

USANDO CFD NA ANÁLISE DA HEMODINÂMICA DO ESCOAMENTO EM UM MODELO DE ANEURISMA INTRACRANIANO LATERAL

Guilherme Martignago Sanches, gm.sanches@unesp.br¹

Iago Lessa de Oliveira, iago.oliveira@unesp.br¹

¹Universidade Estadual Paulista (UNESP), Faculdade de Engenharia, Campus de Bauru

Resumo. Aneurismas cerebrais são dilatações anormais das artérias do cérebro que, quando se rompem, podem causar hemorragias graves e representar risco à vida. Estudos mostram que fatores hemodinâmicos, como a tensão de cisalhamento na parede arterial, desempenham um papel fundamental no desenvolvimento, crescimento e ruptura desses aneurismas. Neste contexto, este trabalho teve por objetivo analisar o escoamento em um modelo idealizado de artéria cerebral com a presença de um aneurisma sacular lateral. A técnica de Dinâmica dos Fluidos Computacional (CFD), implementada no software OpenFOAM®, foi usada para resolver as equações governantes do escoamento para investigar os efeitos hemodinâmicos associados à presença do aneurisma. Foram analisados parâmetros como o campo de velocidades, a tensão de cisalhamento na parede (WSS), a WSS média no ciclo cardíaco (TAWSS) e o índice de cisalhamento oscilatório (OSI). A geometria e a malha computacional foram geradas com o snappyHexMesh, e simulações transientes foram conduzidas considerando a pulsação cardíaca. Os resultados indicam um maior valor de WSS médio durante um ciclo cardíaco de 8,69 Pa. O OSI aponta para regiões de descolamento e recolamento da camada limite no pescoço aneurismático e também para dois pontos focais em que o escoamento incide na parede dentro do aneurisma.

Palavras chave: Fluidodinâmica computacional, aneurisma cerebral, escoamento sanguíneo, stent, OpenFOAM®.

Abstract. Cerebral aneurysms are abnormal dilations of brain arteries that, when ruptured, can lead to severe hemorrhages and pose a serious risk to life. Studies have shown that hemodynamic factors, such as wall shear stress (WSS), play a crucial role in the development, growth, and rupture of these aneurysms. This study presents a numerical analysis of blood flow in an idealized model of a cerebral artery with a lateral saccular aneurysm, using Computational Fluid Dynamics (CFD) techniques implemented in the OpenFOAM® software. To investigate the hemodynamic effects associated with the presence of the aneurysm, parameters such as velocity field, wall shear stress (WSS), time-averaged WSS (TAWSS), and oscillatory shear index (OSI) were analyzed. The geometry and computational mesh were generated using snappyHexMesh, and transient simulations were conducted under pulsatile flow conditions. The results indicate a maximum TAWSS value of 8.69 Pa during the cardiac cycle. The OSI highlights regions of boundary layer separation and reattachment near the aneurysm neck, as well as two focal points where the flow impinges on the aneurysm wall.

Keywords: Computational Fluid Dynamics, cerebral aneurysm, blood flow, stent, OpenFOAM®.

1. INTRODUÇÃO

Aneurismas intracranianos são dilatações localizadas nas paredes das artérias cerebrais e podem assumir diferentes morfologias, sendo a forma sacular a mais prevalente, ocorrendo em cerca de 90% dos casos (Diagbouga *et al.*, 2018). Esses aneurismas são classificados como laterais ou de bifurcação, a depender de sua localização nas artérias (veja a Fig 1a). O maior risco associado à presença de um aneurisma intracraniano está na possibilidade de ruptura de sua parede, evento que leva à hemorragia intracraniana (Etminan *et al.*, 2019). A taxa de mortalidade relacionada à ruptura varia entre 40% e 60% (Vlak *et al.*, 2013; Saqr *et al.*, 2020), e aproximadamente um terço dos pacientes que sobrevivem desenvolvem sequelas permanentes (Malmivaara *et al.*, 2012). Contudo, tanto a ruptura quanto os tratamentos atualmente disponíveis oferecem riscos ao paciente, tornando complexa a decisão médica entre intervir ou monitorar a evolução do aneurisma. Os dois principais tratamentos empregados são a clipagem do pescoço do aneurisma, método invasivo que requer a abertura do crânio, e as técnicas endovasculares. As intervenções por via endovascular têm ganhado maior destaque na prática clínica por apresentarem melhores resultados pós-operatórios e menores taxas de mortalidade quando comparadas à clipagem (Liu and Huang, 2015). Dentre esses métodos, destaca-se a técnica de coiling, ou embolização, em que coils são inseridos no interior do saco aneurismático, bloqueando o fluxo sanguíneo para seu interior (Bodily *et al.*, 2011). Em casos de aneurismas com colos largos, o uso de stents é necessário para evitar a migração dos coils (veja a Fig. 1b). Mais recentemente, os chamados diversores de fluxo, ou flow diverters, passaram a ser utilizados com maior frequência. Tais dispositivos são stents com baixa porosidade, característica que permite uma maior eficácia no bloqueio do escoamento

