discretização do termo difusivo:

$$\vec{\nabla} \cdot (v_{Eff,f} \vec{\nabla} U) \approx \sum_f v_{Eff,f} \left[\frac{U_j - U_i}{d_{ij}} \vec{S}_f + (\vec{\nabla} U)_f \cdot \left(\vec{S}_f - \vec{S}_f \frac{d_{ij}}{d_{ij}} \right) \right] , \quad (7)$$

onde ν_{Eff} representa a viscosidade efetiva interpolada na face, enquanto U_i e U_j são os valores da componente de velocidade nos centros das células que compartilham a face f . O termo d_{ij} corresponde à distância entre esses centros, e $\vec{S}_f$ é o vetor área da face, cuja magnitude é S_f . A primeira parcela dentro dos colchetes descreve a contribuição difusiva ortogonal, válida quando o vetor área da face é paralelo ao vetor entre centros. O segundo termo envolve o gradiente interpolado $(\vec{\nabla}U)_f$ e corrige os efeitos da não-ortogonalidade da malha pela diferença entre o vetor área real e sua projeção ortogonal.

Os gradientes de pressão foram discretizados utilizando o esquema *Gauss linear*, aplicado por meio do teorema da divergência. A formulação discreta é dada por:

$$(\nabla p)_P \approx \frac{1}{V_P} \sum_f p_f \vec{S}_f \quad , \quad (8)$$

em que p_f é a pressão interpolada na face f , V_P é o volume da célula P e $\vec{S}_f$ é o vetor área da face. Essa discretização é de segunda ordem e adequada para a representação de campos suaves de pressão em malhas não estruturadas, conforme apresentado por Jasak (1996).

2.2.4. Condições de contorno

No contexto da simulação numérica, as condições iniciais e de contorno desempenham um papel fundamental na representação precisa do comportamento do fluido no domínio de interesse. Para iniciar a simulação, é aplicada uma condição inicial trivial para os campos de velocidade e pressão. Em outras palavras, esses campos são assumidos como sendo iguais a zero em todo o domínio de simulação no início do processo de simulação. Onde neste estudo, são adotadas as seguintes condições de contorno:

Entrada: na entrada do domínio de simulação (entrada da ICA), foi imposto um perfil de velocidade dependente do tempo, cuja intensidade é modulada por uma vazão pulsátil $q_a(t)$, conforme ilustra a Figura 15. Essa abordagem permite prescrever diretamente o campo de velocidade na entrada, garantindo consistência com o padrão pulsátil fisiológico do escoamento sanguíneo ao longo do ciclo cardíaco.

Para determinar essa vazão, foram seguidos dois passos: primeiramente, utilizaram-se dados da vazão volumétrica normalizada ($q_n(t)$), relatados por Hoi et al. (2010) em pacientes idosos, com idade média de 68 anos, que consideram as flutuações de vazão ao longo do ciclo cardíaco na artéria carótida interna (ICA), com período de 0,94 segundos para a conclusão de

um ciclo completo. É importante ressaltar que esses dados por si só não fornecem os valores absolutos de vazão necessários para a simulação. Em segundo lugar, através da vazão normalizada e da vazão média da ICA foram obtidos os valores da vazão volumétrica instantânea ($q_a(t)$).

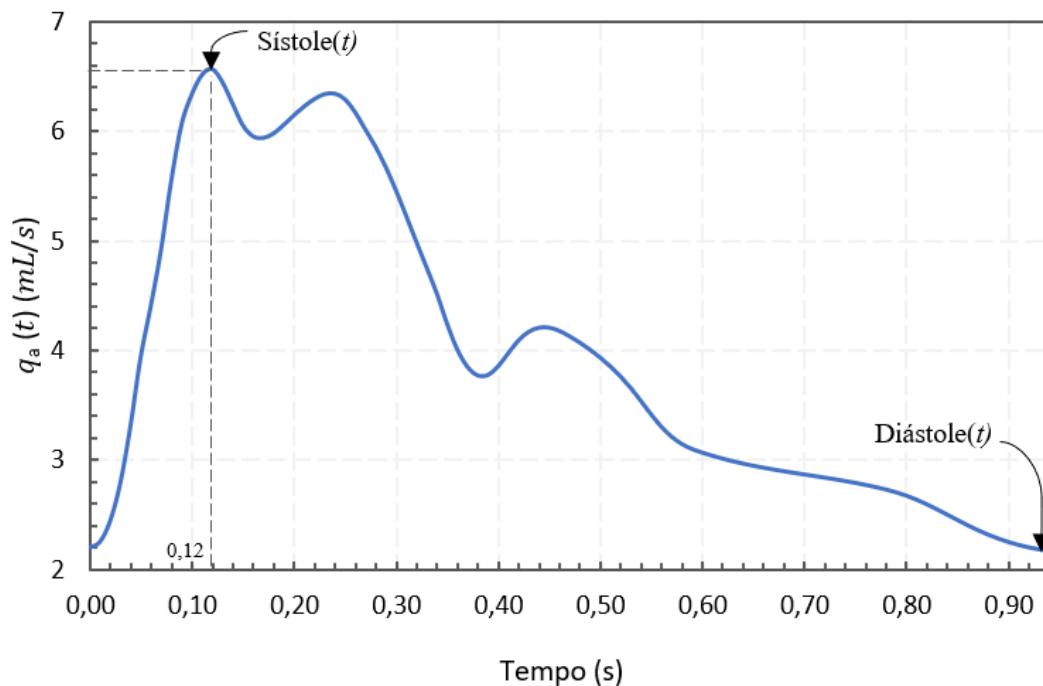
A vazão volumétrica instantânea pode ser obtida pela multiplicação da vazão volumétrica normalizada pela vazão média na artéria de interesse, conforme demonstra a Equação 12:

$$q_a(t) = \bar{q}_a * q_n(t) \quad , \quad (9)$$

onde a vazão média ($\bar{q}_a$) na ICA foi relatada como $\bar{q}_a = 4.3 \text{ mL/s}$ por Zarrinkoob et al. (2015). Essa vazão média foi escolhida devido à indisponibilidade do perfil da vazão sanguínea específica do caso de estudo.

A combinação dos dados da vazão normalizada com a vazão média da ICA fornece o perfil da vazão instantânea utilizado na simulação, conforme demonstra a Figura 15. Esses dados permitem replicar o padrão pulsátil de vazão sanguínea observado na artéria vertebral humana. Esse procedimento garante uma representação fisiologicamente relevante, mesmo na ausência de dados de vazão específicos (Oliveira, et al., 2021).

Figura 15 – Perfil de vazão volumétrica na entrada da ICA



Fonte: preparado pelo autor com dados retirados do Hoi et al. (2010) e Zarrinkoob et al. (2015)

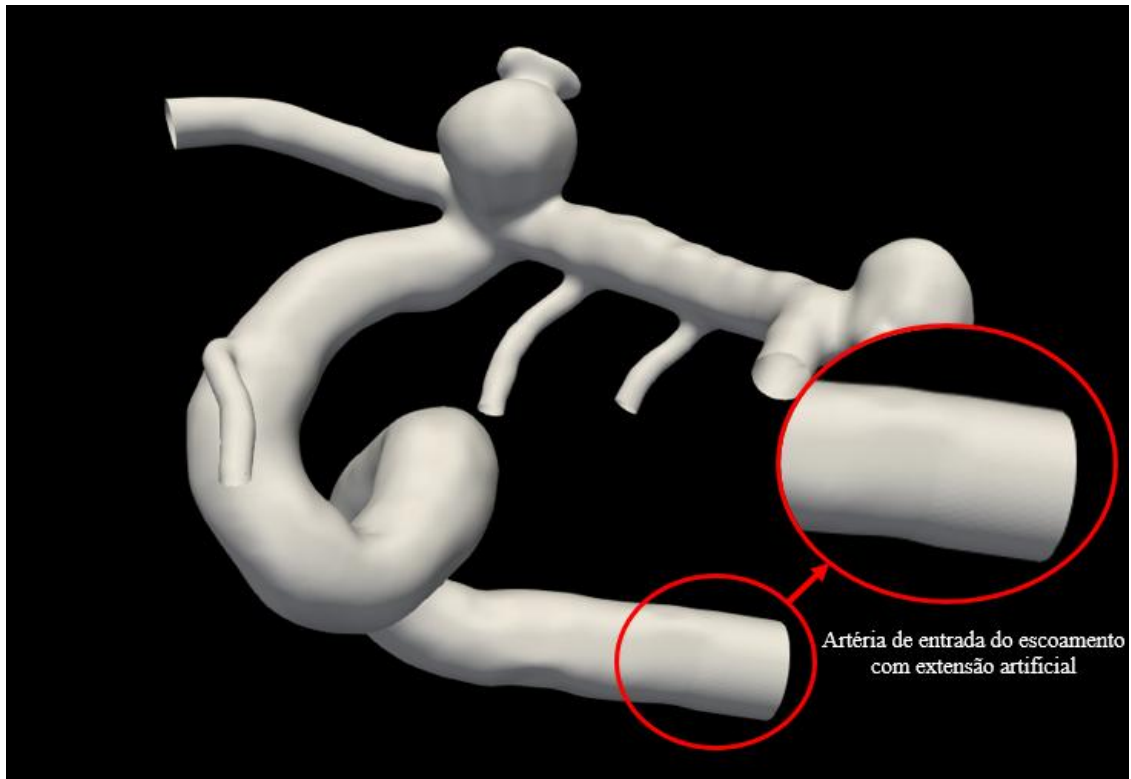
A vazão volumétrica instantânea $q_a(t)$ foi utilizada para definir o perfil de velocidade imposto na entrada. Assumiu-se um perfil parabólico correspondente a um escoamento laminar totalmente desenvolvido em um tubo circular, descrito por:

$$v_{inlet}^f(r, t) = 2 \frac{q_a(t)}{A_{inlet}} \left[1 - \frac{4r^2}{d_a^2} \right], \quad (10)$$

onde A_{inlet} é a área da secção transversal da artéria na entrada, d_a é o diâmetro da artéria, r é a coordenada radial da secção circular na entrada.

Uma extensão artificial com secção circular e comprimento igual ao dobro do diâmetro d_a foi adicionada à entrada da artéria para impor essa condição de contorno. Além disso, o gradiente de pressão na entrada foi considerado como zero. A Figura 16 ilustra a região de entrada do escoamento do aneurisma com a extensão artificial.

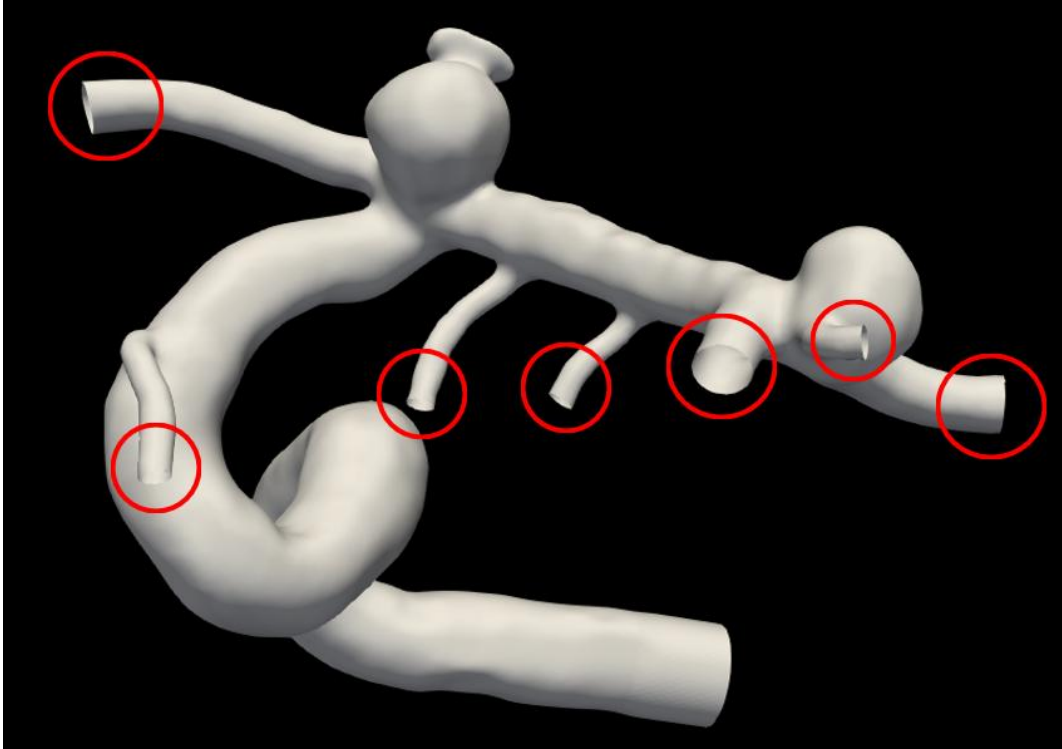
Figura 16 – Região da entrada do escoamento do aneurisma



Fonte: preparado pelo autor

Saída: a geometria do estudo possui 7 saídas de escoamento, às quais foram atribuídas as mesmas condições de contorno. A Figura 17 ilustra as 7 saídas de escoamento do aneurisma.

Figura 17 – Regiões de saída do escoamento do aneurisma



Fonte: preparado pelo autor

Nas saídas de escoamento foram aplicadas condições de contorno de velocidade corrigida por fluxo e uma condição de resistência para a pressão. Importante destacar que a modelagem desta condição parte da hipótese de gradiente-nulo para a velocidade, sendo aplicada uma correção adicional para satisfazer a conservação da massa global. A velocidade corrigida por fluxo é definida pela seguinte equação:

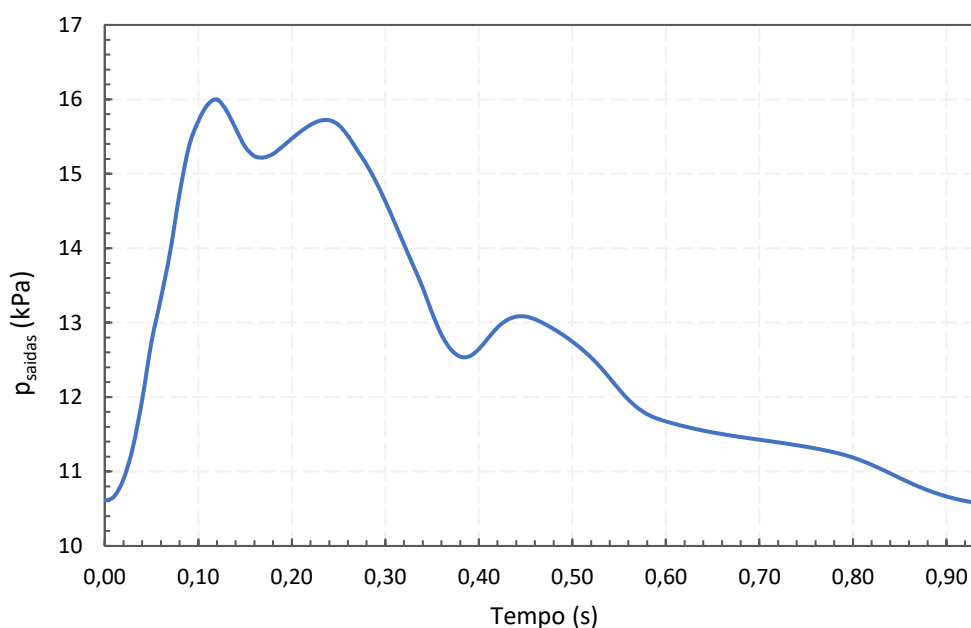
$$U_p = U_c - \vec{n}(\vec{n} \cdot U_c) + \frac{\vec{n}\phi_p}{|\vec{S}_f|}, \quad (11)$$

onde U_p representa a velocidade na superfície de saída [m/s], U_c é a velocidade nas células adjacentes [m/s], $\vec{n}$ são os vetores normais, ϕ_p é o fluxo [m³/s], e $\vec{S}_f$ são os vetores da área da face [m²].

