

ANÁLISE NUMÉRICA DO EFEITO DAS CONSTANTES ELÁSTICAS NAS TENSÕES EM UM MODELO DE ANEURISMA: COMPARAÇÃO DE CASOS ROMPIDOS E NÃO-ROMPIDOS

Lucas Marcel Aparecido Costa Pilati, lucas.m.pilati@unesp.br¹
Iago Lessa de Oliveira, iago.oliveira@unesp.br¹

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

Resumo. Aneurismas intracranianos (AIs) são dilatações anormais nas artérias cerebrais que podem se romper, causando hemorragia intracraniana e risco significativo de morte — com taxa de mortalidade que pode chegar a 50%. A ruptura de um aneurisma é difícil de prever, e os tratamentos cirúrgicos ainda apresentam riscos relevantes. Entre as abordagens minimamente invasivas, a embolização com coils (pequenas molas que preenchem o aneurisma para bloquear o fluxo sanguíneo) tornou-se o método preferido devido ao maior sucesso clínico e menor chance de complicações. No entanto, apesar do uso crescente dessa técnica, a resposta biomecânica da parede arterial submetida à presença do aneurisma e às alterações de pressão ainda é pouco compreendida. A técnica de Computational Solid Dynamics (CSD) tem sido utilizada para investigar o comportamento mecânico da parede arterial em diferentes cenários, mas limitações como a geometria complexa do aneurisma e a escassez de modelos realistas para o tecido arterial ainda restringem os avanços. Neste contexto, este trabalho tem como objetivo analisar as distribuições de tensão, deformação e deslocamento em um modelo da artéria carótida interna com aneurisma lateral, utilizando o software OpenFOAM® com a extensão Solids4foam. A partir das simulações, espera-se compreender melhor os efeitos da pressão sobre a estrutura arterial e contribuir para o aprimoramento de métodos de avaliação e tratamento.

Palavras chave: Aneurismas intracranianos. Parede arterial. Computational Solid Dynamics. Solids4Foam.

Abstract. Intracranial aneurysms (IAs) are abnormal dilations in cerebral arteries that can rupture, causing intracranial hemorrhage and a significant risk of death — with mortality rates reaching up to 50%. Predicting aneurysm rupture is challenging, and surgical treatments still carry substantial risks. Among minimally invasive approaches, coil embolization (using small coils to fill the aneurysm and block blood flow) has become the preferred method due to its higher clinical success rates and lower risk of complications. However, despite the growing use of this technique, the biomechanical response of the arterial wall subjected to the presence of an aneurysm and pressure changes remains poorly understood. Computational Solid Dynamics (CSD) techniques have been employed to investigate the mechanical behavior of arterial walls under different scenarios, but challenges such as the complex aneurysm geometry and the lack of realistic models for arterial tissue still limit progress. In this context, the objective of this work is to analyze the distributions of stress, strain, and displacement in a model of the internal carotid artery with a lateral aneurysm, using the OpenFOAM® software with the solids4foam extension. Through these simulations, we aim to gain a deeper understanding of the effects of pressure on the arterial structure and contribute to the improvement of assessment and treatment methods.

Keywords: Intracranial aneurysms. Arterial wall. Computational Solid Dynamics. Solids4foam.

1. INTRODUÇÃO

Aneurismas cerebrais são dilatações anormais nas paredes dos vasos sanguíneos do cérebro (Diagbouga *et al.* (2018)), tipicamente no formato sacular, que se assemelham a pequenas bolsas. Elas podem ocorrer em diferentes regiões do sistema vascular cerebral, sendo comumente localizadas em pontos de ramificação das artérias do chamado polígono de Willis. Embora os aneurismas possam permanecer assintomáticos durante toda a vida, sua ruptura, o principal problema associado a esta doença, pode causar hemorragia subaracnóide, que apresenta alta taxa de mortalidade e sequelas neurológicas significativas (Etminan *et al.* (2019)). Apesar de ser conhecido que diversos fatores contribuem para o surgimento de aneurismas, incluindo predisposição genética, hipertensão arterial, tabagismo, consumo excessivo de álcool e traumas, o início e crescimento de um aneurisma são causados pela hemodinâmica.