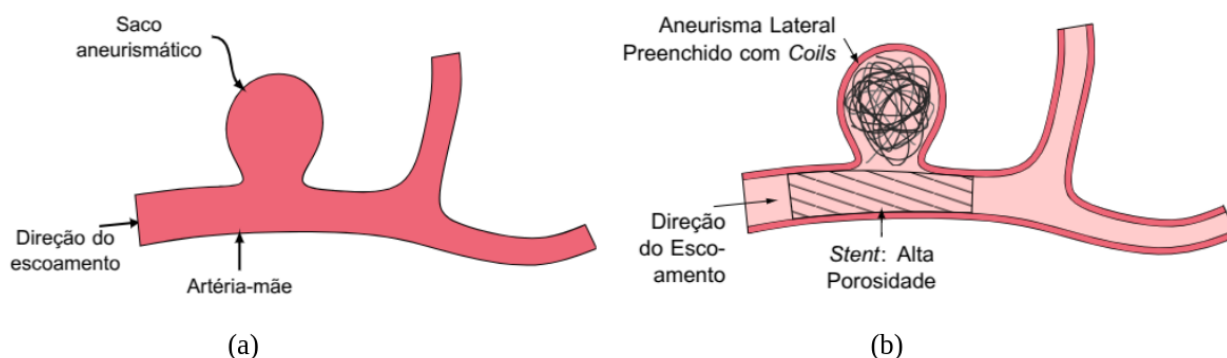


Figura 1. Representação esquemática de (a) um aneurisma sacular lateral com indicação do chamado saco aneurismático e da artéria que fornece sangue ao aneurisma, chamada artéria-mãe; e (b) uso de um divisor de fluxo, um stent com baixa porosidade, para bloquear o escoamento em um aneurisma lateral.

de sangue para dentro do aneurisma (Dholakia *et al.*, 2017).

Apesar dos avanços nos tratamentos, permanece a necessidade de compreender com mais profundidade os mecanismos hemodinâmicos que atuam no interior e ao redor dos aneurismas. Contudo, a obtenção de dados hemodinâmicos diretamente no interior das artérias intracranianas ainda é um desafio, devido às limitações técnicas e éticas dos métodos experimentais *in vivo*, o que torna as simulações numéricas uma ferramenta essencial para a análise desses fenômenos. Tanemura *et al.* (2013), por exemplo, relatou os efeitos hemodinâmicos de stents usando CFD, constatando uma diminuição na tensão de cisalhamento na parede da artéria (ou wall shear stress (WSS), do Inglês) e velocidade de escoamento, havendo também aumento no chamado índice de cisalhamento oscilatório, ou oscillatory shear index (OSI), da sigla em Inglês (o OSI é uma medida da oscilação da direção do vetor de WSS durante o ciclo cardíaco, definido por (He and Ku, 1996)) e nos gradientes de WSS. Assim, este trabalho tem como objetivo analisar numericamente o escoamento sanguíneo em um modelo da artéria carótida interna com a presença de um aneurisma lateral esférico, através da solução numérica do escoamento utilizando a técnica de Computational Fluid Dynamics (CFD) através do software OpenFOAM®. A partir da análise das variáveis hemodinâmicas, buscamos compreender os padrões de escoamento, assim como os valores de tensão de cisalhamento e sua oscilação associados à presença do aneurisma e responsáveis pelos processos de crescimento e ruptura. Assim, contribuindo para um melhor entendimento dos mecanismos envolvidos na progressão desta patologia e fornecendo subsídios para futuros estudos clínicos e computacionais. Adicionalmente, estas análise pode levar a uma melhor compreensão dos efeitos dos tratamentos na hemodinâmica local.

2. METODOLOGIA

2.1 Geometria e geração de malha

A geometria analisada neste trabalho corresponde a um modelo de artéria carótida interna contendo um aneurisma sacular esférico lateral. A artéria-mãe (que fornece sangue ao aneurisma) possui 4 mm de diâmetro, enquanto o saco aneurismático apresenta 7 mm de diâmetro e um pescoço de 5 mm de diâmetro (Dholakia *et al.*, 2017) (veja a Fig. 2).