Essa condição de contorno fornece uma abordagem para calcular a velocidade na saída, levando em conta a pressão especificada. A correção é realizada a partir da velocidade nas células adjacentes e ajustada pelo fluxo. Isso garante que as dinâmicas de escoamento sejam adequadamente representadas, permitindo uma simulação mais precisa dos parâmetros hemodinâmicos nas regiões de interesse, especialmente em contextos como o estudo de aneurismas.

A condição de contorno de resistência é definida como a pressão proporcional à vazão volumétrica na entrada da ICA, com níveis que variam entre os valores normais de pressão durante o ciclo cardíaco, ou seja, de 80 a 120 mmHg (aproximadamente 10 a 16 kPa), conforme ilustrado na Figura 18. Como as distâncias entre as saídas e o aneurisma não são suficientemente grandes, Chnafa et al. (2018) recomenda utilizar essa condição de contorno para melhorar a precisão na simulação.

Figura 18 – Perfil de pressão sob a condição de resistência (aplicada em todas as saídas)



Fonte: preparado pelo autor

Parede: as paredes dos vasos são consideradas como rígidas, o que significa que não há deformação elástica nas paredes. As condições de contorno aplicadas às paredes dos vasos são de vazão igual a zero, gradiente de pressão igual a zero e sem deslizamento (*no slip wall*). É importante observar que, embora haja evidências sugerindo que a elasticidade da parede dos vasos pode influenciar os resultados hemodinâmicos, neste estudo, optou-se por considerar as paredes como rígidas.

Essas condições de contorno foram escolhidas com base nas características do problema e nas capacidades do programa de simulação utilizado. É importante notar que as escolhas feitas em relação às condições de contorno podem ter um impacto significativo nos resultados das simulações de dinâmica de fluidos computacional e, portanto, foram cuidadosamente consideradas para garantir a precisão e a relevância dos resultados da melhor forma possível.

As Equações 2 e 3, sujeitas às condições de contorno detalhadas acima, foram resolvidas empregando o Método de Volumes Finitos. Esse método numérico está implementado no código computacional OpenFOAM. O OpenFOAM é uma plataforma versátil que incorpora *solvers* para lidar com uma ampla gama de problemas de mecânica do contínuo, incluindo análises de CFD.

No contexto deste estudo, o solver específico empregado para resolver o problema de acoplamento entre pressão e velocidade foi o pisoFOAM. O pisoFOAM, utiliza o algoritmo PISO (*Pressure Implicit with Splitting of Operators*) que é um algoritmo utilizado para a solução das equações de Navier-Stokes discretizadas que modelam o comportamento dos fluidos em dinâmica de fluidos computacional. O método PISO é uma abordagem de solução implícita que se destaca pela sua capacidade de tratar de forma eficaz o acoplamento entre as equações de momento e continuidade. O algoritmo PISO é apresentado no Apêndice A.

2.3. Análise de dados computacionais

A tensão de cisalhamento na parede (WSS) foi analisada no instante do pico da sístole, assim como o campo da Tensão de Cisalhamento Média (TAWSS). A TAWSS é definida como a média temporal da magnitude da WSS na superfície interna dos vasos, conforme a equação a seguir:

$$\text{TAWSS}(x) \equiv \overline{\tau_w}(x) = \frac{1}{T_c} \int_0^{T_c} \|\tau_w\| dt , \quad (12)$$

onde T_c é o período do ciclo cardíaco, ou seja, o tempo total de um batimento. O numerador da equação, $\int_0^{T_c} \|\tau_w\| dt$, calcula a integral da magnitude da Tensão de Cisalhamento na Parede (WSS) ao longo de todo o ciclo. Em outras palavras, ele soma todas as contribuições de $\|\tau_w\|$, que é a força tangencial exercida pelo escoamento sanguíneo na parede do vaso, a cada instante t durante o ciclo cardíaco. A divisão pelo T_c no denominador normaliza essa soma, calculando assim a média temporal da magnitude da WSS ao longo de todo o ciclo. Essa medida fornece uma visão de quanto cisalhamento a parede do vaso está enfrentando em média.

Além da Tensão de Cisalhamento na parede, analisamos o campo do OSI, conforme definido por He e Ku (1996) como:

$$OSI(\mathbf{x}) = \frac{1}{2} \left(1 - \frac{\left\| \frac{1}{T_c} \int_0^{T_c} \boldsymbol{\tau}_w(\mathbf{x}, t) dt \right\|}{\frac{1}{T_c} \int_0^{T_c} \|\boldsymbol{\tau}_w(\mathbf{x}, t)\| dt} \right) \quad (13)$$

Aqui, o numerador $\left\| \frac{1}{T_c} \int_0^{T_c} \boldsymbol{\tau}_w(\mathbf{x}, t) dt \right\|$ representa a média temporal vetorial da Tensão de Cisalhamento na Parede, levando em consideração a direção do vetor ao longo do tempo. O denominador, $\frac{1}{T_c} \int_0^{T_c} \|\boldsymbol{\tau}_w(\mathbf{x}, t)\| dt$, é a média temporal da magnitude do vetor WSS, ou seja, apenas o valor absoluto da força tangencial, sem considerar a direção. A razão entre esses dois termos captura a relação entre a direção média e a magnitude média da WSS. Quando o numerador e o denominador são próximos, o WSS está sendo aplicado de maneira consistente em termos de direção, com pouca oscilação. Quando o valor da divisão se aproxima de zero, significa que há grande oscilação na direção do vetor WSS, indicando que o escoamento sanguíneo está variando muito em sua orientação. O valor resultante do OSI varia entre 0 e 0,5, onde 0 significa que não há oscilação na direção da WSS (o vetor mantém uma direção constante ao longo do ciclo), e 0,5 indica máxima oscilação, com mudanças frequentes na direção do vetor ao longo do ciclo cardíaco.

Por fim, também foi considerada a avaliação da força hidrodinâmica resultante exercida pelo sangue sobre a superfície correspondente ao material embolizado. Essa força representa a carga total transmitida pelo campo de pressão ao coil durante o ciclo cardíaco e é obtida a partir da integração das tensões normais aplicadas na interface entre o fluido e o material. Admitindo que a contribuição dominante decorre da pressão, a força total pode ser escrita como:

$$\mathbf{F} = \int_{\Gamma} -p \mathbf{n} dA, \quad (14)$$

em que p é a pressão exercida pelo escoamento, $\mathbf{n}$ é o vetor normal unitário apontando para fora da superfície Γ associada ao material embolizado, e dA representa o elemento de área. O termo $-p \mathbf{n}$ corresponde ao vetor de tração normal transmitido pelo sangue à superfície, e sua integração fornece a magnitude e a direção da força resultante aplicada ao *coil*.

Esse procedimento foi implementado no pós-processamento utilizando o ParaView, a partir da pressão no instante do pico da sístole e dos vetores normais da superfície embolizada. O resultado obtido é posteriormente apresentado no capítulo de resultados, juntamente com a representação gráfica do vetor resultante sobre a região tratada.

2.4. Estudo de independência de malha

A verificação numérica das simulações é uma etapa essencial para assegurar que os resultados obtidos são independentes do refinamento da malha e representam de forma consistente os fenômenos físicos simulados. Neste trabalho, a análise de independência de malha foi realizada para as geometrias pré-tratamento e pós-tratamento, utilizando o *Grid Convergence Index* (GCI) segundo o procedimento descrito por Celik et al. (2008), amplamente adotado como referência em estudos numéricos baseados no Método dos Volumes Finitos.

Em ambos os casos, foram construídas três malhas com diferentes resoluções (grossa, média e fina). Para cada malha, foi avaliado o tamanho característico da malha, h , utilizado como medida global do refinamento espacial. Considerando que as malhas são não uniformes e compostas por volumes de controle de diferentes tamanhos, o parâmetro h foi definido a partir da média volumétrica dos elementos da malha, conforme:

$$h = \left(\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \Delta V_i \right)^{1/3}, \quad (15)$$

em que N representa o número total de elementos e ΔV_i o volume do elemento i .

A taxa de refinamento da malha, r , foi definida como a razão entre os tamanhos característicos de duas malhas consecutivas, sendo:

$$r_{21} = \frac{h_2}{h_1} \text{ e } r_{32} = \frac{h_3}{h_2}, \quad (16)$$

onde os índices 1, 2 e 3 correspondem, respectivamente, às malhas fina, média e grossa.

Para avaliar a convergência espacial das grandezas hemodinâmicas analisadas, foram consideradas as médias globais de TAWSS e OSI em toda a superfície vascular. O erro aparente entre duas malhas consecutivas foi definido como:

$$\varepsilon_{21} = \phi_2 - \phi_1 \text{ e } \varepsilon_{32} = \phi_3 - \phi_2, \quad (17)$$

onde ϕ_1 , ϕ_2 e ϕ_3 representam o valor da grandeza de interesse obtido, respectivamente, nas malhas fina, média e grossa.

A ordem aparente de convergência, p , foi então estimada com base na razão entre os erros aparentes e na taxa de refinamento adotada, segundo:

$$p = \frac{\ln \left| \frac{\varepsilon_{32}}{\varepsilon_{21}} \right|}{\ln(r)} , \quad (18)$$

Com a ordem de convergência determinada, foi estimado o valor extrapolado para malha infinitamente refinada, ϕ_{ext} , que representa uma aproximação assintótica da solução numérica:

$$\phi_{ext} = \frac{r^p \phi_1 - \phi_2}{r^p - 1} \quad (19)$$

Por fim, a incerteza numérica associada à discretização espacial foi quantificada por meio do GCI. Para o par de malhas fina e média, o GCI foi calculado por:

$$GCI_{21} = F_s \frac{|\phi_1 - \phi_2|}{\phi_1(r^p - 1)} , \quad (20)$$

em que $F_s = 1,25$ é o fator de segurança recomendado para análises com três níveis de malha.

De forma análoga, o índice GCI_{32} foi calculado para o par de malhas média e grossa. A razão entre GCI_{21} e GCI_{32} foi utilizada para verificar se as soluções se encontram na região assintótica de convergência, sendo esperado um valor próximo da unidade quando essa condição é satisfeita. Os resultados são apresentados separadamente para as simulações pós-tratamento e pré-tratamento. A Tabela 1 apresenta os dados das malhas e os valores de TAWSS e OSI médios em toda a superfície calculados na simulação pós-tratamento.

Tabela 1 – Dados das malhas e valores de TAWSS e OSI das simulações pós-tratamento

Malha	Número de células	h	TAWSS (Pa)	OSI (-)
Grossa	3.797.361	7,4153e-5	4,431	0,00552
Média	7.632.235	5,8759e-5	4,418	0,00594
Fina	15.204.326	4,6698e-5	4,409	0,00621

Fonte: preparado pelo autor

Observa-se um comportamento monotônico de convergência à medida que o tamanho característico da malha diminui. A seguir, a Tabela 2 apresenta a ordem aparente de convergência estimada a partir dos dados.

Tabela 2 – Dados da ordem aparente de convergência para simulação pós-tratamento

Grandeza	p
TAWSS	1,47
OSI	1,98

Fonte: preparado pelo autor

Com base nesses valores, calculou-se o valor extrapolado ϕ_{ext} e os índices GCI, apresentados na Tabela 3.

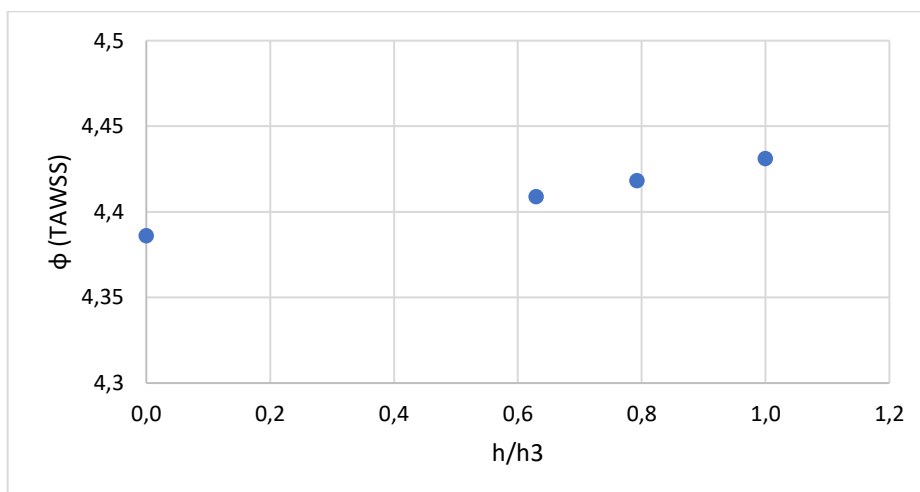
Tabela 3 – Valores do CGI e da verificação da simulação pós-tratamento

Grandeza	ϕ_{ext}	GCI_{21}	GCI_{32}	Verificação
TAWSS	4,386	0,00654	0,008957	1,01
OSI	0,00667	0,09308	0,1511	0,97

Fonte: preparado pelo autor

Os valores de verificação próximos de 1 demonstram que as soluções estão na região assintótica de convergência. A tendência de convergência do TAWSS para a geometria pós-tratamento pode ser observada na Figura 19, que mostra a aproximação monotônica dos valores de TAWSS conforme o refinamento da malha aumenta.

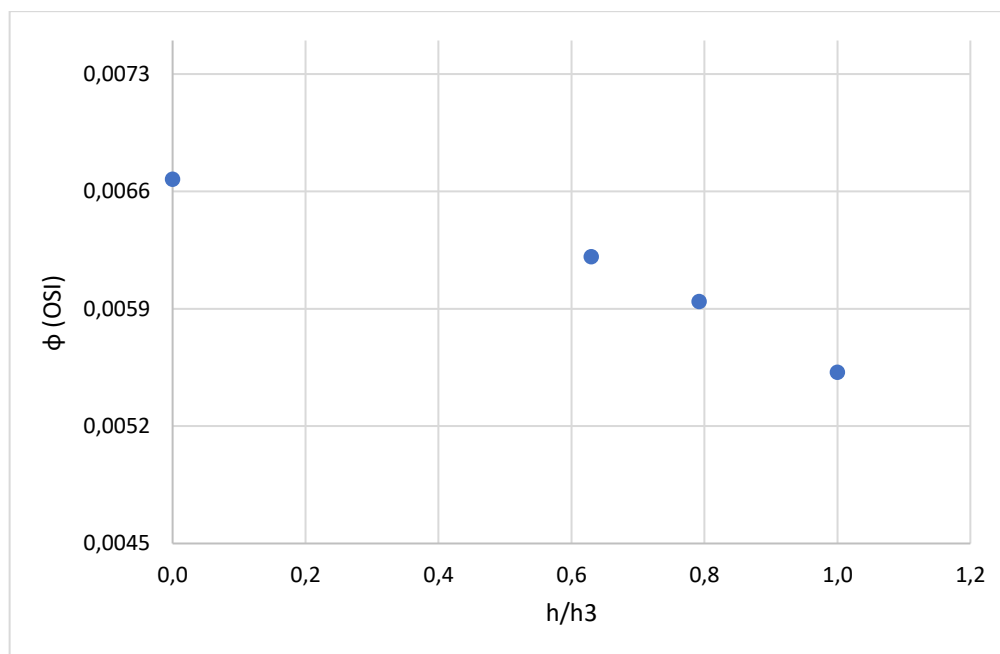
Figura 19 – Gráfico de convergência do TAWSS para geometria pós-tratamento



Fonte: preparado pelo autor

A Figura 20 apresenta o gráfico de convergência do OSI para o cenário pós-tratamento, evidenciando o comportamento mais sensível dessa grandeza em relação ao refinamento da malha.