Tratamentos existem e visam prevenir sua ruptura ou re-ruptura através do bloqueio do escoamento de sangue para o interior do aneurisma. Atualmente, isto é realizado por meio de intervenções cirúrgicas — na qual cliques são colocados no pescoço do aneurisma sendo, portanto, um procedimento bastante invasivo —, ou endovasculares Vlak *et al.* (2011). Os procedimentos endovasculares, nos quais o aneurisma é preenchido com pequenas molas chamados coils e um stent

pode ser colocado na artéria, sendo menos invasivos, ganharam destaque nas últimas décadas, sobretudo com o avanço na tecnologia dos coils e stents (Liu and Huang (2015)). Entre os stents, os chamados “stents diversores de fluxo” (flow diverters, do Inglês) têm se mostrado eficazes no tratamento de aneurismas de difícil acesso ou com pescoço largo (Korei *et al.* (2022)). Esses dispositivos são inseridos por cateter e atuam redirecionando o escoamento sanguíneo ao longo da artéria, reduzindo a circulação dentro do aneurisma e promovendo sua trombose progressiva, além de permitir a reconstrução da parede vascular (Dholakia *et al.* (2017)).

O problema desses procedimentos é que podem ocorrer casos de recorrência, nos quais um novo aneurisma cresce na região tratada. Assim, é importante conhecer com mais detalhes a interação entre a parede da artéria e o escoamento de sangue em situações na qual o aneurisma foi tratado. Entretanto, apesar de diversos estudos terem avaliado o escoamento em aneurismas tratados, poucos estudaram as deformações e tensões da parede de uma artéria aneurismática sob condições do ciclo cardíaco, uma análise necessária para melhor entender a mecânica da parede arterial. Neste contexto, o presente trabalho tem como objetivo realizar uma simulação numérica de um modelo da parede da artéria com um aneurisma intracraniano, comparando as propriedades mecânicas de aneurismas rompidos e não-rompidos. Para isso, será utilizado o software open-source Solids4Foam, uma extensão do OpenFOAM voltada para a solução de problemas de mecânica dos sólidos e interação fluido-sólido. Essa abordagem visa contribuir para a compreensão dos aspectos mecânicos envolvidos no procedimento, auxiliando no planejamento clínico e no desenvolvimento de técnicas terapêuticas mais eficazes e seguras.

2. METODOLOGIA

2.1 Geometria e Condições de Contorno

A geometria utilizada neste estudo consiste em um modelo arterial equivalente a uma seção da artéria cerebral interna, com forma cilíndrica e diâmetro interno de 4 mm, apresentando um aneurisma esférico lateral (ver Fig. 1a). Essa configuração é comumente observada em casos reais de aneurismas intracranianos laterais. A espessura da parede arterial será considerada proporcional ao diâmetro do vaso, conforme descrito por Nakagawa *et al.* (2016) levando a uma espessura uniforme do modelo de 0,2 mm. A construção da geometria será realizada utilizando software de modelagem CAD, permitindo uma representação precisa tanto do segmento arterial quanto do aneurisma.