A malha computacional foi gerada utilizando o snappyHexMesh, disponível no software OpenFOAM®. A ferramenta permite a discretização do domínio tridimensional a partir de arquivos de geometria importados de softwares CAD. Para garantir a independência dos resultados do número de células, realizamos uma análise de sensibilidade de malha através

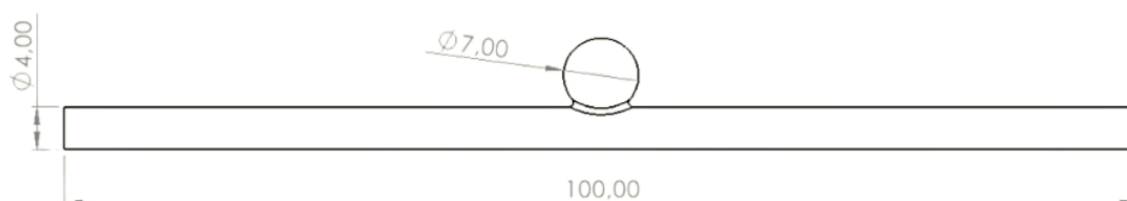


Figura 2. Dimensões, em milímetros, utilizadas na criação da geometria.

de refinamentos sistemáticos, variando o número total de células de aproximadamente 180.000 até 1.200.000 células, conforme ilustrado na Fig. 3.

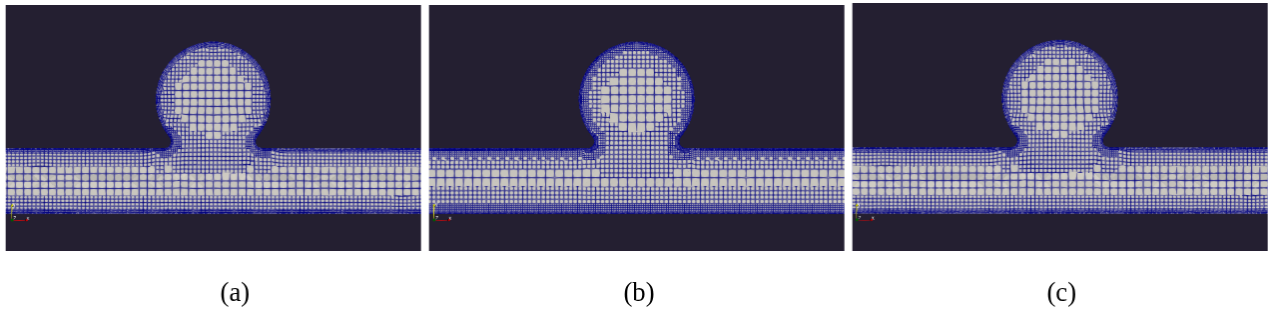


Figura 3. Malha interna da discretização espacial com aproximadamente (a) 180.000 células; (b) 600.000 células; (c) 1.200.000 células.

2.2 Modelagem Física e Matemática

O modelo físico e geométrico com suas condições de contorno está esquematizado na Fig. 4a. A parede arterial foi assumida rígida e o sangue foi assumido como um fluido Newtoniano incompressível, escoando isotermicamente. Assim, o escoamento é governado pela equação da continuidade:

$$\nabla \cdot \vec{v} = 0 \quad (1)$$

e pelas equações de Navier-Stokes:

$$\frac{\partial(\rho \vec{v})}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho \vec{v} \vec{v}) = -\nabla p + \mu \nabla^2 \vec{v} \quad (2)$$

sendo $\vec{v}$ o campo de velocidades, $\rho = 1056.0 \text{ kg/m}^3$ a massa específica do sangue (Isaksen *et al.*, 2008), p é a pressão estática, e $\mu = 3,5 \times 10^{-3} \text{ Pas}$ é a viscosidade dinâmica do sangue (Isaksen *et al.*, 2008). Com relação às condições de contorno do problema (veja a Fig. 4), na entrada do domínio, uma velocidade variável no tempo foi imposta, variando espacialmente ao longo da seção da entrada de acordo com o escoamento laminar desenvolvido no interior de um tubo:

$$v_{inlet}(r, t) = 2 \frac{q_a(t)}{A_{inlet}} \left[1 - \frac{4r^2}{d_{pa}^2} \right] \quad (3)$$