Figura 20 – Gráfico de convergência do OSI para geometria pós-tratamento



Fonte: preparado pelo autor

A mesma metodologia foi aplicada para a geometria pré-tratamento. A Tabela 4 apresenta os valores obtidos para as três malhas analisadas.

Tabela 4 – Dados das malhas e valores de TAWSS e OSI das simulações pré-tratamento

Malha	Número de células	h	TAWSS (Pa)	OSI (-)
Grossa	2.974.440	8,587e-5	3,6529	0,00604
Média	6.010.666	6,792e-5	3,6491	0,00618
Fina	11.940.087	5,403e-5	3,6464	0,00626

Fonte: preparado pelo autor

Os valores mostram convergência clara para as duas grandezas. A Tabela 5 apresenta as ordens aparentes de convergência.

Tabela 5 – Ordem aparente de convergência dos dados TAWSS e OSI para simulação pré-tratamento

Grandeza	p
TAWSS	1,40
OSI	2,73

Fonte: preparado pelo autor

Com a ordem estimada, calcularam-se os valores extrapolados e os índices GCI, apresentados na Tabela 6.

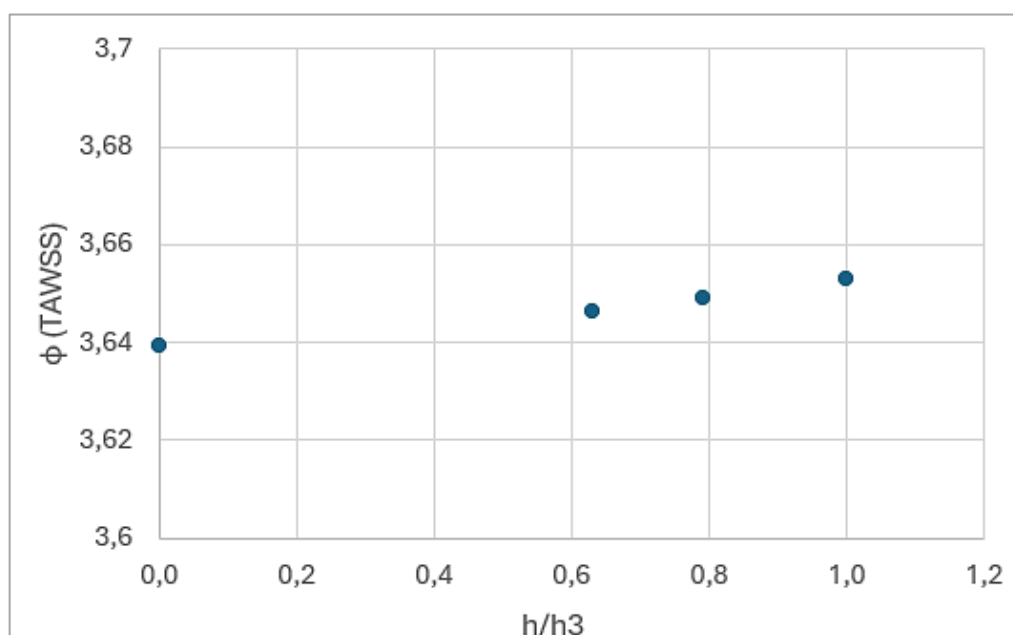
Tabela 6 – Valores do CGI e da verificação da simulação pré-tratamento

Grandeza	ϕ_{ext}	GCI_{21}	GCI_{32}	Verificação
TAWSS	3,64531	0,00240	0,00331	1,03
OSI	0,00634	0,0173	0,0318	1,02

Fonte: preparado pelo autor

Os valores extremamente baixos de GCI confirmam que a malha fina utilizada para a geometria pré-operatória apresenta excelente estabilidade numérica, sobretudo para TAWSS, cujo erro é inferior a 0,3%. A verificação assintótica próxima de 1 novamente confirma convergência consistente. A Figura 21 apresenta a evolução do TAWSS para a geometria pré-tratamento, onde se observa convergência clara entre as malhas grossa, média e fina.

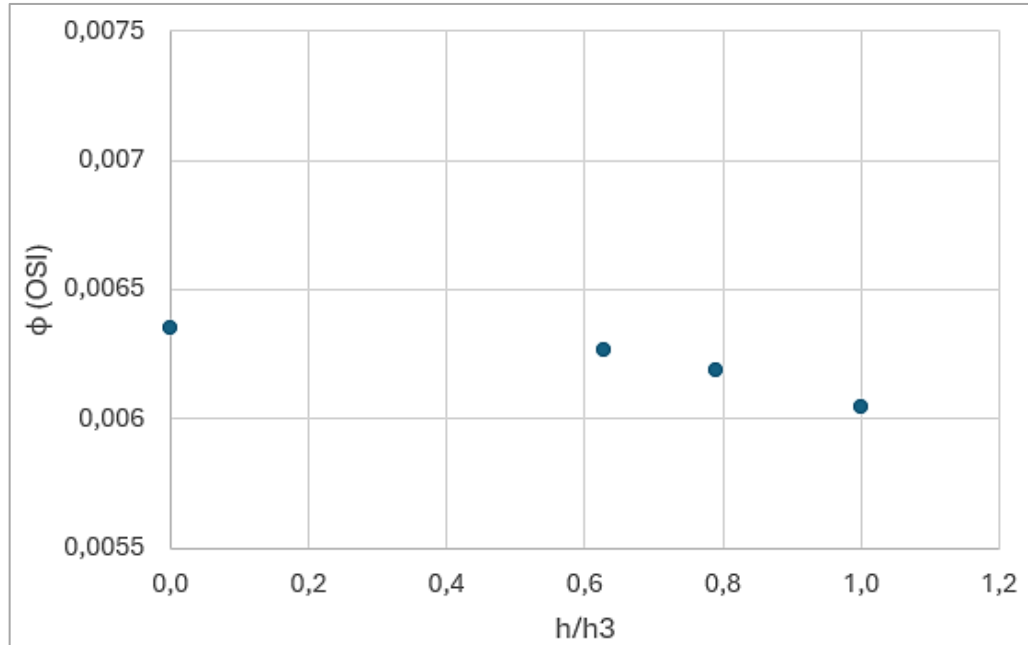
Figura 21 – Gráfico de convergência do TAWSS para geometria pré-tratamento



Fonte: preparado pelo autor

A Figura 22 ilustra o comportamento do OSI para a geometria pré-tratamento, apresentando convergência consistente com a ordem aparente estimada.

Figura 22 – Gráfico de convergência do OSI para geometria pré-tratamento



Fonte: preparado pelo autor

Os resultados obtidos para ambas as geometrias demonstram comportamento de convergência, ordens aparentes compatíveis com o método numérico empregado e índices GCI com valores reduzidos, confirmando que as malhas finas apresentam refinamento adequado para representar os fenômenos hemodinâmicos simulados. Os valores de verificação próximos de 1 em todas as grandezas e em ambos os cenários indicam que as soluções se encontram dentro da região assintótica de convergência, validando a consistência numérica das simulações.

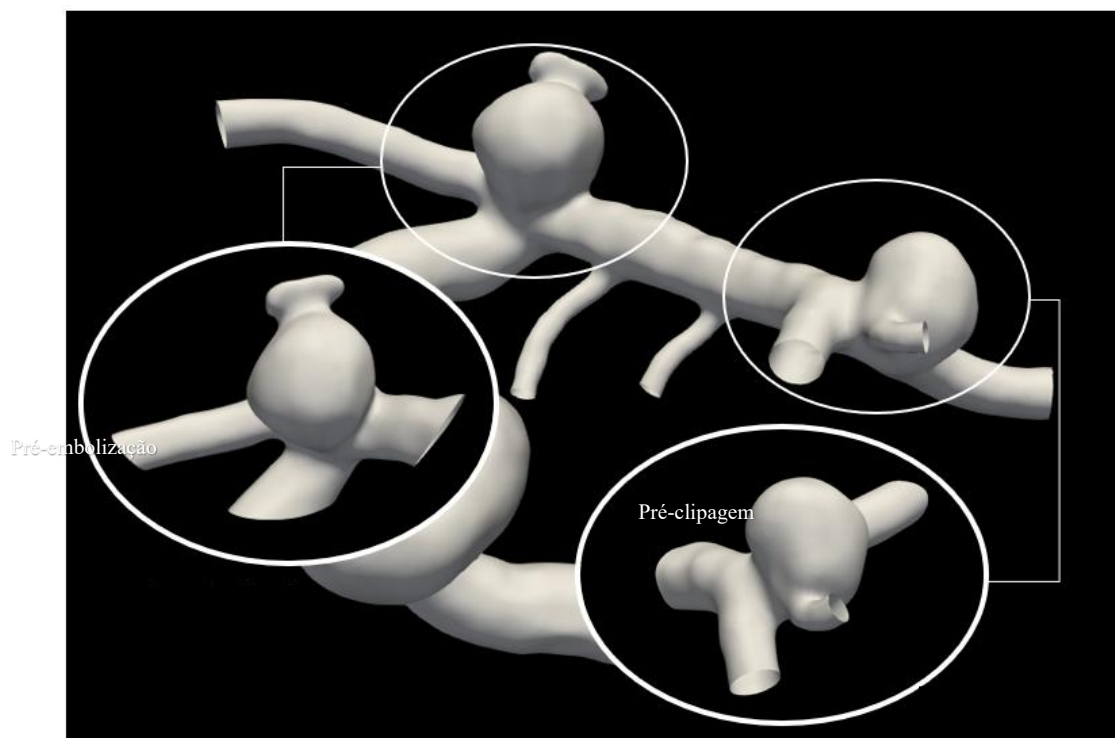
Capítulo 3

Resultados e discussão

Nesta seção, são apresentados e discutidos os resultados da simulação da hemodinâmica realizada em uma artéria contendo os dois aneurismas, tanto na condição de pré-tratamento quanto após os procedimentos cirúrgicos. As análises focam no comportamento do campo de velocidade, no Índice de Oscilação Cisalhante (OSI) e na tensão de cisalhamento média (TAWSS), parâmetros fundamentais para entender as alterações hemodinâmicas nas regiões aneurismáticas.

Para uma compreensão detalhada das alterações hemodinâmicas, os dois aneurismas são analisados separadamente, tanto antes quanto após os respectivos tratamentos cirúrgicos. Essa abordagem permite avaliar de forma individualizada as modificações no comportamento do escoamento sanguíneo e nos parâmetros hemodinâmicos, como a TAWSS, OSI e o campo de velocidade, em cada aneurisma. A Figura 23 apresenta as regiões dos aneurismas que são analisadas e discutidas antes das operações cirúrgicas.

Figura 23 – Regiões dos aneurismas analisadas antes das operações cirúrgicas

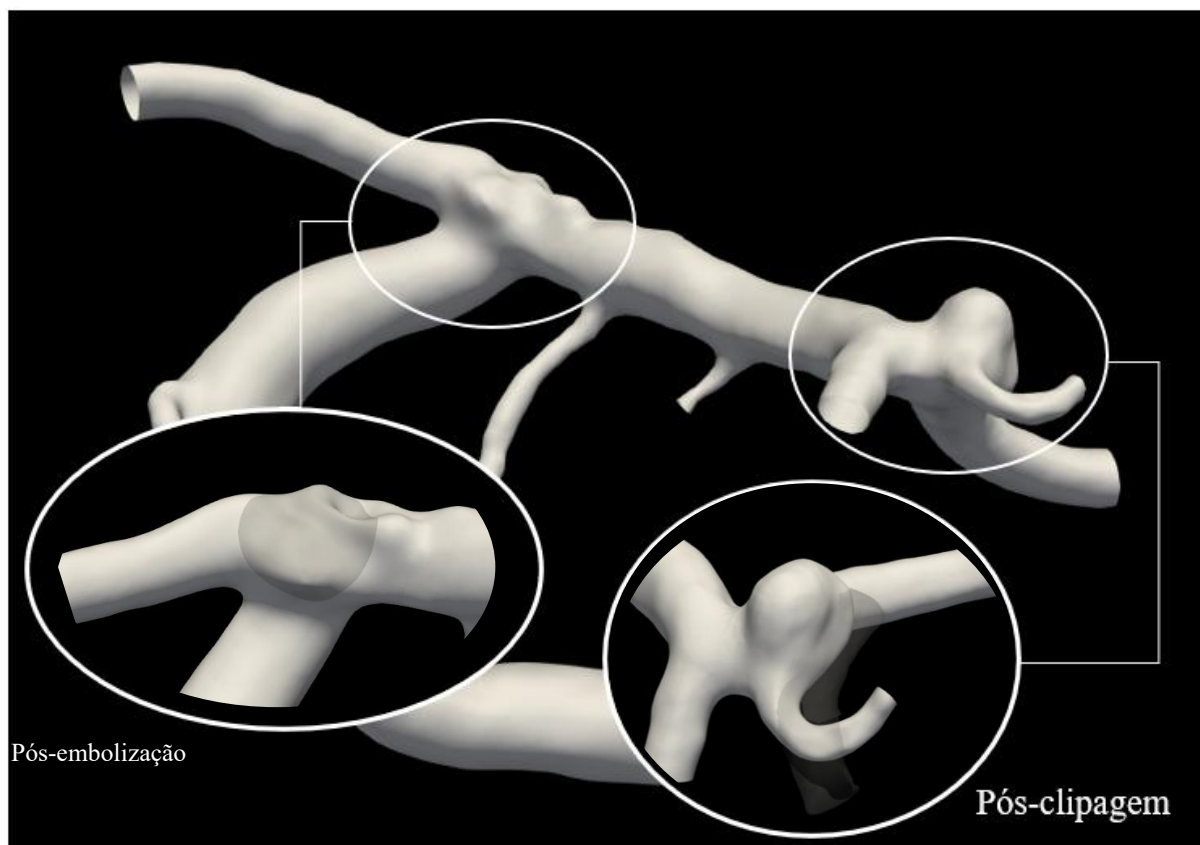


Fonte: preparado pelo autor

A região do primeiro aneurisma é denominada de pré-embolização e a região do segundo aneurisma é denominada de pré-clipado. Para a análise dos resultados dos aneurismas

após os procedimentos cirúrgicos essas regiões são denominadas de pós-embolização e pós-clipagem, respectivamente, conforme demonstra a Figura 24.

Figura 24 – Regiões dos aneurismas analisadas após as operações cirúrgicas



Fonte: preparado pelo autor

Segundo Furukawa et al. (2018) e Cebal et al. (2019) *apud* Oliveira et al. (2022), valores de TAWSS inferiores a 5 Pa são considerados baixos, enquanto valores de OSI superior a 0,01 são considerados elevados. Quando esses valores ocorrem simultaneamente, os autores associam a região da parede do aneurisma à alterações ateroscleróticas. Em contrapartida, valores de TAWSS superiores a 20 Pa são considerados elevados e valores de OSI inferiores a 0,001 são considerados muitos baixos, o que indica áreas de afinamento da parede do aneurisma.

