

Análise da Interação Fluido - Estrutura em Aneurismas da Aorta Abdominal Usando do Modelo de Holzapfel pelo Método 2-Ways

Murilo Francisco Parpinelli, m.parpinelli@unesp.br¹

Mateus Tiossi Schincaglia, mateus.tiossi@unesp.br²

Edson Antonio Capello Sousa, edson.capello@unesp.br¹

Marcio Antonio Bazani, marcio.bazani@unesp.br²

¹UNESP - FEB, Faculdade de Engenharia de Bauru, Av. Eng. Luís Edmundo Carrijo Coube, 14-01 - Vargem Limpa, Bauru - SP, 17033-360,

²UNESP - FEIS, Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira, Av. Brasil Sul, 56 - Centro, Ilha Solteira - SP, 15385-000,

Resumo. Este trabalho investiga a modelagem reológica e estrutural de artérias com foco na aorta abdominal, incluindo a análise de aneurismas. A modelagem do comportamento viscoso do sangue é realizada utilizando a lei de Carreau-Yasuda, que descreve a transição entre comportamentos newtonianos em baixas e altas taxas de cisalhamento. O modelo de Carreau-Yasuda é apresentado com seus parâmetros. A estrutura arterial é modelada como um material hiperelástico, com ênfase na túnica média, utilizando o modelo de Holzapfel, que considera a anisotropia das fibras. A interação fluido-estrutura é realizada através do método de duas vias, facilitando a troca iterativa de forças e deformações entre os domínios fluido e estrutural. A resolução das equações fundamentais de Navier-Stokes é integrada para simular o comportamento do fluxo sanguíneo no software Ansys®. O trabalho oferece uma descrição detalhada dos métodos e modelos utilizados, fornecendo uma base sólida para simulações avançadas e aplicações em biomecânica.

Palavras chave: FSI. 2-ways. Holzapfel. Carreau-Yasuda. Hiperelástico.

Abstract. Abstract. This work investigates the rheological and structural modeling of arteries with a focus on the abdominal aorta, including the analysis of aneurysms. The modeling of the viscous behavior of blood is carried out using the Carreau-Yasuda law, which describes the transition between Newtonian behaviors at low and high shear rates. The Carreau-Yasuda model is presented along with its parameters. The arterial structure is modeled as a hyperelastic material, with emphasis on the tunica media, using the Holzapfel model, which accounts for fiber anisotropy. Fluid-structure interaction is performed through the two-way method, facilitating the iterative exchange of forces and deformations between the fluid and structural domains. The resolution of the fundamental Navier-Stokes equations is integrated to simulate blood flow behavior in the Ansys® software. The work provides a detailed description of the methods and models used, offering a solid foundation for advanced simulations and applications in biomechanics.

Keywords: FSI. Two-way. Holzapfel. Carreau-Yasuda. Hyperelastic.

1. INTRODUÇÃO

O diagnóstico e tratamento do Aneurisma de Aorta Abdominal (AAA) apresentam desafios devido à detecção tardia e à necessidade de monitoramento contínuo para evitar complicações fatais. Apesar da eficácia dos métodos de imagem atuais, como tomografia computadorizada e ressonância magnética, eles enfrentam limitações, incluindo toxicidade dos contrastes e complexidade dos procedimentos (Terrin M. C., 2008; François *et al.*, 2008; Kessel and Robertson, 2017).

O reparo endovascular do aneurisma (EVAR) tem mostrado benefícios em comparação com a cirurgia aberta, como menor mortalidade perioperatória e recuperação mais rápida (Chaikof *et al.*, 2018). No entanto, o EVAR exige vigilância contínua, frequentemente dificultada pela necessidade de exames adicionais e pela variabilidade na precisão das imagens obtidas.

Este estudo visa explorar a utilização de modelos 3D do AAA, obtidos a partir de imagens DICOM e convertidos para o formato STL, para realizar simulações fluido-estruturais. A proposta é desenvolver uma solução que permita uma avaliação precisa do AAA e ofereça previsões sobre seu comportamento sob diferentes condições hemodinâmicas, visando melhorar a tomada de decisão clínica e a gestão do aneurisma.

Assim, para que a tomada de decisão seja eficaz, é imprescindível compreender o comportamento mecânico da artéria e as propriedades reológicas do sangue.