onde A_{inlet} é a área da seção transversal da entrada artéria, d_{pa} o seu diâmetro interno, e r é a coordenada radial da seção de entrada circular. A vazão volumétrica de sangue, $q_a(t)$, correspondente ao pulso desde o início da sístole até o final da diástole, a partir de medidas de vazão do ciclo cardíaco de adultos idosos (idade média $\pm$ desvio padrão = 68 ± 8 anos), conforme medido por Hoi *et al.* (2010), e dimensionalizada a partir da multiplicação desta vazão normalizada pela vazão média na carótida interna medida por Zarrinkoob *et al.* (2015) (veja a Fig. 4b). Adicionalmente, o gradiente de pressão será ajustado para zero na entrada. Na saída do escoamento, aplicaremos a condição de resistência (Chnafa *et al.*, 2018), na qual a pressão na saída é proporcional ao perfil temporal da vazão (Fig. 4b). As simulações foram realizadas para três ciclos cardíacos, porém, para evitar uso dos resultados do primeiro ciclo devido a erros de discretização no tempo, o primeiro e segundo ciclo foram desprezados, e os valores retirados da simulação são referentes, somente, ao terceiro ciclo.

2.3 Dados analisados e critérios de convergência

Analisamos como a tensão de cisalhamento na parede, uma das grandezas associadas ao crescimento e ruptura dos aneurismas, se comporta na parede do aneurisma. Por definição,

$$\tau_w = \tau_w(x, t) = [\mathbf{t} - (\mathbf{n} \cdot \mathbf{t})\mathbf{n}] \quad (4)$$

sendo $\mathbf{t}$ o vetor tração devido à tensão de cisalhamento viscoso agindo na superfície interna da parede do aneurisma, cuja normal é $\mathbf{n}$. Como esta grandeza varia no tempo e é uma grandeza vetorial, analisamos também sua média temporal ao longo do ciclo cardíaco T_c , denominado *time-averaged wall shear stress (TAWSS)*:

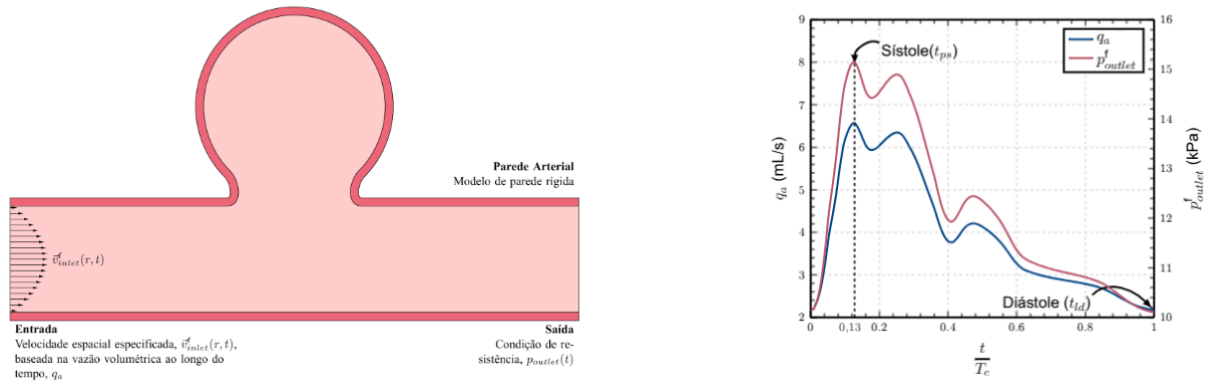


Figura 4. Esquema bidimensional do escoamento em um modelo de carótida interna com um aneurisma lateral e suas condições de contorno (esquerda) e vazão volumétrica normalizada ao longo do tempo para uma população (direita).

$$TAWSS(x) = \overline{\tau_w}(x) = \frac{1}{T_c} \int_0^{T_c} \|\tau_w\| dt \quad (5)$$

que corresponde ao valor médio do WSS durante um ciclo cardíaco completo. Para quantificar a oscilação da direção do vetor de WSS, calculamos o oscillatory shear index (OSI) (He and Ku, 1996), definido por:

$$OSI = \frac{1}{2} \left(1 - \frac{\left\| \frac{1}{T_c} \int_0^{T_c} \tau_w(x, t) dt \right\|}{\frac{1}{T_c} \int_0^{T_c} \|\tau_w(x, t)\| dt} \right) \quad (6)$$