Os limites específicos para essas variáveis hemodinâmicas foram estabelecidos com base na análise dos valores médios reportados por Cebal et al. (2019), proporcionando uma base sólida para a interpretação das condições de fluxo nas diferentes regiões dos aneurismas.

A seguir, são apresentados os resultados obtidos para cada aneurisma, destacando as implicações hemodinâmicas de cada perfil de fluxo.

3.1. Tensão de cisalhamento média ao longo do tempo (TAWSS)

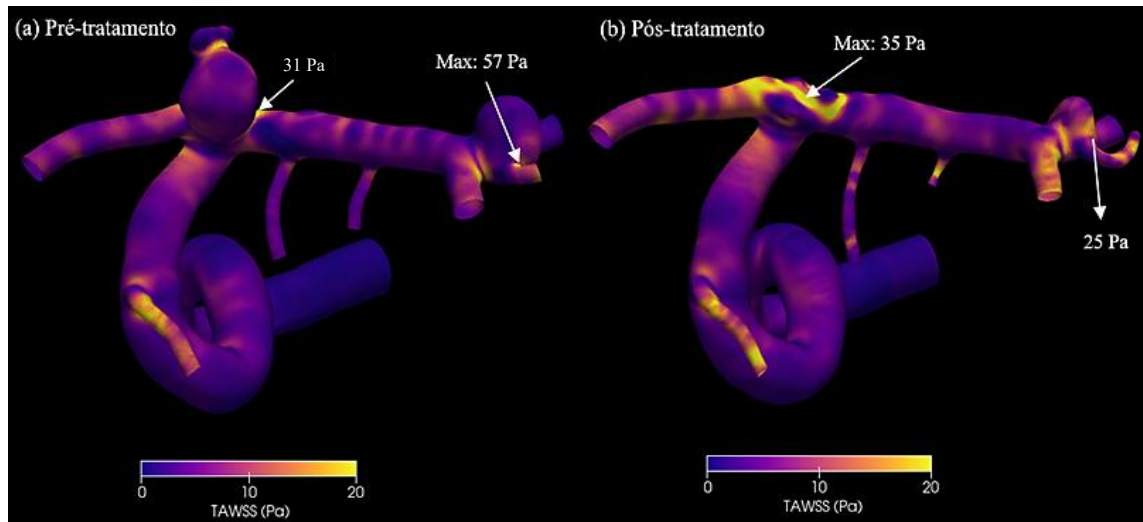
A TAWSS, que representa a média temporal da magnitude da Tensão de Cisalhamento na Parede, foi calculada para avaliar as variações no estresse mecânico imposto às paredes arteriais ao longo do ciclo cardíaco. Esse parâmetro é de suma importância, pois valores anormalmente baixos de TAWSS estão associados ao enfraquecimento da parede arterial e à progressão de aneurismas, enquanto valores mais elevados da TAWSS podem gerar tensões excessivas na parede do aneurisma, levando a uma possível ruptura.

A análise do campo de TAWSS é apresentada utilizando uma escala de 0 a 20 Pa. Essa escolha se deve ao fato de que valores acima de 20 Pa são considerados elevados, conforme destacado por Furukawa et al. (2018) e Cebal et al. (2019) *apud* Oliveira et al. (2022). Essa escala permite a identificação clara das regiões com tensões críticas na parede arterial, facilitando a interpretação dos dados obtidos nas simulações e a avaliação do impacto hemodinâmico nas áreas de interesse.

As figuras apresentam visualmente essas tensões, destacando os pontos críticos de tensão que podem estar associados a alterações patológicas, como o desenvolvimento de aneurismas e a progressão de doenças ateroscleróticas.

A Figura 25(a) mostra o campo de TAWSS da superfície arterial pré-tratamento, destacando a área de máxima TAWSS nas regiões aneurismáticas, enquanto a Figura 25(b) apresenta o campo pós-tratamento, evidenciando a região com maior TAWSS. Na análise hemodinâmica da geometria completa da superfície arterial, observou-se uma redução significativa nos valores máximos de TAWSS após os procedimentos cirúrgicos. Antes do tratamento, o valor máximo de TAWSS atingiu 57 Pa na região do aneurisma 2, enquanto, após o procedimento, esse valor reduziu para 25 Pa, evidenciando uma alteração nas condições de escoamento e na distribuição do estresse na parede arterial.

Figura 25 – Campo de TAWSS da geometria vascular (a) pré-tratamento e (b) pós-tratamento

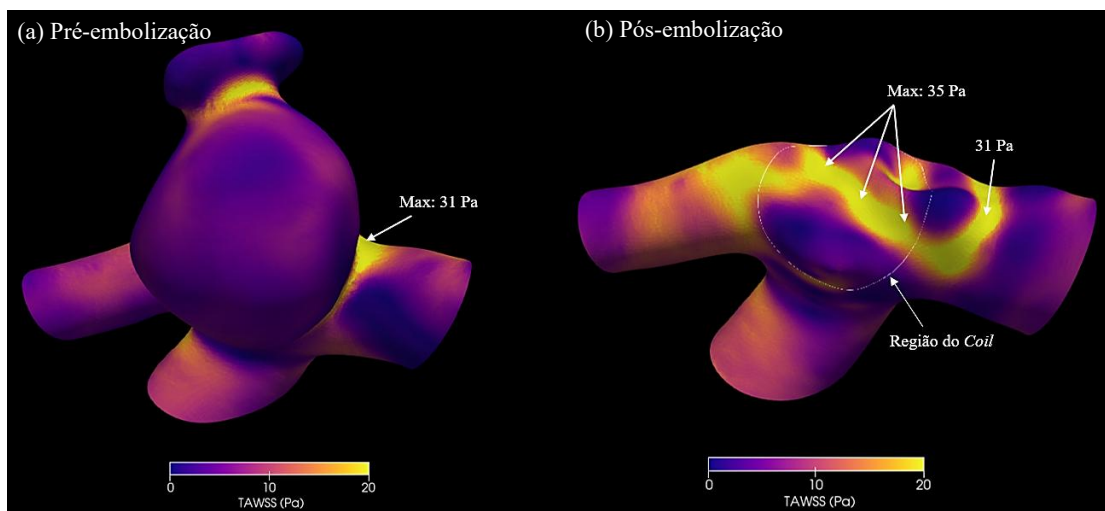


Fonte: preparado pelo autor

Essa variação de TAWSS está associada à remodelação da geometria da parede arterial após os procedimentos, o que provoca uma redistribuição das forças de cisalhamento. O estresse sobre as regiões arteriais é conhecido por influenciar diretamente a progressão e o risco de ruptura de aneurismas, tornando a redução de TAWSS um indicativo de que o tratamento pode ter contribuído para diminuir o risco de complicações pós-cirúrgicas.

A Figura 26 apresenta as imagens apenas da região do aneurisma pré-embolização em (a) e pós-embolização em (b). Antes do procedimento de embolização, o valor máximo de TAWSS na região do aneurisma, localizado na bifurcação arterial, foi de 31 Pa (Figura 26(a)). Após a cirurgia, esse valor aumentou para 35 Pa (Figura 26(b)).

Figura 26 – Campos de TAWSS (a) do aneurisma pré-embolização e (b) região pós-embolização

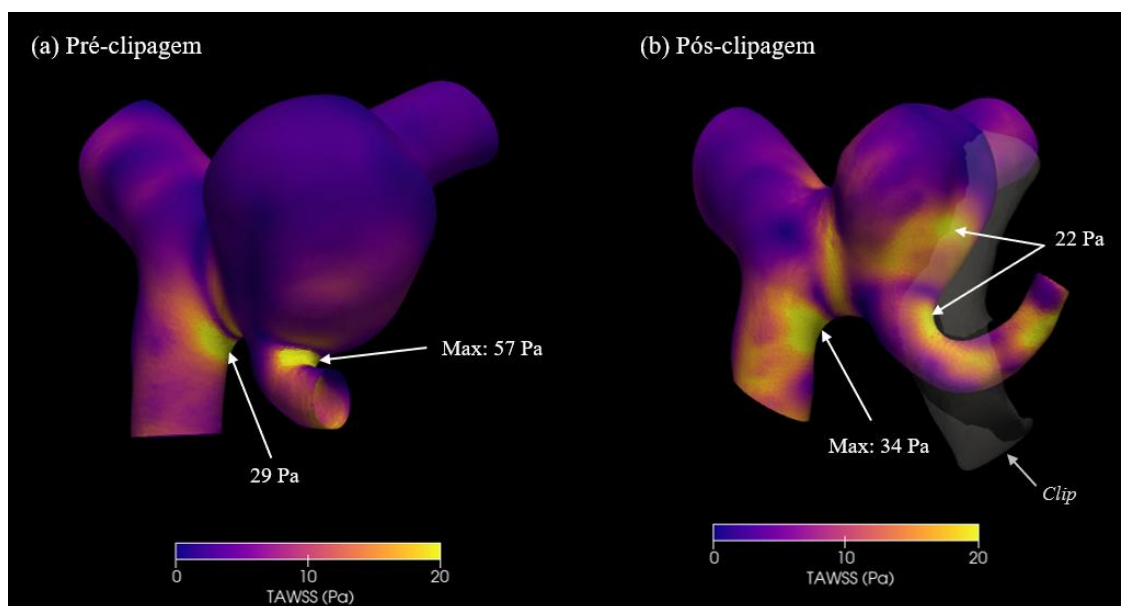


Fonte: preparado pelo autor

Esse aumento pode ser explicado pelo fato de que, em uma bifurcação, a redistribuição do escoamento após a embolização direciona o escoamento diretamente para o material embolizante. Com o bloqueio do escoamento, o material introduzido na embolização passa a suportar o impacto do escoamento, o que resulta em um aumento de TAWSS sobre ele, e não diretamente sobre a parede arterial. Dessa forma, mesmo com o aumento nos valores de TAWSS, a parede arterial pode não estar diretamente comprometida, já que o material da embolização absorve o estresse gerado pelo escoamento. A comparação entre as Figura 26(a) e a Figura 26(b) ilustra esse aumento da tensão de cisalhamento.

Para o aneurisma que sofreu o tratamento de clipagem, a Figura 27 apresenta o TAWSS antes e depois do tratamento cirúrgico, onde podemos observar uma redução significativa dos valores máximos. Na Figura 27(a), correspondente à fase pré-clipagem, o valor máximo de TAWSS atingiu 57 Pa. Após a cirurgia, conforme mostrado na Figura 27(b), apesar da área crítica, área com $TAWSS > 20$ Pa, ter aumentado, o valor máximo da TAWSS reduziu para 34 Pa, porém continua elevado.

Figura 27 – Campo de TAWSS (a) da região pré-clipagem e (b) região pós-clipagem parcial



Fonte: preparado pelo autor

Essa redução no TAWSS máximo pode ser atribuída ao efeito da clipagem, que, apesar de parcial, conseguiu interromper parte significativa do escoamento sanguíneo que passava pelo aneurisma. Além da redução global do valor máximo de TAWSS após a clipagem parcial, observa-se a presença de uma região localizada próxima ao pescoço do aneurisma na qual os valores de tensão de cisalhamento aumentaram em relação à condição pré-clipagem. Nessa região específica, o TAWSS passou de aproximadamente 29 Pa antes da clipagem para cerca

de 34 Pa após o tratamento. Esse aumento localizado pode ser atribuído ao redirecionamento do escoamento sanguíneo imposto pela clipagem parcial, que intensifica os gradientes de velocidade nas proximidades do pescoço do aneurisma, concentrando as tensões de cisalhamento nessa região.

Embora essa diminuição máxima indique um alívio nas tensões hemodinâmicas, é importante ressaltar que os valores de TAWSS pós-clipagem ainda permanecem elevados. TAWSS elevado está associado a um aumento do risco de complicações, como a progressão do aneurisma e possíveis rupturas. Nesse contexto, mesmo com a clipagem parcial, o valor de 34 Pa ainda pode representar uma preocupação, pois a tensão de cisalhamento elevada pode afetar negativamente a integridade da parede arterial.

A clipagem parcial, apesar de ter reduzido o TAWSS máximo, deixou uma área do aneurisma ainda sujeita ao estresse do escoamento, o que pode aumentar o risco de complicações a longo prazo. Portanto, é fundamental monitorar esses níveis de TAWSS nas avaliações pós-operatórias, garantindo que intervenções adicionais sejam consideradas.

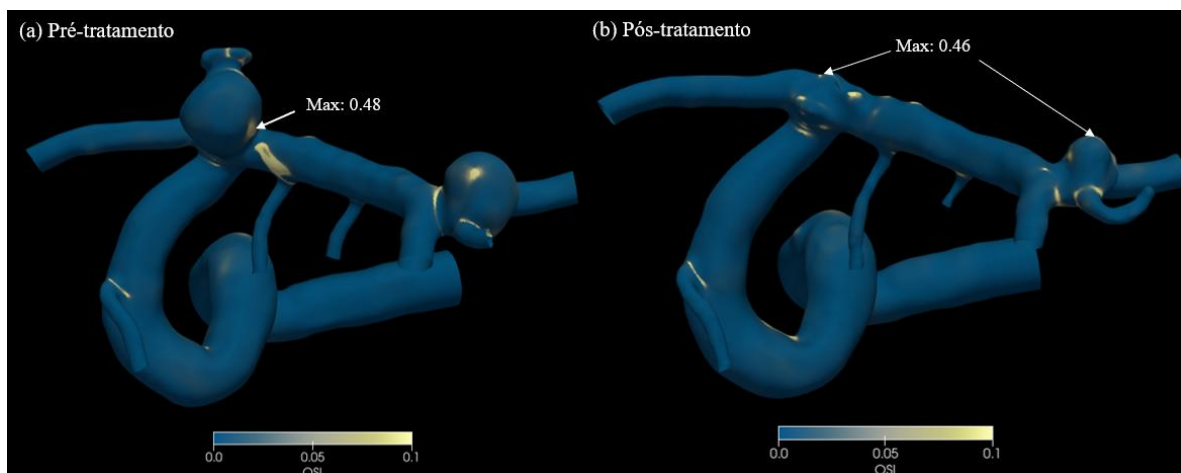
3.2. Índice de oscilação cisalhante (OSI)

O OSI é uma métrica importante para entender as características do escoamento sanguíneo em regiões afetadas por aneurismas. Ele quantifica a oscilação da tensão de cisalhamento na parede arterial, possibilitando analisar regiões de elevado transiente. Valores elevados do OSI estão associados a padrões de escoamento mais instáveis, que podem levar a um maior risco de complicações, como a progressão do aneurisma e alterações na estrutura da parede arterial.

Para a análise dos resultados do campo de OSI, é utilizada uma escala de 0 a 0,1. Essa faixa é escolhida porque valores superiores a 0,01 são considerados elevados e prejudiciais (Cebral, et al, 2019; Furukawa, et al., 2018). Essa escala permite identificar as regiões com maior oscilação na tensão de cisalhamento, proporcionando uma melhor compreensão das áreas críticas em relação ao fluxo sanguíneo na superfície arterial.

A análise do OSI em diferentes condições, como pré e pós-tratamento cirúrgico, permite avaliar como as intervenções impactam o comportamento hemodinâmico e a segurança a longo prazo da parede arterial. A Figura 28 mostra os resultados do OSI antes e depois dos procedimentos cirúrgicos. Os valores máximos observados foram de 0,48 antes da cirurgia (Figura 28(a)) e 0,46 após a cirurgia (Figura 28(b)), indicando uma diferença mínima entre as condições pré e pós-tratamento.