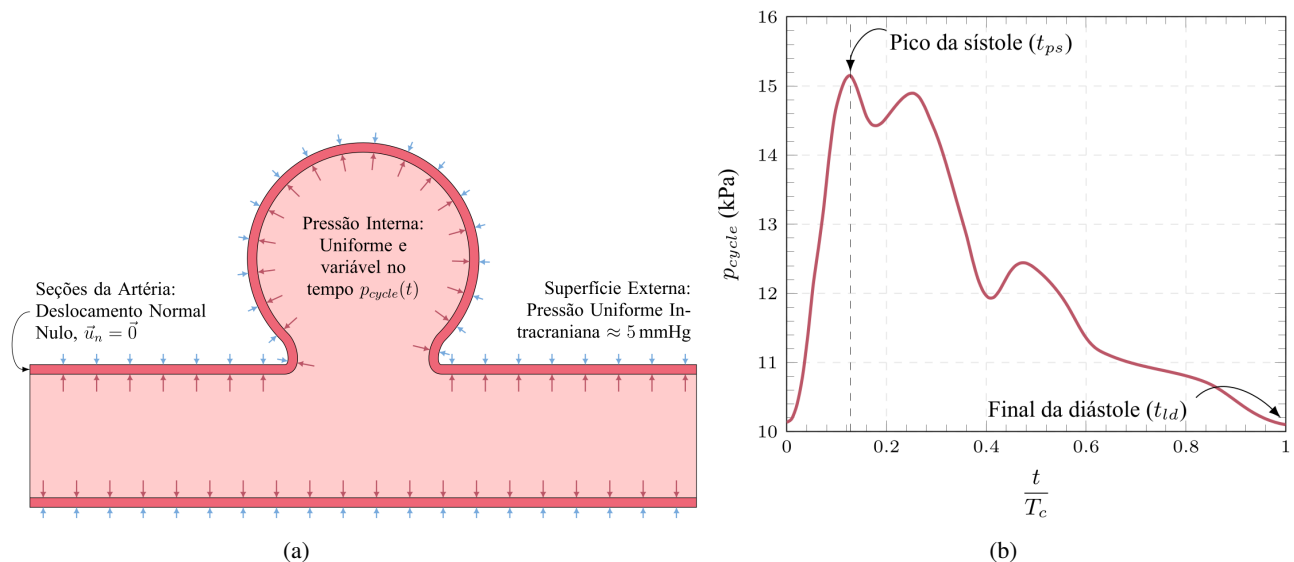


Figura 1. (a) Modelo esquemático da geometria criada com as condições de contorno aplicadas e (b) pulso de pressão variando entre os níveis de um ser humano normal (80–120 mmHg) ao longo do ciclo cardíaco, aplicada no interior do modelo.

Como o foco deste trabalho é analisar a resposta mecânica da parede arterial à pressão, o escoamento sanguíneo foi desconsiderado. O campo de pressão do escoamento que move a parede da artéria, assim, aplicamos na parede interna uma pressão variável entre os níveis normais de pressão em seres humanos (80-120 mmHg) e com pulso estimado com base na chamada condição de resistência na qual a pressão é proporcional à vazão de sangue. A vazão foi extraída do trabalho de Hoi *et al.* (2010) que mediu esta vazão para uma população de adultos idosos. O resultado é o pulso de pressão mostrado na Fig. 1b. Adicionalmente, uma pressão externa uniforme de 5 mmHg foi aplicada na face externa da parede arterial, representando a pressão intracraniana. Nas extremidades do segmento arterial aplicamos condições de contorno de deslocamento nulo.

2.2 Modelagem Física e Matemática

Regime de Deformação

Os movimentos da parede do aneurisma e artéria foram considerados no regime de deformações finitas. Consequentemente, a equação do momento linear foi na formulação Lagrangiana, escrita na sua forma integral, como:

$$\int_{V_o^s} \rho^s \frac{\partial^2 \mathbf{u}}{\partial t^2}(\xi, t) dV_o = \int_{V_o^s} \nabla_o \cdot [J \mathbf{F}^{-1}] dV_o \quad (1)$$

na qual ξ indica o sistema de coordenadas da configuração de referência (a geometria no instante inicial, neste caso), $\mathbf{u}$ é o vetor deslocamento, ρ_o^s é a massa específica do material na configuração de referência, e $\mathbf{F} = \mathbf{I} + (\nabla_o \mathbf{u})^T$ é o gradiente de deformação, com $J = \det(\mathbf{F})$. Nos símbolos usados neste texto, o subscrito “o” indica qualquer propriedade ou derivada tomada em relação à configuração de referência, assumida como sendo a configuração do domínio no instante zero. Utilizamos a condição inicial trivial na Eq. (1), ou seja, o campo de deslocamento inicial da parede da artéria foi assumido como nulo no instante inicial.