que varia de 0 (escoamento unidirecional) até 0,5 (escoamento com oscilação da direção do vetor do WSS), sendo utilizado para identificar regiões de escoamento que impingem na parede ou que descolam. Para calcular o erro de discretização dos resultados, foi conduzida uma análise de sensibilidade tanto espacial quanto temporal. Para a análise de sensibilidade de malha, três malhas foram analisadas, com uma razão de refino, definida, no caso de malhas não-estruturadas, por Roache (1997):

$$\eta = \sqrt[3]{\frac{N1_{cell}}{N0_{cell}}} \quad (7)$$

em que $N1_{cell}$ e $N0_{cell}$ correspondem, respectivamente, ao número de células da malha mais refinada e da menos refinada, obtida de 1,25 e um critério mínimo de convergência de malha foi estabelecido em 5% de erro relativo. Além disso, para a análise de sensibilidade temporal, variou-se o passo de tempo entre simulações para assegurar que os resultados não fossem significativamente influenciados pela discretização temporal. Esta análise nos levou a utilizar um time step de 0,0001s.

3. RESULTADOS E DISCUSSÕES

3.1 Análise de convergência de malha

A variável analisada foi o TAWSS, integrados na parede do aneurisma no instante do pico da sístole no terceiro ciclo cardíaco ($t = 2,02s$), e estão apresentados na Tab. 1 e Tab. 2.

Tabela 1. Erro de discretização oriundos da análise de sensibilidade de malha.

Número de Células	TAWSS (Pa)	Erro Relativo	Erro de Discretização
179.934	2,013		
602.544	1,990	1,15%	1,86%
1.192.713	1,987	0,49%	0,45%

Tabela 2. Erro de discretização da análise de sensibilidade temporal para a malha mais refinada.

Time-step (s)	TAWSS (Pa)	Erro Relativo	Erro de Discretização
0,001	1,9875		
0,0005	1,9876	0,0055%	0,0037%

Com os valores mostrados na tabela, é possível garantir que os resultados obtidos estão respeitando os limites de convergência de malha previamente estabelecidos em 5%. Portanto, os resultados mostrados aqui são da malha mais refinada com um time-step de 0,001 s.

3.2 Campo de velocidade

As simulações revelaram que, ao alcançar o pescoço do aneurisma, parte do escoamento é desviado para o interior do saco aneurismático. O principal fenômeno observado foi a formação de uma recirculação intrassacular, que se estabelece após a entrada do escoamento no interior do aneurisma e ocorre durante todo o ciclo cardíaco. Além da recirculação, também foram observados fenômenos de descolamento e recolamento da camada limite na região do pescoço aneurismático. O descolamento ocorre tipicamente na parede oposta à entrada do escoamento (montante), enquanto o recolamento é visualizado mais a jusante, próximo à entrada do aneurisma. Esses pontos de descolamento e recolamento foram bem demarcados na visualização do vetor velocidade próximo à parede (ver Fig. 5b), e sua extensão cobre toda a largura do pescoço do aneurisma.

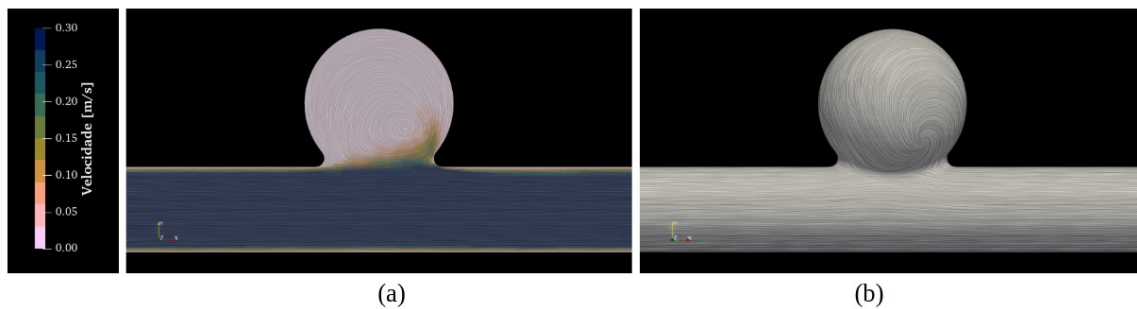


Figura 5. (a) Campo de velocidades no plano lateral. (b) Direção do vetor velocidade próxima a parede.