Figura 28 – Campo de OSI (a) geometria vascular antes do tratamento cirúrgico e (b) após tratamento cirúrgico

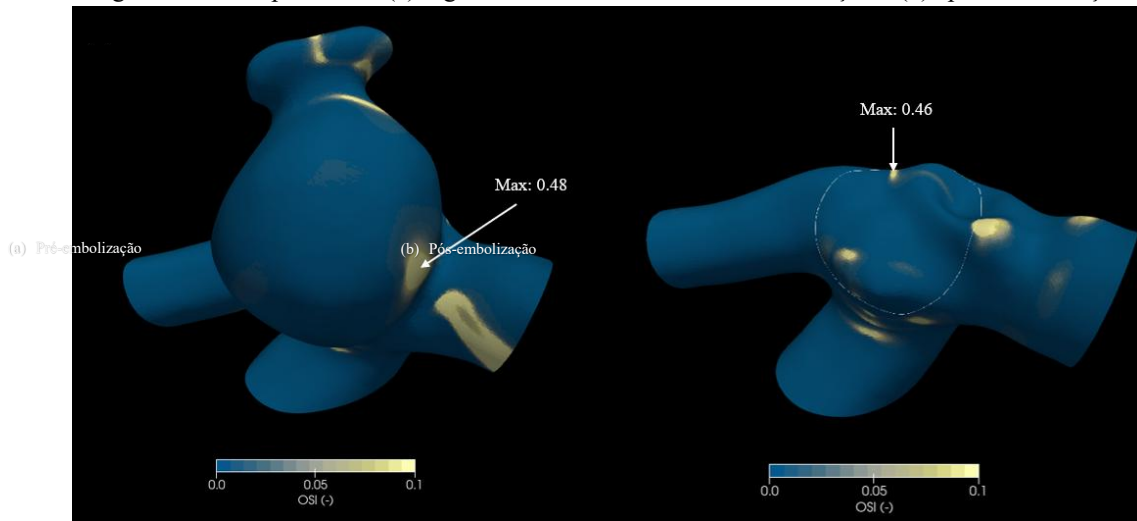


Fonte: preparado pelo autor

Esses resultados refletem que, ao considerarmos toda a superfície arterial, não houve alteração significativa no índice de oscilação cisalhante. Isso pode ser atribuído à homogeneidade do escoamento sanguíneo em regiões que não estão diretamente afetadas pelos aneurismas. A escala utilizada para a visualização varia de 0 a 0,1, o que ressalta que, mesmo com os valores máximos observados, a alteração não é expressiva em relação à resposta global da artéria. A análise de OSI apenas na região do aneurisma permite discutir como os tratamentos cirúrgicos impactaram especificamente as áreas críticas afetadas pelos aneurismas.

Na Figura 29, observamos a comparação entre a região do aneurisma pré-embolização (a) e pós-embolização (b), focando no índice de oscilação cisalhante (OSI). Antes da embolização, o valor máximo de OSI era de 0,48, enquanto após a cirurgia o valor reduziu levemente para 0,46. Embora essa redução represente uma pequena melhora, a região ainda apresenta valores relativamente altos de OSI. No entanto, é importante ressaltar que, após a embolização, esses valores elevados estão concentrados no material embolizado, e não diretamente sobre a parede arterial. Isso significa que, mesmo com um índice de oscilação cisalhante relativamente alto, o impacto direto sobre a parede arterial foi mitigado pelo material que agora suporta o fluxo sanguíneo.

Figura 29 – Campo de OSI (a) região do aneurisma antes da embolização e (b) após embolização

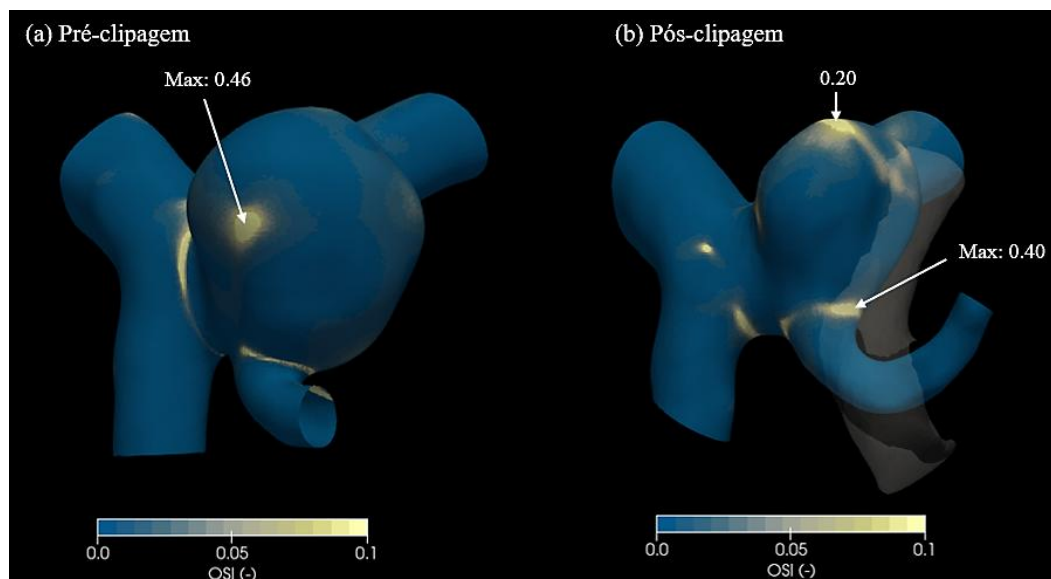


Fonte: preparado pelo autor

Dado que o OSI elevado está relacionado a padrões de escoamento instável e à potencial remodelação da parede arterial, o fato de o escoamento estar sendo absorvido pela embolização reduz os riscos de danos ou complicações na estrutura da artéria. Ainda assim, é essencial monitorar a evolução do aneurisma ao longo do tempo para garantir que a embolização continue desempenhando seu papel de proteção.

Na Figura 30, apresenta-se a região do aneurisma que passou pelo processo de clipagem, comparando a Figura 30 (a) e (b), que representam as condições pré e pós-operatória. Antes da clipagem, o valor máximo do índice de oscilação cisalhante (OSI) era de 0,46, enquanto após o procedimento esse valor foi reduzido para 0,40.

Figura 30 – Campo de OSI (a) região do aneurisma antes da operação de clipagem e (b) após clipagem



Fonte: preparado pelo autor

No entanto, vale destacar que a clipagem foi parcial, deixando um pequeno aneurisma remanescente, conforme demonstra a Figura 30(b). Nesta área residual, há uma concentração significativa de valores elevados de OSI, refletindo padrões de escoamento mais instáveis. O fato de ainda existir uma área considerável com OSI elevado após o procedimento indica que o escoamento sanguíneo continua a oscilar de maneira intensa nessa região, o que pode aumentar o risco de complicações a longo prazo.

Essa manutenção de valores relativamente altos de OSI na área remanescente do aneurisma sugere que, embora a clipagem tenha ajudado a reduzir os índices de oscilação, a região afetada continua sob influência de padrões de escoamento adversos. Isso pode ser um ponto crítico a ser monitorado, pois o escoamento oscilante pode, eventualmente, afetar a integridade da parede arterial remanescente, aumentando o risco de remodelação ou progressão do aneurisma.

3.3. Campos de velocidade

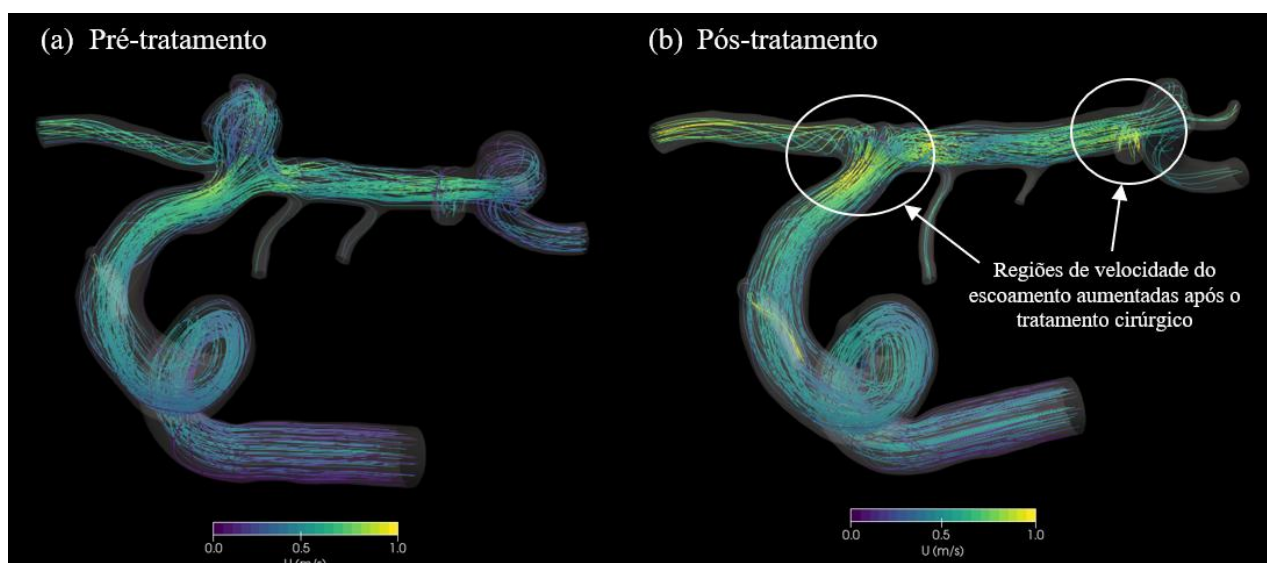
A análise dos campos de velocidade é fundamental para entender o comportamento do escoamento sanguíneo ao longo da superfície arterial e nas regiões afetadas pelos aneurismas. A velocidade do escoamento sanguíneo proporciona informações valiosas sobre a hemodinâmica, permitindo identificar regiões de estagnação, áreas de escoamento acelerado e padrões de escoamento que podem influenciar o desenvolvimento e na evolução dos aneurismas. São os campos de velocidade quem podem explicar o comportamento de TAWSS e OSI.

Esses campos de velocidade ajudam a visualizar como o escoamento interage com a geometria complexa da artéria, especialmente em regiões de bifurcação ou em áreas onde o aneurisma está presente. Ao observar o comportamento do escoamento em diferentes condições, antes e depois dos procedimentos cirúrgicos, podemos avaliar as mudanças nas características do escoamento que resultam da intervenção e como elas impactam a segurança da parede arterial e a distribuição da tensão de cisalhamento.

Para esta análise, vamos focar na análise do momento de pico da sístole, que corresponde ao ponto de maior pressão e velocidade do escoamento sanguíneo durante o ciclo cardíaco. Esse instante é fundamental, pois representa a condição mais intensa de estresse nas paredes arteriais, especialmente nas áreas onde os aneurismas estão presentes.

Na Figura 31, podemos observar os campos de velocidade da geometria vascular destacando as áreas dos aneurismas antes e depois dos procedimentos cirúrgicos.

Figura 31 – Campo de velocidade (a) da geometria vascular antes do tratamento cirúrgico e (b) após tratamento cirúrgico



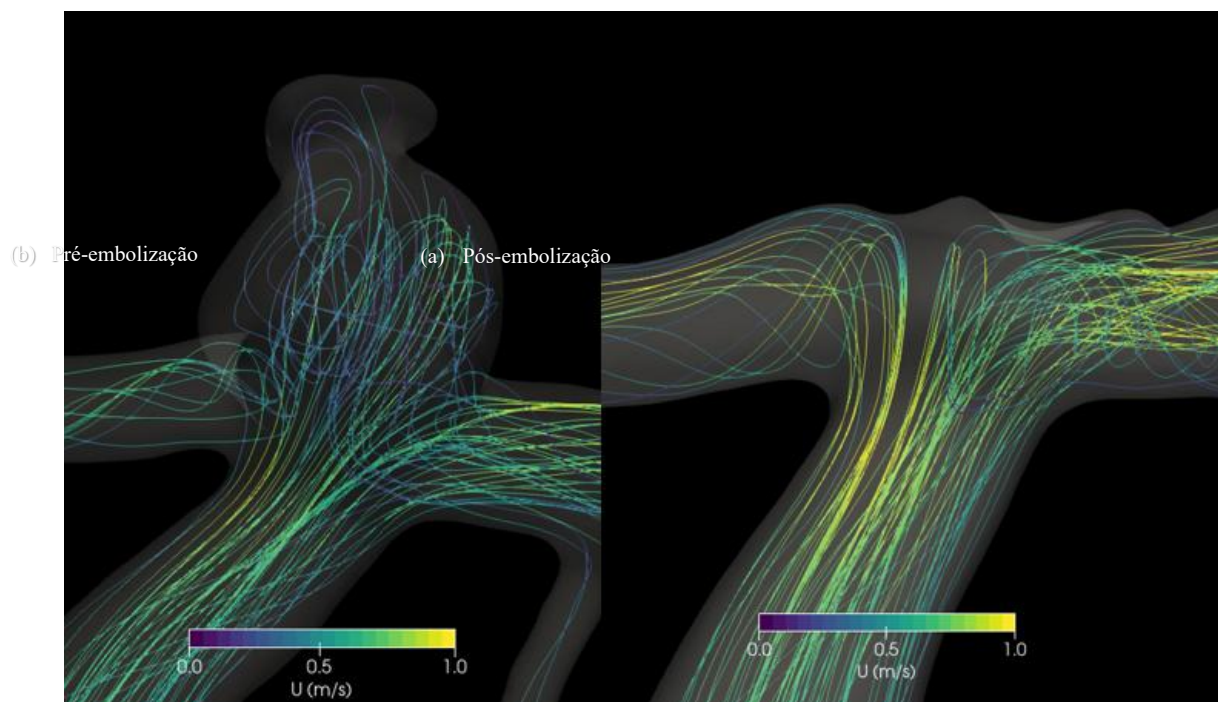
Fonte: preparado pelo autor

A Figura 31(b) demonstra um aumento da velocidade do escoamento sanguíneo nessas regiões após as intervenções. Esse comportamento é particularmente evidente nas áreas que passaram por embolização e clipagem. Na área embolizada, o escoamento é redirecionado devido ao bloqueio do aneurisma, resultando em uma aceleração do escoamento ao redor da região tratada. Como o aneurisma, que anteriormente funcionava como um reservatório de escoamento, foi excluído, o fluido escoava mais rapidamente através das áreas adjacentes da artéria.

Na área clipada, a velocidade também se eleva. Como a clipagem foi parcial e uma porção do aneurisma permanece, o escoamento sanguíneo encontra uma trajetória mais restrita, gerando uma aceleração nas áreas próximas ao restante do aneurisma. O desvio do escoamento pela clipagem contribui para o aumento da velocidade, especialmente nas bordas do aneurisma remanescente.

Na Figura 32, que mostra os campos de velocidade nas regiões pré-embolização (Figura 32(a)) e pós-embolização (Figura 32(b)), podemos observar um comportamento distinto do escoamento sanguíneo antes e depois do procedimento. Na Figura 32(a), referente a região do aneurisma pré-embolização, notamos a presença de vórtices dentro do aneurisma.