Modelos Constitutivo e Tecido Arterial e do Aneurisma

O tecido arterial foi assumido como isotrópico e constitutivamente representado pela lei hiperelástica de três parâmetros de Yeoh (Wortman and Evans (1965); Brunel *et al.* (2018)), utilizando a abordagem de modelagem pseudo-elástica proposta por (Fung *et al.* (1979)). Assim, o tensor das tensões de Cauchy do tecido da parede, σ^s , foi calculado com base em sua função de energia de deformação, Ψ , como segue:

$$\psi(I_1) = c_{10}(I_1 - 3) + c_{20}(I_1 - 3)^2 + c_{30}(I_1 - 3)^3 \quad (2)$$

sendo I_1 e I_2 o primeiro e o segundo invariantes do tensor de deformação de Cauchy-Green à direita. Os coeficientes elásticos do material, c_{ij} , foram medidos por Brunel *et al.* (2018), que realizou ensaios de tração com tecidos de aneurismas (veja a Tabela 1).

Tabela 1. Dados comparativos entre propriedades mecânicas de aneurismas rompidos e não-rompidos (Brunel *et al.* (2018))

Constante	Aneurisma Rompido	Aneurisma Não-Rompido
c_1 (MPa)	0.12	0.07
c_2 (MPa)	6.8	2.1

O modelo constitutivo completo faz uso de uma abordagem de decomposição volumétrica, como explicado em Holzapfel *et al.* (2004) e aplicado em Oliveira *et al.* (2022). Neste caso, a parte volumétrica do movimento, dependente da compressibilidade do tecido, é calculada em função do coeficiente de Poisson do tecido, ν^s , através do seu módulo de compressibilidade, κ^s , conforme dado pela teoria elástica linear:

$$\kappa^s = \frac{E}{3(1 - 2\nu^s)} \quad (3)$$

onde o módulo de Young linearizado para o modelo de Yeoh foi calculado com base na deformação uniaxial, dado por $E = 6 \left(\frac{\partial \psi}{\partial I_1} + \frac{\partial \psi}{\partial I_2} \right)$ Holzapfel (2010). Usamos um coeficiente de Poisson de 0,48 para o tecido da artéria (Oliveira *et al.* (2022)).

2.3 Simulações Computacionais e Pós-processamento

As simulações foram realizadas no software *OpenFOAM*® Jasak; Weller *et al.* (1998), por meio da extensão *solids4foam* (Cardiff *et al.* (2018)), a qual já possui implementados todos os modelos necessários e utiliza o Método dos Volumes Finitos (MVF) para a discretização da Eq. (1). As malhas computacionais foram geradas no próprio *OpenFOAM*®, por meio da *utility extrudeMesh*, adequada para a criação de malhas com camadas de células prismáticas com geometria cilíndrica e esférica, o que permite uma representação precisa da artéria e do aneurisma. Para a análise dos

resultados, foi utilizado o software *ParaView*[®], permitindo a visualização e comparação dos campos locais de tensão e deformação tanto na parede arterial quanto na região aneurismática, bem como a avaliação de grandezas globais, como o deslocamento resultante do aneurisma.

3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Análise de Sensibilidade de Malha

Para garantir a independência dos resultados em relação ao refinamento da malha, foi realizada uma análise com três níveis de malha: 140 820, 382 920 e 858 695 células. A variável de interesse foi a tensão média na região do domo do aneurisma (Fig. 3b). Os valores obtidos estão na Tabela 2.

Tabela 2. Tensão média estimada em diferentes malhas com o erro de discretização E_{ϕ}^R calculado via extrapolação de Richardson ($p = 2$).