3.3 Tensão de cisalhamento

Os fenômenos presentes no campo de velocidade são responsáveis pela dinâmica da tensão de cisalhamento. Os resultados demonstraram que os menores valores de WSS concentram-se nas regiões internas do saco aneurismático. Nesses locais, a velocidade do escoamento é baixa, o que leva a valores de cisalhamento próximos de zero (veja a Figura 6). Por outro lado, a parte do escoamento mais a jusante do pescoço do aneurisma apresenta um alto gradiente de velocidade próximo à parede. O maior valor de WSS médio registrado ao longo do ciclo cardíaco foi de 8,69 Pa, localizado justamente nessa transição entre a artéria e o aneurisma (ver Fig. 6).

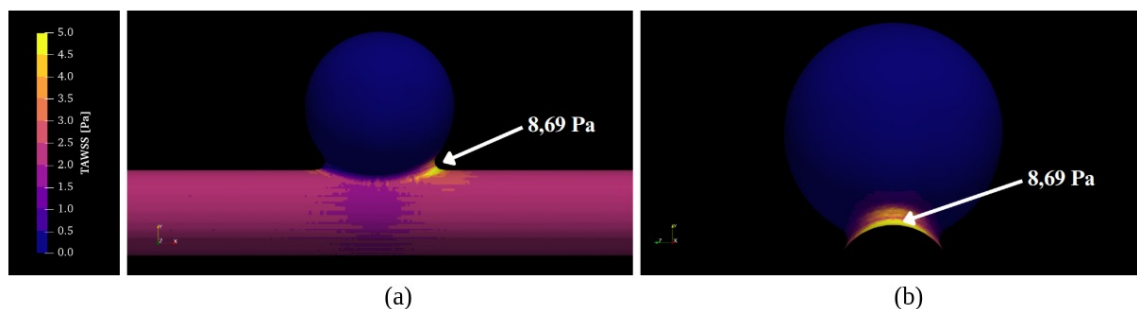


Figura 6. Tensão de cisalhamento médio na parede durante um ciclo cardíaco pela vista (a) lateral; (b) frontal do aneurisma.

3.4 Índice de cisalhamento oscilatório (OSI)

A análise do OSI revelou regiões com mudanças significativas na direção do vetor de WSS. O índice atingiu seus valores máximos (0,47) em dois pontos focais espelhados pelo plano lateral, ambos situados no interior do saco aneurismático (Fig. 7). Esses pontos coincidem com as áreas onde o escoamento recirculante incide perpendicularmente na parede interna do aneurisma, causando uma reversão quase completa da direção do escoamento e coincidindo com a região onde a velocidade do vórtice que se forma recolam na parede do aneurisma (veja as linhas de corrente na Fig. 8). Além disso, também é possível observar que, na região próxima ao local de TAWSS máximo, ocorre um valor elevado de OSI.

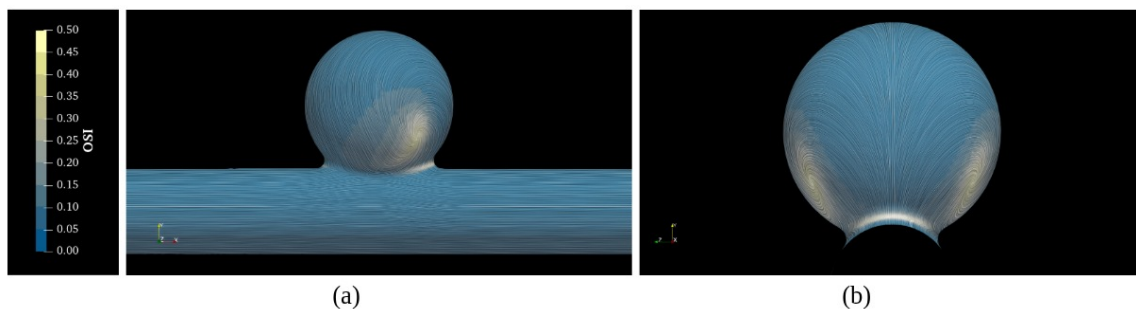


Figura 7. OSI e linhas de corrente limites na superfície pela vista (a) lateral; (b) frontal do aneurisma.

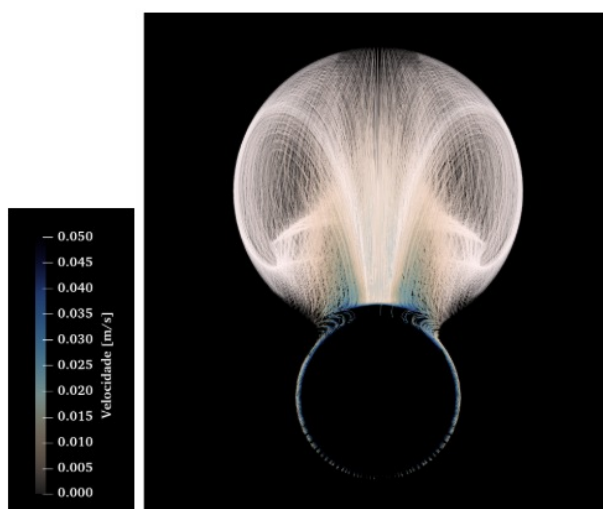


Figura 8. Linhas de corrente do escoamento no pico da sístole com ressaltos para valores baixos de velocidade no interior do aneurisma (vista ao longo da longitudinal da artéria).