Figura 32 – Campo de velocidade (a) região do aneurisma pré-embolização e (b) pós-embolização



Fonte: preparado pelo autor

. Esses vórtices na Figura 32(a) indicam a existência de padrões de escoamento instáveis, que caracterizam a circulação interna do sangue dentro da cavidade aneurismática. Esses movimentos circulares não apenas elevam o risco de progressão do aneurisma, como também podem aumentar o estresse sobre a parede arterial.

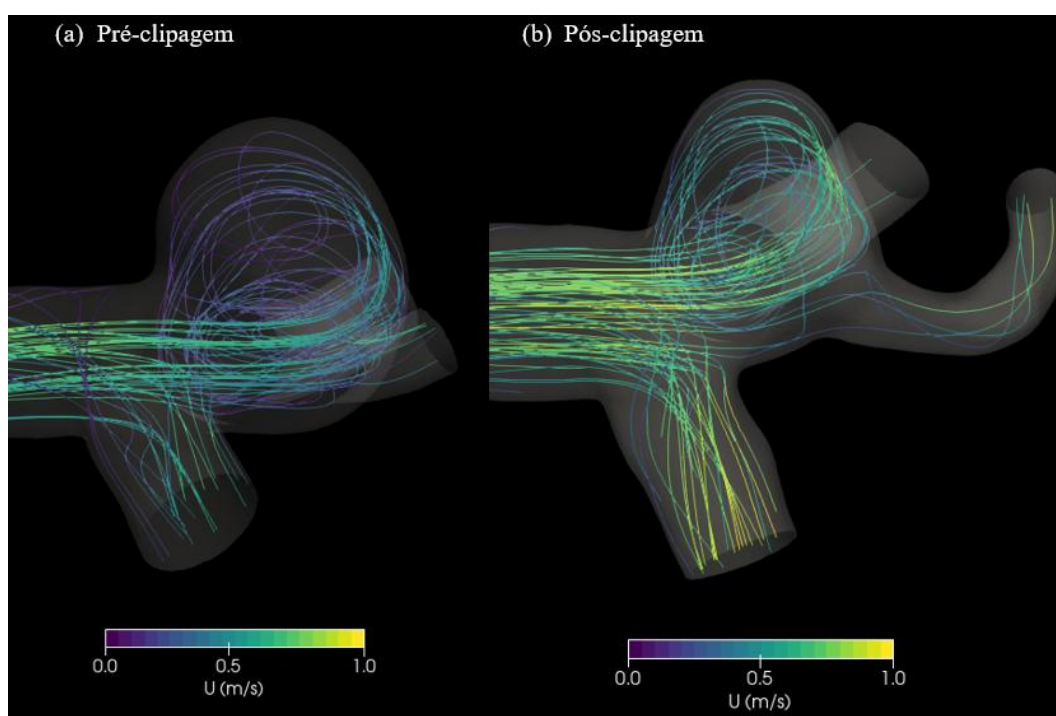
Regiões de vórtices estão frequentemente associadas a áreas de baixo TAWSS, o que está diretamente relacionado ao enfraquecimento da parede arterial e à progressão do aneurisma. Isso foi observado anteriormente na Figura 26, que demonstrou o campo de TAWSS, onde se pode ver um baixo TAWSS na região do aneurisma. Além disso, a presença desses padrões de escoamento instáveis pode resultar em valores elevados de OSI, indicando uma oscilação acentuada na direção da tensão de cisalhamento ao longo do ciclo cardíaco, conforme mostrado na Figura 29 que apresentou o campo de OSI. Esse comportamento transiente do escoamento reforça o potencial de fragilização da parede arterial, aumentando o risco de ruptura, especialmente em áreas com fluxo perturbado.

Após o procedimento de embolização, representado na Figura 32(b), esses vórtices desaparecem, pois o aneurisma é isolado do escoamento principal. Entretanto, observamos um aumento considerável na velocidade do escoamento ao redor da área embolizada. Isso ocorre porque o material da embolização redireciona o escoamento, levando a uma aceleração nas regiões adjacentes.

O aumento da velocidade após a embolização também resulta no aumento da tensão de cisalhamento ao longo da parede arterial (TAWSS), conforme discutido anteriormente. No entanto, é importante lembrar que, embora a TAWSS seja elevada, ela se concentra no material de embolização, e não diretamente sobre a parede arterial. Dessa forma, o impacto do escoamento não é prejudicial para a artéria, já que o material embolizado é capaz de suportar esse aumento de estresse sem comprometer a integridade arterial.

Na Figura 33, apresentam-se os campos de velocidade na região do aneurisma pré-clipagem (Figura 33(a)) e pós-clipagem (Figura 33(b)), onde é possível observar a presença de vórtices em ambas as condições. Na Figura 33(a), antes do procedimento de clipagem, o aneurisma apresenta padrões de escoamento instáveis, caracterizados pelos vórtices que ocorrem dentro da cavidade aneurismática. Esses vórtices indicam um escoamento potencialmente perigoso para a parede arterial.

Figura 33 – Campo de velocidade (a) região do aneurisma pré-clipagem e (b) região do aneurisma pós-clipagem



Fonte: preparado pelo autor

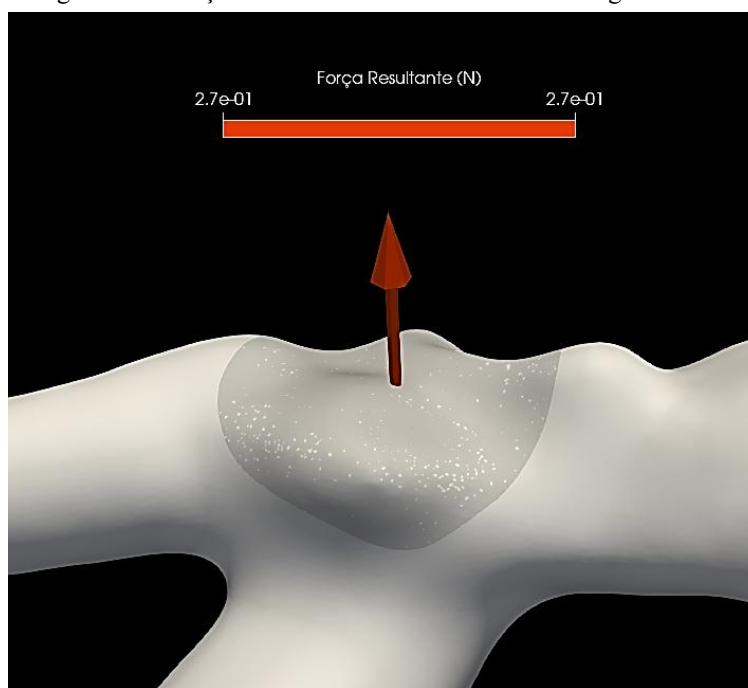
Após o procedimento de clipagem parcial, como mostrado na Figura 33(b), os vórtices continuam presentes, uma vez que parte do aneurisma permanece. Contudo, observa-se um aumento significativo na velocidade do escoamento em torno do aneurisma remanescente. A clipagem redireciona o escoamento, aumentando a velocidade nas áreas ao redor do aneurisma, pois o escoamento encontra uma área reduzida.

Embora a clipagem tenha reduzido o volume do aneurisma, a permanência dos vórtices e o aumento da velocidade indicam que ainda existem regiões de escoamento instável. Esse fator pode representar um risco significativo, uma vez que tanto os valores elevados de TAWSS quanto os altos índices de OSI estão associados a condições hemodinâmicas desfavoráveis, caracterizadas por elevadas tensões e variações direcionais do cisalhamento sobre a parede arterial, conforme evidenciado pelos campos de TAWSS e OSI apresentados na Figura 27 e Figura 28. Assim, mesmo com a clipagem parcial, a dinâmica do escoamento exige atenção devido ao seu comportamento nas regiões próximas ao aneurisma.

3.4. Força hidrodinâmica resultante sobre o *Coil*

A força hidrodinâmica resultante aplicada pelo escoamento sobre o material embolizado foi obtida a partir da integração do vetor de tração normal na superfície tratada, conforme descrito na Seção 2.3. No instante correspondente ao pico da sístole, a integração produziu uma força total de aproximadamente 0,27 N. Esse valor representa a magnitude da compressão exercida pelo sangue diretamente sobre o volume preenchido pelo *coil*. A Figura 34 apresenta o vetor resultante projetado sobre a superfície embolizada, evidenciando a direção predominante da carga aplicada ao material.

Figura 34 – Força hidrodinâmica resultante sobre a região do *coil*



Fonte: Preparado pelo autor

Embora a força total seja relativamente pequena em valores absolutos, ela atua continuamente ao longo do ciclo cardíaco, podendo induzir efeitos mecânicos associados à resposta estrutural do *coil*. Materiais utilizados em procedimentos de embolização possuem rigidez e resistência próprias, de modo que a carga transmitida pelo escoamento pode desempenhar papel na redistribuição ou compactação interna do material ao longo do tempo.

A análise dessa força não procura estimar diretamente a deformação ou realizar uma análise estrutural, mas oferece um indicativo da interação mecânica entre o sangue e o material implantado. Assim, o valor obtido permite levantar considerações sobre como o comportamento do escoamento influencia o carregamento aplicado ao *coil*, e como essa carga pode, em casos específicos, estar associada à estabilidade volumétrica da embolização ou à possibilidade de rearranjos internos do material.

3.5. Limitações do estudo

Este estudo apresenta algumas limitações que devem ser consideradas na interpretação dos resultados. A geometria utilizada na simulação foi extraída por meio do Vascular Modeling Toolkit (VMTK), uma ferramenta amplamente empregada em modelagens vasculares. Embora poderosa, essa técnica pode introduzir incertezas na representação precisa da anatomia, o que é comum em estudos de simulação. Apesar dessas possíveis imprecisões, no caso específico deste estudo, as incertezas não são significativas a ponto de comprometer a análise, uma vez que o VMTK oferece uma representação confiável da estrutura vascular. No entanto, é importante reconhecer que a idealização geométrica pode não capturar todos os detalhes anatômicos específicos, como variações individuais, o que pode influenciar o comportamento hemodinâmico em certos casos.

Outro ponto a ser considerado é o uso de dados genéricos de escoamento sanguíneo, como vazão e pressão, que não foram obtidos diretamente do paciente com aneurisma. Essa escolha, comum em estudos de simulação, pode limitar a precisão dos resultados, pois as características hemodinâmicas individuais de um paciente podem apresentar variações. Fatores como pressão arterial, idade, hipertensão, diabetes ou outras condições crônicas podem influenciar a dinâmica do escoamento sanguíneo, afetando diretamente parâmetros como TAWSS e OSI. No entanto, essas incertezas são inerentes à maioria dos estudos de simulação e, no contexto deste trabalho, seu impacto pode ser considerado mínimo.

Capítulo 4

Conclusões

A análise hemodinâmica em simulações de fluxo sanguíneo é crucial para entender a influência das tensões mecânicas na parede arterial, especialmente em regiões afetadas por aneurismas. Parâmetros como a Tensão de Cisalhamento Média (TAWSS) e o Índice de Oscilação Cisalhante (OSI) fornecem informações detalhadas sobre o comportamento do escoamento e sua interação com a parede arterial, podendo prever o risco de complicações, como o crescimento ou a ruptura de aneurismas. Esses parâmetros foram analisados para identificar como os tratamentos influenciaram a distribuição das tensões nas paredes arteriais e nas áreas dos aneurismas.

Os resultados obtidos mostram que as intervenções cirúrgicas tiveram um impacto significativo nos parâmetros hemodinâmicos analisados. Em relação ao TAWSS, os resultados mostraram que houve uma redução nos valores máximos após os tratamentos, tanto na geometria completa da superfície arterial quanto nas regiões específicas dos aneurismas. No caso do aneurisma embolizado, o aumento de TAWSS foi direcionado ao material embolizante, protegendo a parede arterial de estresses excessivos. Já no aneurisma clipado, os resultados mostraram que a clipagem parcial conseguiu reduzir o TAWSS, embora os valores ainda se mantenham elevados, o que requer acompanhamento para evitar futuras complicações.

O OSI, por sua vez, apresentou uma variação menos expressiva ao longo das superfícies arteriais, com uma leve redução nos valores máximos após os tratamentos. No entanto, áreas de concentração de OSI elevado permaneceram nas regiões do aneurisma remanescente após a clipagem, sugerindo que padrões de escoamento instável continuam presentes e podem influenciar a evolução do aneurisma a longo prazo.

Além desses parâmetros, também foi avaliada a força hidrodinâmica resultante exercida pelo escoamento sobre o material embolizado no pico da sístole. A integração das tensões normais atuantes na superfície tratada resultou em uma força total de aproximadamente 0,27 N, indicando a carga de compressão transmitida ao *coil* pelo fluxo pulsátil. Embora esse valor não permita, por si só, determinar deformações específicas do material, ele fornece um indício importante de como o escoamento interage mecanicamente com o volume embolizado. Essa força pode estar associada ao potencial de reorganização ou compactação interna do *coil* ao

longo do tempo, reforçando a relevância de considerar também a resposta estrutural do material implantado no contexto da análise hemodinâmica.

A análise dos campos de velocidade confirmou que as modificações na geometria arterial induzidas pelos procedimentos cirúrgicos resultaram em alterações significativas na distribuição do escoamento, influenciando diretamente os valores de TAWSS e OSI. Esses resultados reforçam a importância de um acompanhamento pós-operatório rigoroso e da consideração dos padrões hemodinâmicos para otimizar o tratamento e reduzir o risco de complicações futuras.

Por fim, como perspectiva para estudos futuros, recomenda-se aprofundar a investigação hemodinâmica por meio da incorporação de abordagens mais avançadas de modelagem numérica. Entre as possibilidades, destaca-se a realização de simulações com modelos não newtonianos do sangue, permitindo avaliar o impacto da viscosidade dependente da taxa de cisalhamento nos campos de velocidade e nos parâmetros TAWSS e OSI. Além disso, a consideração da interação fluido-estrutura (FSI) pode fornecer uma representação mais realista da deformação da parede arterial e do aneurisma, contribuindo para uma análise mais precisa das tensões mecânicas associadas ao risco de crescimento e ruptura. No caso da embolização, estudos futuros também podem integrar a resposta estrutural do *coil*, por meio de modelos acoplados ou análises mecânicas, possibilitando avaliar deformações, compactação e possíveis mecanismos associados à recanalização ao longo do tempo. Esses avanços podem contribuir para uma compreensão mais completa da dinâmica do escoamento em aneurismas tratados, ampliando a confiabilidade das análises e fortalecendo o potencial de aplicação clínica dos resultados obtidos.