Malha	Células	Tensão (Pa)	Razão r	Erro E_{ϕ}^R (%)
Grossa	140 820	188 103	—	—
Média	382 920	198 828	1,46	4,76
Fina	858 695	199 919	1,28	0,85

Considerando o método numérico utilizado ser de segunda ordem ($p = 2$), aplicou-se a extrapolação de Richardson para estimar o erro de discretização numérica. A razão de refino foi calculada com base na equação:

$$r = \left(\frac{N_f}{N_c} \right)^{1/3} \quad (4)$$

E o erro de discretização estimado entre cada par de malhas foi calculado por:

$$E_{\phi}^R = \frac{|\phi_f - \phi_c|}{r^p - 1} \quad (5)$$

Observou-se uma redução clara à medida que a malha foi refinada. O erro entre as malhas média e grossa foi estimado em 4,76%, enquanto entre as malhas mais refinadas o erro foi reduzido para 0,85%. Esses resultados indicam que a simulação está convergindo e que a malha fina já fornece uma solução suficientemente acurada para fins de análise.

Análise do Campo de Tensões

A Figura 2 mostra o campo de tensão principal máxima, σ_1 , obtido para o caso com constantes de aneurismas rompidos e não-rompidos. A escolha pela análise das tensões normais deve-se a evidências de que, tanto para aneurismas intracranianos quanto para artérias, essas tensões são mais relevantes para critérios de falha Humphrey and Canham (2004) do que as tensões de cisalhamento, como a tensão de Von Mises, tradicionalmente utilizada em materiais metálicos. As grandezas foram avaliadas no instante de pico da sístole, onde a pressão interna é máxima (Figura 1b). Vemos que o campo de tensão se concentra principalmente na região do pescoço do aneurisma (veja a Figura 3a). Este resultado é esperado pois regiões de parede com alta curvatura levam a altas tensões.

Podemos notar pequenas diferenças entre a tensão entre as hipóteses do caso rompido e não-rompido em termos qualitativos. Estas diferenças se manifestam apenas na região do pescoço, na qual, vemos um maior nível de tensão para o caso não-rompido (Fig. 2b). Estas diferenças, entretanto, existem e podem ser avaliadas através dos dados da Tabela 3. As propriedades não-rompidas levaram a uma maior tensão máxima e média na superfície do aneurisma. Isto pode ser esperado pelo fato de o tecido de aneurismas não-rompidos ser mais rígido do que aneurismas rompidos Costalat *et al.* (2011).

Na maior parte da superfície modelada, as tensões na parede arterial permanecem abaixo do limite de ruptura encontrado em alguns trabalhos. Robertson *et al.* (2015), por exemplo, realizou testes de tração com tecido de aneurismas intracranianos e encontrou uma média de limite de resistência de 1.39 MPa. Contudo, regiões localizadas próximas ao pescoço do aneurisma, caracterizadas por alta curvatura, apresentaram concentrações de tensão superiores. Isto ocorre devido à geometria adotada para a modelagem do aneurisma lateral (Fig. 1a).

É importante ressaltar que verificamos concentrações de tensões ao longo da parede do aneurisma e da artéria que parecem ter sido influenciadas pelo nível de refino da malha usada. Essa análise será essencial para a continuidade do trabalho e será detalhada em publicações futuras.