Este comportamento do WSS e OSI está de acordo com o encontrado em aneurismas laterais e, aqui, podemos perceber que os padrões de baixo WSS e alto OSI ocorrem neste escoamento devido à uma grande região de recirculação que ocorre no interior do saco aneurismático. A identificação deste padrão de escoamento é importante pois a combinação de baixo WSS e OSI já foi identificada na literatura (Meng *et al.*, 2014) como potencialmente perigosa para a parede do aneurisma, podendo levar à formação de regiões ateroscleróticas e, ocasionalmente, à condições que facilitem a ruptura do aneurisma.

4. CONCLUSÃO

Neste trabalho, realizamos uma análise numérica do escoamento sanguíneo em um modelo idealizado de artéria cerebral contendo um aneurisma sacular lateral, utilizando a técnica de CFD com o software OpenFOAM®. Através da avaliação de parâmetros hemodinâmicos como o campo de velocidades, WSS, TAWSS e o OSI, foi possível caracterizar o comportamento do escoamento na presença do aneurisma. Os resultados revelaram regiões de recirculação dentro do aneurisma e pontos de descolamento e recolamento da camada limite, que influenciam diretamente na distribuição da WSS. O OSI apresentou valores máximos em dois pontos focais espelhados pelo plano lateral, evidenciando regiões onde o escoamento impacta diretamente a parede interna do saco aneurismático. Portanto, identificamos os padrões de escoamento que originam estes comportamento de WSS e OSI, podendo auxiliar no planejamento do tratamento de casos reais de aneurismas.

5. AGRADECIMENTOS

Este trabalho teve suporte dos recursos fornecidos pelo Laboratório Nacional de Computação Científica (LNCC) através do supercomputador SDumont (projeto CFDIA). Este trabalho foi financiado através do Programa Institucional de Bolsas de Iniciação Científica (PIBIC) da Pró-reitoria de Pesquisa da UNESP - proposta nº 15812 do edital 08/2024, PIBIC.