REFERÊNCIAS

- ALNAES, S. et al. 2007. **Computation of hemodynamics in the circle of Willis.** *Stroke*, 2007, Vol. 38 (9), pp. 2500-2505.
- ANSON, A; LAWTON, T; SPETZLER, F. 1996. **Characteristics and surgical treatment of dolichoectatic and fusiform aneurysms.** *Journal of neurosurgery*, 1996, Vol. 84 (2), pp. 185-193.
- AOKI, T. et al. 2010. **Toll-like receptor 4 expression during cerebral aneurysm formation.** *Journal of neurosurgery*, 2010, Vol. 113, pp. 851-858.
- BAZILEVS, Y. et al. 2008. **Isogeometric fluid-structure interaction: theory, algorithms, and computations.** *Computational mechanics*, 2008, Vol. 43 (1), pp. 3-37.
- BERG, P et al. 2019. **A review on the reliability of hemodynamic modeling in intracranial aneurysms: why computational fluid dynamics alone cannot solve the equation.** *American Association of Neurological Surgeons*, 2019, Vol. 47.
- BHAT, V; KODAPALA, S. 2022. **Transient Ischemic Attack Due to Unruptured Basilar Artery Aneurysm.** *Cureus*, 2022, Vol. 14 (4), p. 24102.
- BIONDI, A. 2006. **Trunkal Intracranial Aneurysms: Dissecting and Fusiform Aneurysms.** *Trunkal Intracranial Aneurysms: Dissecting and Fusiform Aneurysms*, 2006, Vol. 16 (3), pp. 453-465.
- BOR, A. et al. 2008. **Configuration of intracranial arteries and development of aneurysms: a follow-up study.** *Journals@Ovid Complete Neurology*, 2008, Vol. 70 (9), pp. 700-705.
- BOUSSEL, L. et al. 2008. **Aneurysm growth occurs at region of low wall shear stress: patient-specific correlation of hemodynamics and growth in a longitudinal study.** *Stroke*, 2008, Vol. 39 (11), pp. 2997-3002.
- CASTRO, M; PUTMAN, C; CEBRAL, J.R. 2006. **Computational fluid dynamics modeling of intracranial aneurysms: Effects of parent artery segmentation on intra-aneurysmal hemodynamics.** *American Journal of Neuroradiology. American Journal of Neuroradiology*, 2006, Vol. 27 (8), pp. 1703-1709.
- CASTRO, A. et al. 2009. **Hemodynamic patterns of anterior communicating artery aneurysms: a possible association with rupture.** *AJNR Am J Neuroradiol*, 2009, Vol. 30 (2), pp. 297-302.
- CEBRAL, R; DETMER, F; CHUNG, B J. 2019. **Local hemodynamic conditions associated with focal changes in the intracranial aneurysm wall.** *American Journal of Neuroradiology*, 2019, Vol. 40.
- CEBRAL, R. et al. 2011. **Quantitative characterization of the hemodynamic environment in ruptured and unruptured brain aneurysms.** *AJNR Am J Neuroradiol*, 2011, Vol. 32 (1), pp. 145-151.

- CEBRAL, R. et al. 2016. **Flow Conditions in the Intracranial Aneurysm Lumen Are Associated with Inflammation and Degenerative Changes of the Aneurysm Wall.** *American Society of Neuroradiology*, 2016, Vol. 38.
- CEBRAL, R. et al. 2009. **Hemodynamics in normal cerebral arteries: qualitative comparison of 4D phase-contrast magnetic resonance and image-based computational fluid dynamics.** *Journal of engineering mathematics*, 2009, Vol. 64 (4), pp. 367-378.
- CELIK, IB. et al. 2008. **Procedure for Estimation and Reporting of Uncertainty Due to Discretization in CFD Applications.** *Journal of Fluids Engineering*, 2008, Vol. 130.
- CHALOUHI, N. et al. 2013. **Review of Cerebral Aneurysm Formation, Growth, and Rupture.** *Strokes*, 2013, Vol. 44.
- CHNAFA, C. et al. 2018. **Better Than Nothing: A Rational Approach for Minimizing the Impact of Outflow Strategy on Cerebrovascular Simulations.** *American Journal of Neuroradiology*, 2018, Vols. 39(2):337-343.
- CROMPTON, M. 1966. **Mechanism of Growth and Rupture in Cerebral Berry Aneurysms.** *BMJ*, 1966, Vol. 1.
- DAVIDSON, H. et al. 2024. **Variations of Middle Cerebral Artery Hemodynamics Due to Aneurysm Clipping Surgery.** *ASME International*, 2024, Vol. 7.
- DIAGBOUBA, M. et al. 2018. **Role of hemodynamics in initiation/growth of intracranial aneurysms.** *European journal of clinical investigation*, 2018, Vol. 48, p. 12992.
- ETMINAN, N; RINKEL, G. 2016. **Unruptured intracranial aneurysms: development, rupture and preventive management.** *Nature reviews*, 2016, Vol. 12 (12), pp. 699-713.
- FIGIELLA, D. et al. 2008. **Definitive reconstruction of circumferential, fusiform intracranial aneurysms with the pipeline embolization device.** *Lippincott Williams & Wilkins*, 2008, Vol. 62.
- FLEMMING, K. et al. 2004. **Prospective risk of hemorrhage in patients with vertebrobasilar nonsaccular intracranial aneurysm.** *Journal of neurosurgery*, 2004, Vol. 101 (1), pp. 82-87.
- FLEMMING, K. et al. 2005. **The Natural History of Radiographically Defined Vertebrobasilar Nonsaccular Intracranial Aneurysms.** *Cerebrovascular diseases*, 2005, Vol. 20 (4), pp. 270-279.
- FROSEN, J. et al. 2012. **Saccular intracranial aneurysm: pathology and mechanisms.** *Acta neuropathologic*, 2012, Vol. 123 (6), pp. 773-786.
- FURUKAWA, K. et al. 2018. **Hemodynamic characteristics of hyperplastic remodeling lesions in cerebral aneurysms.** *PLOS ONE*, 2018, Vol. 13.

- GRINBERG, L. et al. 2009. **Simulation of the human intracranial arterial tree. Series A: Mathematical, physical, and engineering sciences**, 2009, Vol. 367 (1896), pp. 2371-2386.
- GUASTALDI, G. et al. 2023. **Cirurgia de Aneurisma Cerebral: Uma revisão das técnicas de tratamento de aneurismas cerebrais, incluindo a embolização endovascular e a cirurgia aberta.** *Brazilian Journal of Implantology and Health Sciences*, 2023, Vol. 5.
- GUO, Y. et al. 2021. **Intracranial Fusiform and Circumferential Aneurysms of the Main Trunk: Therapeutic Dilemmas and Prospects.** *Frontiers in neurology*, 2021, Vol. 12, p. 679134.
- HASAN, D; HINDMAN, B; TODD, M. 1979. **Pressure Changes Within the Sac of Human Cerebral Aneurysms in Response to Artificially Induced Transient Increases in Systemic Blood Pressure.** *Hypertension*, 1979, Vol. 66 (2), pp. 324-331.
- HE, X e KU, D.N. 1996. **Pulsatile Flow in the Human Left Coronary Artery Bifurcation: Average Conditions.** *Journal of Biomechanical Engineering*, 1996, Vols. 118(1):74-82.
- HOI, Y. et al. 2006. **Hemodynamics in a cerebral artery before and after the formation of an aneurysm.** *Journal Neuroradiol*, 2006, Vol. 27, pp. 1113-1118.
- HOI, Y. et al. 2010. **Characterization of volumetric flow rate waveforms at the carotid bifurcations of older adults.** *IOP Publishing*, 2010, Vol. 31.
- HORIKOSHI, T. et al. 2002. **Magnetic resonance angiographic evidence of sex-linked variations in the circle of Willis and the occurrence of cerebral aneurysms.** *Journal Neurosourg*, 2002, Vol. 96, pp. 697-703.
- HOSPITAL, MELBOURNE. 2020. **Cerebral Aneurysm.** *The Royal Children's Hospital Neurology and Neurosurgery departments*, [revisado em abril de 2020]. Disponível em: https://www.rch.org.au/kidsinfo/fact_sheets/Cerebral_Aneurysm/
- INGEBRIGTSEN, T. et al. 2004. **Bifurcation geometry and presence of cerebral artery aneurysms.** *Journal Neurosurg*, 2004, Vol. 101, pp. 108-113.
- ISSA, I. 1986. **Solution of the implicitly discretised fluid flow equations by operator-splitting.** *Journal of Computational Physics*, 1986, Vol. 62.
- JASAK, H. 1996. **Error Analysis and Estimation for the Finite Volume Method with Application to Fluid Flows.** *PhD Thesis*. Imperial College of Science, Technology and Medicine, University of London, 1996.
- JIANG, Y. et al. 2022. **Hemodynamic Comparison of Treatment Strategies for Intracranial Vertebral Artery Fusiform Aneurysms.** *Frontiers in neurology*, 2022, Vol. 13, p. 927135.
- KARMONIK, C. et al. 2015. **Quantitative comparison of hemodynamic parameters from steady and transient CFD simulations in cerebral aneurysms with focus on the aneurysm ostium.** *Journal of neurointerventional surgery*, 2015, Vol. 7 (5), pp. 367-372.

- KASUYA, H. et al. 1999. **Angeles between a1 and a2 segments of the anterior cerebral artery visualized by three-dimensional computed tomographic angiography and association of anterior communicating artery aneurysms.** *Neurosurgery*, 1999, Vol. 45, pp. 89-93.
- KEEDY, A. 2020. **An overview of intracranial aneurysms.** *McGill journal of medicine*, 2020, Vol. 9 (2).
- KRINGS, T. et al. 2011. **Intracranial aneurysms: from vessel wall pathology to therapeutic approach.** *Nature reviews*, 2011, Vol. 7 (10), pp. 547-559.
- KULCSÁR, Z. et al. 2010. **Intra-aneurysmal thrombosis as a possible cause of delayed aneurysm rupture after flow-diversion treatment.** *AJNR Am J Neurrol*, 2010, Vols. 32(1):2-5.
- KWAK, Brenda R. et al. 2014. **Biomechanical factors in atherosclerosis: mechanisms and clinical implications.** *European heart journal*, 2014, Vol. 35 (43), pp. 3013-3020.
- LAAKSAMO, E. et al. 2012. **Intracellular Signaling Pathways and Size, Shape, and Rupture History of Human Intracranial Aneurysms.** *Lippincott Williams & Wilkins*, 2012, Vol. 70:6.
- LIANG, X. et al. 2023. **Aneurysm wall enhancement, hemodynamics, and morphology of intracranial fusiform aneurysms.** *Frontiers in aging neuroscience*, 2023, Vol. 15, p. 1145542.
- LIAO, J. et al. 2024. **Fluid dynamic analysis in predicting the recanalization of intracranial aneurysms after coil embolization – A study of spatiotemporal characteristics.** *Heliyon*, 2024, Vol. 10.
- MALMIVAARA, K. et al. 2012. **Health-related quality of life and cost-effectiveness of treatment in subarachnoid haemorrhage.** *Wiley-Blackwell*, 2012, Vol. 19.
- MENG, H; Xiang, J. 2014. **High WSS or Low, Wss? Complex interactions of hemodynamics with intracranial aneurysm initiation, growth and rupture: Toward a unifying hypothesis.** *American Journal of Neuroradiology*, 2014, Vol. 35(7), pp. 1254-1262.
- MEDLINEPLUS [Internet]. **Polígono de Willis**; [revisado em 16 de abril de 2025]. Disponível em: https://medlineplus.gov/spanish/ency/esp_imagepages/18009.htm
- MIURA, Y. et al. 2013. **Low wall shear stress is independently associated with the rupture status of middle cerebral artery aneurysms.** *Stroke*, 2013, Vol. 44 (2), pp. 519-521.
- MOLYNEUX, J. et al. 2005. **International subarachnoid aneurysm trial (ISAT) of neurosurgical clipping versus endovascular coiling in 2143 patients with ruptured intracranial aneurysms: a randomised comparison of effects on survival, dependency, seizures, rebleeding, subgroups, and.** *The Lancet*, 2005, Vol. 366.
- MOON, J. et al. 2019. **Growth of Asymptomatic Intracranial Fusiform Aneurysms.** *Clinical neuroradiology (Munich)*, 2019, Vol. 29 (4), pp. 717-723.

- OLIVEIRA, L. et al. 2021. **A longitudinal study of a lateral intracranial aneurysm: identifying the hemodynamic parameters behind its inception and growth using computational fluid dynamics.** *Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering*, 2021, Vol. 42 (3), p. 138.
- OLIVEIRA, L. et al. 2022. **A numerical investigation of the mechanics of intracranial aneurysms walls: Assessing the influence of tissue hyperelastic laws and heterogeneous properties on the stress and stretch fields.** *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2022, Vol. 136.
- OLIVEIRA, L. 2023. **Stents e Diversor de Fluxo no Tratamento de Aneurismas.** 2023.
- OSHIMA, M. et al. 2002. **Biosimulation and visualization: effect of cerebrovascular geometry on hemodynamics.** *Acad Sci*, 2002, Vol. 972, pp. 337-344.
- PARK, S. et al. 2008. **Intracranial Fusiform Aneurysms: It's Pathogenesis, Clinical Characteristics and Managements.** *Journal of Korean Neurosurgical Society*, 2008, Vol. 44(3), pp. 116-123.
- PENG, F. et al. 2022. **Quantification of aneurysm wall enhancement in intracranial fusiform aneurysms and related predictors based on high-resolution magnetic resonance imaging: a validation study.** *Therapeutic advances in neurological disorders*, 2022, Vol. 15, pp. 175628642211053-17562864221105342.
- PERKTOLD, K; RESCH, M; FLORIAN, H. 1991. **Pulsatile Non-Newtonian Flow Characteristics in a Three-Dimensional Human Carotid Bifurcation Model.** *Journal of Biomechanical Engineering*, 1991, Vol. 113(4), pp. 464-475.
- RAYMOND, J. et al. 2003. **Long-Term Angiographic Recurrences After Selective Endovascular Treatment of Aneurysms With Detachable Coils.** *Stroke*, 2003, Vol. 34.
- ROSSITTI, S. 1998. **Shear stress in cerebral arteries carrying saccular aneurysms: a preliminary study.** *Acta Radiol*, 1998, Vol. 39, pp. 711-717.
- SABOTIN, R. et al. 2021. **Insights into the pathogenesis of cerebral fusiform aneurysms: high-resolution MRI and computational analysis.** *Journal of neurointerventional surgery*, 2021, Vol. 13 (12), pp. 1180-1186.
- SADASIVAN, C. et al. 2013. **Physical Factors Effecting Cerebral Aneurysm Pathophysiology.** *Annals of biomedical engineering*, 2013, Vol. 41 (7), pp. 1347-1365.
- SAQR, K. et al. 2020. **What does computational fluid dynamics tell us about intracranial aneurysms? A meta-analysis and critical review.** *J Cereb Blood Flow Metab*, 2020, Vols. 40(5): 1021-1039.
- SHOJIMA, M. et al. 2004. **Magnitude and Role of Wall Shear Stress on Cerebral Aneurysm: Computational Fluid Dynamic Study of 20 Middle Cerebral Artery Aneurysms.** *Stroke*, 2004, Vol. 35 (11), pp. 2500-2505.