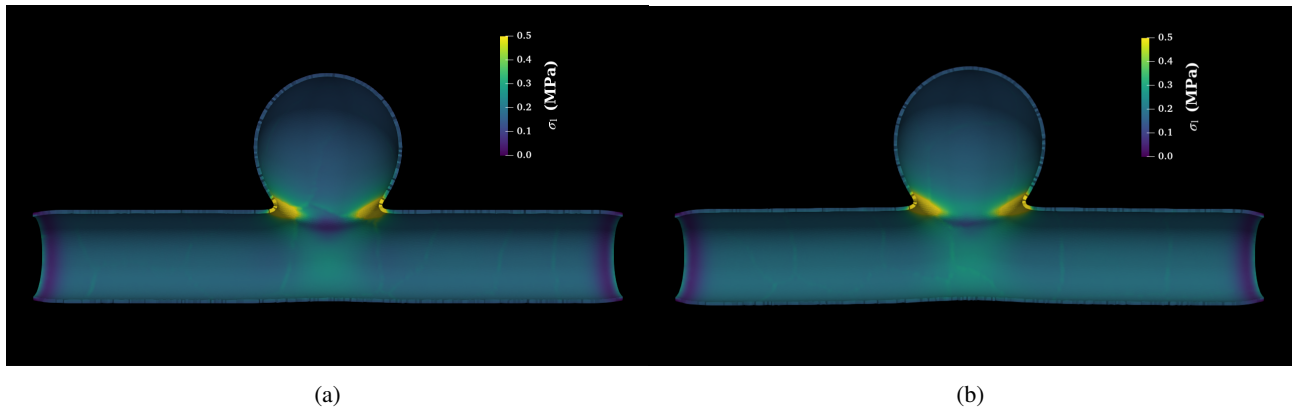


Figura 2. Campo de tensão principal máxima ao longo da geometria e de sua espessura para o caso com constantes elásticas de aneurismas (a) rompidos e (b) não-rompidos.

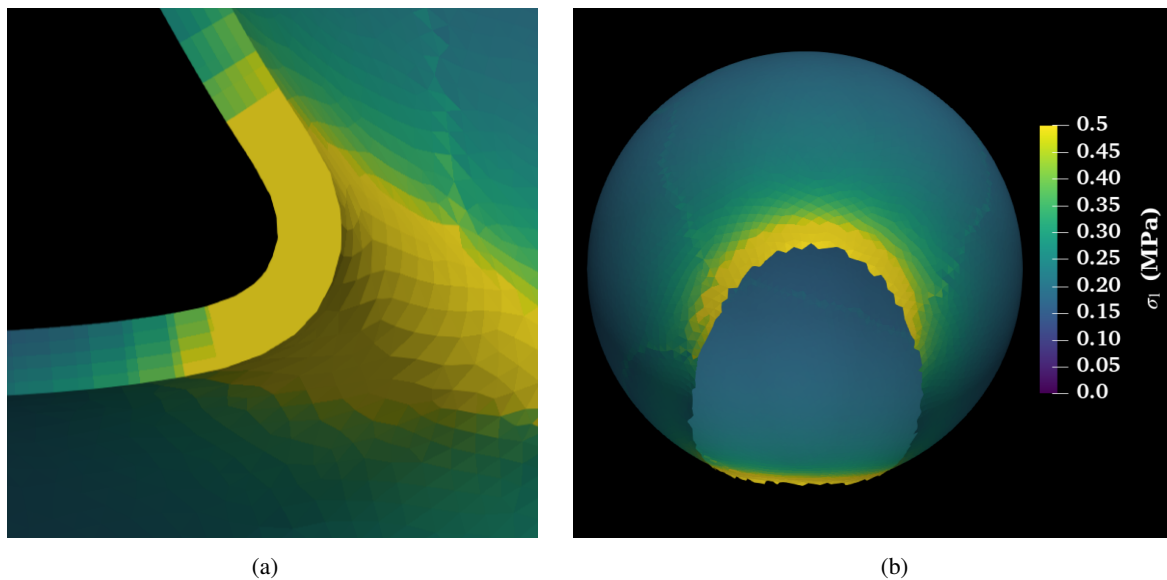


Figura 3. Detalhe do campo de tensões da parede no aneurisma na região do pescoço (a) ao longo da espessura e (b) detalhe das tensões na superfície do aneurisma.