6. REFERÊNCIAS

- Bodily, K., Cloft, H., Lanzino, G., Fiorella, D., White, P. and Kallmes, D., 2011. “Stent-Assisted Coiling in Acutely Ruptured Intracranial Aneurysms: A Qualitative, Systematic Review of the Literature”. *American Journal of Neuro-radiology*, Vol. 32, No. 7, pp. 1232–1236. ISSN 0195-6108, 1936-959X. doi:10.3174/ajnr.A2478.
- Chnafa, C., Brina, O., Pereira, V. and Steinman, D., 2018. “Better Than Nothing: A Rational Approach for Minimizing the Impact of Outflow Strategy on Cerebrovascular Simulations”. *American Journal of Neuroradiology*, Vol. 39, No. 2, pp. 337–343. ISSN 0195-6108, 1936-959X. doi:10.3174/ajnr.A5484.
- Dholakia, R., Sadasivan, C., Fiorella, D.J., Woo, H.H. and Lieber, B.B., 2017. “Hemodynamics of Flow Diverters”. *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 139, No. 2, p. 021002. ISSN 0148-0731, 1528-8951. doi:10.1115/1.4034932.
- Diagbouga, M.R., Morel, S., Bijlenga, P. and Kwak, B.R., 2018. “Role of hemodynamics in initiation/growth of intracranial aneurysms”. *European Journal of Clinical Investigation*, Vol. 48, No. 9, p. e12992. ISSN 0014-2972, 1365-2362. doi:10.1111/eci.12992.
- Etminan, N., Chang, H.S., Hackenberg, K., De Rooij, N.K., Vergouwen, M.D.I., Rinkel, G.J.E. and Algra, A., 2019. “Worldwide Incidence of Aneurysmal Subarachnoid Hemorrhage According to Region, Time Period, Blood Pressure, and Smoking Prevalence in the Population: A Systematic Review and Meta-analysis”. *JAMA Neurology*, Vol. 76, No. 5, p. 588. ISSN 2168-6149. doi:10.1001/jamaneurol.2019.0006.
- He, X. and Ku, D.N., 1996. “Pulsatile Flow in the Human Left Coronary Artery Bifurcation: Average Conditions”. *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 118, No. 1, pp. 74–82. ISSN 0148-0731, 1528-8951. doi:10.1115/1.2795948.
- Hoi, Y., Wasserman, B.A., Xie, Y.J., Najjar, S.S., Ferruci, L., Lakatta, E.G., Gerstenblith, G. and Steinman, D.A., 2010. “Characterization of volumetric flow rate waveforms at the carotid bifurcations of older adults”. *Physiological Measurement*, Vol. 31, No. 3, pp. 291–302. ISSN 0967-3334, 1361-6579. doi:10.1088/0967-3334/31/3/002.
- Isaksen, J.G., Bazilevs, Y., Kvamsdal, T., Zhang, Y., Kaspersen, J.H., Waterloo, K., Romner, B. and Ingebrigtsen, T., 2008. “Determination of Wall Tension in Cerebral Artery Aneurysms by Numerical Simulation”. *Stroke*, Vol. 39, No. 12, pp. 3172–3178. ISSN 0039-2499, 1524-4628. doi:10.1161/STROKEAHA.107.503698.
- Liu, A. and Huang, J., 2015. “Treatment of Intracranial Aneurysms: Clipping Versus Coiling”. *Current Cardiology Reports*, Vol. 17, No. 9, p. 73. ISSN 1523-3782, 1534-3170. doi:10.1007/s11886-015-0628-2.
- Malmivaara, K., Juvela, S., Hernesniemi, J., Lappalainen, J. and Siironen, J., 2012. “Health-related quality of life and cost-effectiveness of treatment in subarachnoid haemorrhage”. *European Journal of Neurology*, Vol. 19, No. 11, pp. 1455–1461. ISSN 1351-5101, 1468-1331. doi:10.1111/j.1468-1331.2012.03744.x.
- Meng, H., Tutino, V.M., Xiang, J. and Siddiqui, A., 2014. “High WSS or Low WSS? Complex interactions of hemodynamics with intracranial aneurysm initiation, growth, and rupture: Toward a unifying hypothesis”. Vol. 35, No. 7, pp. 1254–1262. ISSN 1936959X. doi:10.3174/ajnr.A3558.
- Roache, P.J., 1997. “QUANTIFICATION OF UNCERTAINTY IN COMPUTATIONAL FLUID DYNAMICS”. *Annual Review of Fluid Mechanics*, Vol. 29, No. 1, pp. 123–160. ISSN 0066-4189, 1545-4479. doi:10.1146/annurev.fluid.29.1.123.
- Sagr, K.M., Rashad, S., Tupin, S., Niizuma, K., Hassan, T., Tominaga, T. and Ohta, M., 2020. “What does computational fluid dynamics tell us about intracranial aneurysms? A meta-analysis and critical review”. *Journal of Cerebral Blood Flow & Metabolism*, Vol. 40, No. 5, pp. 1021–1039. ISSN 0271-678X, 1559-7016. doi:10.1177/0271678X19854640.
- Tanemura, H., Ishida, F., Miura, Y., Umeda, Y., Fukazawa, K., Suzuki, H., Sakaida, H., Matsushima, S., Shimosaka, S. and Taki, W., 2013. “Changes in Hemodynamics After Placing Intracranial Stents”. *Neurologia medico-chirurgica*, Vol. 53, No. 3, pp. 171–178. ISSN 0470-8105, 1349-8029. doi:10.2176/nmc.53.171.
- Vlak, M.H., Rinkel, G.J., Greebe, P. and Algra, A., 2013. “Risk of Rupture of an Intracranial Aneurysm Based on Patient Characteristics: A Case–Control Study”. *Stroke*, Vol. 44, No. 5, pp. 1256–1259. ISSN 0039-2499, 1524-4628. doi:10.1161/STROKEAHA.111.000679.
- Zarrinkoob, L., Ambarki, K., Wåhlin, A., Birgander, R., Eklund, A. and Malm, J., 2015. “Blood Flow Distribution in Cerebral Arteries”. *Journal of Cerebral Blood Flow & Metabolism*, Vol. 35, No. 4, pp. 648–654. ISSN 0271-678X, 1559-7016. doi:10.1038/jcbfm.2014.241.

7. RESPONSABILIDADE PELAS INFORMAÇÕES

Os autores são os únicos responsáveis pelas informações incluídas neste trabalho.