- STEINMAN, D. et al. 2003. **Image-based computational simulation of flow dynamics in a giant intracranial aneurysm.** *American journal of neuroradiology : AJNR*, 2003, Vol. 24 (4), pp. 559-566.
- TORII, R. et al. 2008. **Fluid-structure interaction modeling of a patient-specific cerebral aneurysm: Influence of structural modeling.** *Computational mechanics*, 2008, Vol. 43 (1).
- VALIPOUR, P. 2022. **Effects of coiling embolism on blood hemodynamic of the MCA aneurysm: a numerical study.** *Nature Portfolio*, 2022, Vol. 12.
- VLAK, M. et al. 2013. **Risk of Rupture of an Intracranial Aneurysm Based on Patient Characteristics.** *Lippincott Williams & Wilkins*, 2013, Vol. 44.
- WANG, J. et al. 2021. **Roles of inflammation in the natural history of intracranial saccular aneurysms.** *Journal of the neurological sciences*, 2021, Vol. 424, p. 117294.
- WIEBERS, D. 2003. **Unruptured intracranial aneurysms: natural history, clinical outcome, and risks of surgical and endovascular treatment.** *Elsevier BV*, 2003, Vol. 362.
- WITHERS, K. et al. 2013. **Pipeline™ Embolization Device for the Treatment of Complex Intracranial Aneurysms.** *Appl Health Econ Health Policy*, 2013, Vol 11, pp 5-13.
- WOLTERS, J; RINKEL, E; VERGOUWEN, I. 2013. **Clinical course and treatment of vertebrobasilar dolichoectasia: a systematic review of the literature.** *Neurological Research*, 2013, Vol. 35, pp. 131-137.
- WRIGHT, I. 2007. **Cerebral Aneurysm—Treatment and Perioperative Nursing Care.** *AORN Journal*, 2007, Vols. 85(6):1172-1183.
- ZARRINKOOB, L. et al. 2015. **Blood flow distribution in cerebral arteries.** *J Cereb Blood Flow Metab*, 2015, Vol. 35, pp. 648-654.
- ZHANG, Y. et al. 2011. **Hemodynamic Analysis of Intracranial.** *Eur Neurol*, 2011, Vols. 66:359-367.
- ZHU, Y. et al. 2014. **Arterial Wall Degeneration Plus Hemodynamic Insult Cause Arterial Wall Remodeling and Nascent Aneurysm Formation at Specific Sites in Dogs.** *Journal of Neuropathology & Experimental Neurology*, 2014, Vol. 73(9), pp. 808-819.

APÊNDICE A – Algoritmo PISO

O algoritmo PISO (*Pressure Implicit with Splitting of Operators*), desenvolvido por Issa (1986), é uma técnica amplamente utilizada para resolver as equações de Navier-Stokes de forma eficiente e estável em simulações de dinâmica de fluidos (CFD), devido à sua eficiência no desacoplamento das equações de pressão e velocidade, e sua capacidade de tratar a condição de incompressibilidade. Este apêndice apresenta uma descrição detalhada do algoritmo e as etapas envolvidas no seu processo de solução, baseando-se nas equações fundamentais e na divisão de operadores para resolver o acoplamento pressão-velocidade.

A.1. Equações Governantes

Para escoamentos incompressíveis, as equações governantes que descrevem o movimento do fluido são a equação de conservação de quantidade de movimento (Navier-Stokes) e a equação de continuidade. Essas equações são acopladas e precisam ser resolvidas simultaneamente:

$$\frac{\partial \mathbf{u}}{\partial t} + \nabla \cdot (\mathbf{u}\mathbf{u}) = -\nabla p + \nu \nabla^2 \mathbf{u} + \mathbf{S}, \quad (\text{A.1})$$

$$\nabla \cdot \mathbf{u} = 0, \quad (\text{A.2})$$

onde $\mathbf{u}$ é o campo de velocidades, p é o campo de pressão, ν é a viscosidade cinemática e $\mathbf{S}$ são os termos de fontes externos.

A condição de incompressibilidade, expressa pela equação de continuidade (Eq. A.2), requer que o campo de velocidades seja divergente-zero. Isso significa que o fluido não pode ser comprimido, ou seja, seu volume permanece constante ao longo do tempo.

A.2. Divisão de Operadores

A técnica de divisão de operadores no algoritmo PISO separa as variáveis de pressão e velocidade em várias etapas, permitindo uma solução eficiente. Esse processo é baseado na ideia de realizar passos preditores e corretivos para garantir a conservação da massa e a

resolução precisa das equações de movimento. A discretização temporal e espacial da Eq. (A.1) leva à forma:

$$A(\mathbf{u}^n)\mathbf{u} = H(\mathbf{u}^n) - \nabla p + \mathbf{S} , \quad (\text{A.3})$$

onde $A(\cdot)$ contém os termos implícitos (massa e difusão) e $H(\cdot)$ reúne os termos convectivos. Esse arranjo permite resolver um campo de velocidade predito, que posteriormente é corrigido de modo a satisfazer a Eq. (A.2).

A.3. Passos do Algoritmo PISO

O PISO é composto de uma etapa preditora seguida de uma ou mais etapas corretoras, conforme necessário para garantir a precisão desejada. A seguir, descrevemos cada uma das etapas em detalhes:

Etapa Preditora

Na etapa preditora, a pressão no tempo é usada para resolver a equação de quantidade de movimento e obter um campo de velocidades predito. A equação de movimento utilizada para essa previsão é:

$$A(u^n)u^* = H(u^n) - \nabla p^n + \mathbf{S} \quad (\text{A.4})$$

Aqui, u^* é o campo de velocidades predito e p^* é o campo de pressão conhecida no instante anterior. Este campo predito u^* não satisfaz a condição de incompressibilidade, sendo apenas uma estimativa inicial da velocidade, portanto, necessita de correção.

Primeira Etapa Corretora

Após a previsão inicial, é necessário corrigir o campo de velocidades para que ele satisfaça a condição de incompressibilidade. Na primeira etapa corretora, um novo campo de pressão p^* e um novo campo de velocidades u^{**} são calculados para satisfazer a condição $\nabla \cdot \mathbf{u} = 0$, utiliza-se a seguinte relação para corrigir a velocidade:

$$\mathbf{u}^{**} = \mathbf{u}^* - A^{-1}(\mathbf{u}^n) \nabla p^* \quad (\text{A.5})$$

Substituindo esta equação na equação de continuidade (Eq. A.2), obtemos a equação de pressão:

$$\nabla \cdot (A^{-1}(\mathbf{u}^n) \nabla p^*) = \nabla \cdot \mathbf{u}^* \quad (\text{A.6})$$

Essa equação de pressão pode ser resolvida, e o campo de pressão corrigido p^* é utilizado para atualizar o campo de velocidades $\mathbf{u}^{**}$, satisfazendo a continuidade.

Segunda Etapa Corretora

Embora a primeira correção já melhore significativamente a solução, uma segunda etapa corretora pode ser introduzida para refinar ainda mais os campos de pressão e velocidade. Nesta etapa, novos valores p^{**} e $\mathbf{u}^{***}$ são calculados. A partir da velocidade já corrigida $\mathbf{u}^{**}$, resolve-se novamente:

$$\mathbf{u}^{***} = \mathbf{u}^{**} - A^{-1}(\mathbf{u}^n) \nabla p^{**} , \quad (\text{A.7})$$

onde p^{**} provém da solução da segunda equação de pressão:

$$\nabla \cdot (A^{-1}(\mathbf{u}^n) \nabla p^{**}) = \nabla \cdot \mathbf{u}^{**} \quad (\text{A.8})$$

Uma vez resolvida a equação de pressão p^{**} , o campo de velocidades $\mathbf{u}^{***}$ é atualizado, completando o processo de correção.

O algoritmo PISO oferece um bom equilíbrio entre precisão e eficiência. Para a maioria dos casos práticos, duas etapas corretoras são suficientes para garantir que os campos de pressão e velocidade estejam acurados e que a condição de incompressibilidade seja satisfeita. Embora mais correções possam ser introduzidas, elas geralmente são desnecessárias, pois o método atinge a convergência desejada após duas correções.

No entanto, o número de correções pode variar dependendo do problema específico e do grau de precisão exigido. Em aplicações onde a precisão é crítica, etapas adicionais podem ser usadas para melhorar a acurácia.

APÊNDICE B – Geração de malhas com o *snappy HexMesh* no OpenFOAM

O *snappyHexMesh* é uma ferramenta poderosa integrada ao OpenFOAM para geração de malhas tridimensionais a partir de geometrias complexas. Ele utiliza um processo baseado em subdivisões hexaédricas e refinamentos locais para criar malhas que se ajustam a superfícies CAD. A seguir, será detalhado o funcionamento dessa ferramenta e as etapas necessárias para gerar uma malha.

B.1. Configuração do Arquivo *snappyHexMeshDict*

O arquivo *snappyHexMeshDict* organiza todas as etapas envolvidas na geração da malha e define, de maneira centralizada, os parâmetros responsáveis pelo refinamento inicial, ajuste às superfícies e controle de qualidade. A estrutura desse arquivo é composta por blocos específicos, cada um responsável por uma parte do processo. A seguir, descreve-se o funcionamento de cada bloco, e, sempre que necessário, os principais parâmetros são reunidos em tabelas para facilitar a leitura e a reprodução das configurações utilizadas.

A primeira seção do arquivo é denominada *geometry*, na qual são especificadas as superfícies de entrada, normalmente no formato STL. Essas superfícies representam o contorno real da geometria e são fundamentais para o encaixe da malha nas etapas subsequentes. Em seguida, o bloco *castellatedMeshControls* estabelece os parâmetros que governam a fase de refinamento inicial da malha de fundo. Para tornar essa configuração mais clara, os principais parâmetros desse bloco estão sintetizados na Tabela B.1, juntamente com suas respectivas funções.

Tabela B. 1 – Principais parâmetros da seção *castellatedMeshControls*

Parâmetro	Descrição
<i>maxLocalCells</i>	Número máximo de células permitidas em regiões locais.
<i>maxGlobalCells</i>	Limite total de células da malha após o refinamento inicial.
<i>minRefinementCells</i>	Número mínimo de células para interromper novas subdivisões.
<i>refinementSurfaces</i>	Superfícies que recebem níveis específicos de refinamento.
<i>resolveFeatureAngle</i>	Ângulo mínimo para identificação de bordas marcantes.
<i>refinementRegions</i>	Regiões volumétricas que recebem refinamentos adicionais.

Fonte: preparado pelo autor

Esses parâmetros determinam o número máximo de células permitidas nas regiões refinadas, os limites globais da malha e os níveis de refinamento aplicados às superfícies de interesse.

Após o refinamento inicial, ocorre a etapa de ajuste da malha às superfícies trianguladas, controlada pelo bloco *snapControls*. Nessa fase, os vértices da malha são reposicionados de forma a coincidir com a superfície original da geometria, garantindo maior fidelidade à anatomia simulada. Os parâmetros dessa etapa envolvem ajustes de suavização, tolerâncias geométricas e o número de iterações aplicadas pelo solucionador interno. As opções mais importantes dessa seção encontram-se reunidas na Tabela B.2, permitindo uma visualização clara das configurações essenciais utilizadas nesse processo.

Tabela B. 2 – Parâmetros principais da seção *snapControls*

Parâmetro	Descrição
<i>nSmoothPatch</i>	Iterações de suavização usadas para melhorar o ajuste da malha às superfícies.
<i>tolerance</i>	Tolerância geométrica para aproximação da superfície triangulada.
<i>nSolveIter</i>	Número de iterações aplicadas durante o ajuste da malha.
<i>nRelaxIter</i>	Número de relaxações aplicadas na movimentação dos vértices.
<i>implicitFeatureSnap</i>	Ajuste implícito baseado nas características de curvatura das superfícies.
<i>explicitFeatureSnap</i>	Ajuste explícito baseado em arquivos <i>eFeature</i> .

Fonte: preparado pelo autor

A etapa seguinte corresponde à adição das camadas prismáticas, configuradas no bloco *addLayersControls*. Essa fase é fundamental para a correta captura dos gradientes viscosos próximos às paredes, especialmente em simulações que dependem da precisão da camada limite. Os parâmetros dessa etapa controlam tanto a espessura das camadas quanto sua taxa de crescimento e o número total de camadas criadas. As configurações relevantes dessa seção estão reunidas na Tabela B.3.

Tabela B. 3 – Parâmetros principais da seção *addLayersControls*

Parâmetro	Descrição
<i>relativeSizes</i>	É a espessura das camadas relativa ao tamanho da célula adjacente.
<i>expansionRatio</i>	Taxa de crescimento entre camadas consecutivas.
<i>finalLayerThickness</i>	Espessura final da última camada prismática.
<i>nLayers</i>	Número de camadas prismáticas adicionadas.
<i>nGrow</i>	Número de células vizinhas expandidas para acomodar as camadas.
<i>featureAngle</i>	Ângulo limite que controla o comportamento das camadas em regiões de curvatura elevada.

Fonte: preparado pelo autor

Por fim, o bloco *meshQualityControls* define os critérios mínimos aceitáveis para a qualidade da malha gerada. Esses critérios impedem que células degeneradas, volumes muito pequenos ou altos níveis de não-ortogonalidade comprometam a solução numérica. A Tabela B.4 apresenta os parâmetros mais relevantes dessa etapa.

Tabela B. 4 – Parâmetros principais da seção *meshQualityControls*

Parâmetro	Descrição
<i>maxNonOrtho</i>	Valor máximo de não-ortogonalidade entre faces da malha.
<i>maxBoundarySkewness</i>	Grau máximo de distorção próximo às fronteiras.
<i>minVol</i>	Volume mínimo admissível para uma célula.
<i>minTetQuality</i>	Qualidade mínima para células tetraédricas geradas durante subdivisões.
<i>maxAspectRatio</i>	Razão máxima entre dimensões permitida para cada célula.
<i>nSmoothScale</i>	Fator de suavização para manter a regularidade da malha.

Fonte: preparado pelo autor

B.2. Etapas da Geração da Malha

O procedimento realizado pelo *snappyHexMesh* é composto por três etapas sucessivas. A primeira delas, denominada *castellated mesh generation*, consiste na criação de uma malha de fundo hexaédrica que, posteriormente, é refinada de acordo com os níveis especificados no arquivo de configuração. Células localizadas em regiões próximas às superfícies ou em áreas definidas manualmente são subdivididas, aumentando a resolução onde há maior necessidade física ou geométrica.

A segunda etapa, conhecida como *surface snapping*, realiza o ajuste da malha refinada à superfície da geometria. Nessa fase, os vértices da malha são reposicionados de maneira a aproximar a superfície triangulada importada, garantindo que o contorno real da geometria seja representado com fidelidade. Esse processo é essencial em modelos provenientes de anatomias reais, onde irregularidades e curvaturas acentuadas são frequentes.

A terceira etapa, conhecida como *layer addition*, corresponde à adição de camadas prismáticas. A criação dessas camadas melhora substancialmente a resolução do escoamento próximo às superfícies, permitindo a captura de gradientes cisalhantes e garantindo uma modelagem adequada da camada limite. A espessura e a quantidade dessas camadas são ajustadas conforme a necessidade da simulação, levando em conta o tamanho da célula de base e a taxa de crescimento especificada.

B.3. Vantagens e Limitações do *snappyHexMesh*

O *snappyHexMesh* apresenta diversas vantagens em relação a outros métodos de geração de malha. Entre elas, destaca-se a capacidade de lidar com modelos complexos, como bifurcações arteriais e superfícies com elevada irregularidade, mantendo um controle refinado sobre a densidade de células em regiões de interesse. Isso permite otimizar o custo computacional ao concentrar o refinamento apenas nas áreas mais relevantes para a simulação, sem comprometer a qualidade global da malha. A possibilidade de adicionar camadas prismáticas de forma automática também representa um recurso valioso para aplicações que exigem boa resolução da camada limite.

Entretanto, a ferramenta apresenta algumas limitações. Geometrias com curvaturas muito pronunciadas podem resultar em células com elevada não-ortogonalidade ou distorção, o que pode comprometer a estabilidade e a precisão da simulação numérica. Além disso, o emprego de múltiplos níveis de refinamento e a criação de camadas prismáticas aumentam

significativamente a quantidade total de células, elevando o tempo de processamento e o custo computacional associado. Ainda assim, quando configurado de maneira adequada, o *snappyHexMesh* permanece como uma das soluções mais eficientes e flexíveis para geração de malhas em ambientes complexos, especialmente em estudos de escoamento sanguíneo em modelos vasculares.