4. CONCLUSÃO

Com os resultados deste trabalho, avaliamos o nível de tensão em um modelo de artéria com aneurisma usando propriedades de aneurismas rompidos e não-rompidos. Este tipo de comparação é importante para avaliar a possibilidade de ruptura de aneurismas intracranianos com base em resultados de simulação numérica e de recentes resultados na literatura das propriedades mecânicas do tecido de aneurismas intracranianos. Pretendemos estender esta análise para casos reais e, principalmente, para o caso de aneurismas tratados, nos quais há a interação entre a parede da artéria e do aneurisma com stents.

Tabela 3. Tensão principal máxima e média na superfície do aneurisma (Fig. 3b)

Valores	Aneurisma Rompido	Aneurisma Não-Rompido
$(\sigma_1)_{max}$ (MPa)	1.5091	1.8707
$(\sigma_1)_{avg}$ (MPa)	0.1991	0.1867

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 pela Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP), processos n° 2023/06609-9, 2024/08176-5 e 2024/21031-6.

6. REFERÊNCIAS

- Brunel, H., Ambard, D., Dufour, H., Roche, P., Costalat, V. and Jourdan, F., 2018. “Rupture limit evaluation of human cerebral aneurysms wall: Experimental study”. *Journal of Biomechanics*, Vol. 77, pp. 76–82. ISSN 00219290. doi:10.1016/j.jbiomech.2018.06.016. URL <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929018304470>.
- Cardiff, P., Karač, A., Jaeger, P.D., Jasak, H., Nagy, J., Ivanković, A. and Tuković, , 2018. “52.An open-source finite volume toolbox for solid mechanics and fluid-solid interaction simulations”. doi:10.48550/arXiv.1808.10736. URL <http://arxiv.org/abs/1808.10736>. ArXiv:1808.10736 [math].
- Costalat, V., Sanchez, M., Ambard, D., Thines, L., Lonjon, N., Nicoud, F., Brunel, H., Lejeune, J., Dufour, H., Bouillot, P., Lhaldky, J., Kouri, K., Segnarbieux, F., Maurage, C., Lobotesis, K., Villa-Uriol, M., Zhang, C., Frangi, A., Mercier, G., Bonafé, A., Sarry, L. and Jourdan, F., 2011. “Biomechanical wall properties of human intracranial aneurysms resected following surgical clipping (IRRA's Project)”. *Journal of Biomechanics*, Vol. 44, No. 15, pp. 2685–2691. ISSN 00219290. doi:10.1016/j.jbiomech.2011.07.026. URL <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929011005501>.
- Dholakia, R., Sadasivan, C., Fiorella, D.J., Woo, H.H. and Lieber, B.B., 2017. “21.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. “01.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. URL <https://onlinelibrary.wiley.com/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. “06.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. URL <http://archneur.jamanetwork.com/article.aspx?doi=10.1001/jamaneurol.2019.0006>.
- Fung, Y.C., Fronek, K. and Patitucci, P., 1979. “45.Pseudoelasticity of arteries and the choice of its mathematical expression”. *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology*, Vol. 237, No. 5, pp. H620–H631. ISSN 0363-6135, 1522-1539. doi:10.1152/ajpheart.1979.237.5.H620. URL <https://www.physiology.org/doi/10.1152/ajpheart.1979.237.5.H620>.
- 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. URL <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/0967-3334/31/3/002>.
- Holzapfel, G.A., 2010. *Nonlinear solid mechanics: a continuum approach for engineering*. Wiley, Chichester Weinheim, repr edition. ISBN 978-0-471-82304-9 978-0-471-82319-3.
- Holzapfel, G.A., Gasser, T.C. and Ogden, R.W., 2004. “A new Constitutive Framework for Arterial Wall Mechanics and a Comparative Study of Material Models”. In S.C. Cowin and J.D. Humphrey, eds., *Cardiovascular Soft Tissue Mechanics*, Kluwer Academic Publishers, Dordrecht, pp. 1–48. ISBN 978-1-4020-0220-5. doi:10.1007/0-306-48389-0₁. URL

7. RESPONSABILIDADE PELAS INFORMAÇÕES

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