1.1 O sangue e a hemodinâmica

O sangue é classificado como um fluido não newtoniano, o que significa que sua viscosidade varia conforme a taxa de cisalhamento, que é a variação da velocidade em relação a diferentes direções de cisalhamento, isto é, a viscosidade do sangue muda com base na forma como o campo de velocidades está distribuído. Esse comportamento é importante e frequentemente debatido, pois, apesar de ser um fluido não newtoniano, a viscosidade do sangue apresenta uma faixa estável quando a taxa de cisalhamento está entre 0 e 100 s^{-1} (JOHNSTON *et al.*, 2004; Oliveira *et al.*, 2019). Acima dessa taxa, o sangue se comporta como um fluido newtoniano, exibindo uma viscosidade constante. A principal dificuldade é que uma taxa de cisalhamento de 100 s^{-1} é relativamente baixa, o que leva alguns pesquisadores a ignorar o comportamento não newtoniano do sangue. No entanto, assumir que o sangue é um fluido newtoniano pode resultar em erros significativos em simulações onde predominam fluxos com baixa taxa de cisalhamento (CHENG *et al.*, 2018). Dado que este estudo foca no exame de um aneurisma, a consideração do efeito não newtoniano é crucial, principalmente devido às alterações na área do lúmen associadas ao aneurisma.

Por exemplo, ao analisar o fluxo em uma tubulação, a taxa de cisalhamento que descreve a variação da velocidade em diferentes direções de cisalhamento é determinada pelo perfil de velocidade perpendicular ao fluxo.

Neste caso, a taxa de cisalhamento ($\dot{\gamma}$) é dada por:

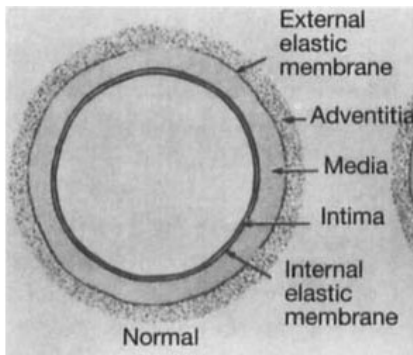
$$\dot{\gamma} = \frac{\partial u}{\partial y} \quad (1)$$

Portanto, o aumento na área de escoamento tem um impacto significativo na taxa de cisalhamento, podendo reduzi-la a níveis muito baixos, nos quais o comportamento não newtoniano do sangue se torna relevante. Assim, neste estudo, o sangue será tratado como um fluido não newtoniano.

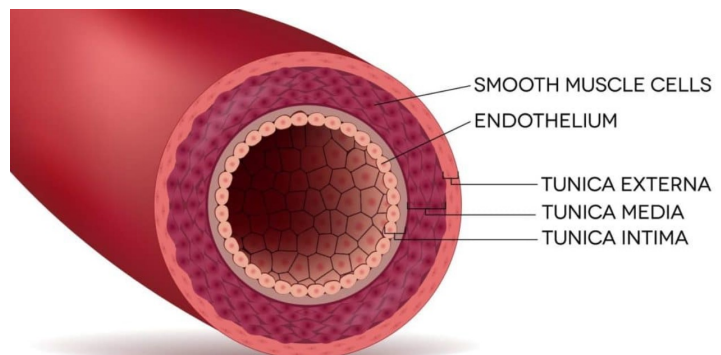
1.2 A artéria e sua estrutura

As artérias são estruturas tubulares geralmente compostas por três camadas: a túnica adventícia (a camada mais externa), a túnica média e a túnica íntima (a camada mais interna) (ver Figura 1). Nas artérias próximas ao coração, todas essas três camadas estão presentes. No entanto, em um indivíduo saudável, apenas duas delas, a média e a adventícia, têm relevância estrutural significativa. A túnica íntima, por ser muito fina e constituída por endotélio, que é uma estrutura pouco rígida, costuma ser desconsiderada em simulações que tentam reproduzir o sistema arterial (Holzapfel, 2003).

Figura 1: Parede arterial e suas camadas



(a) Fonte: Adaptado de (B.F. *et al.*, 1992)



(b) Fonte: Adaptado de (McKinney, 2023)

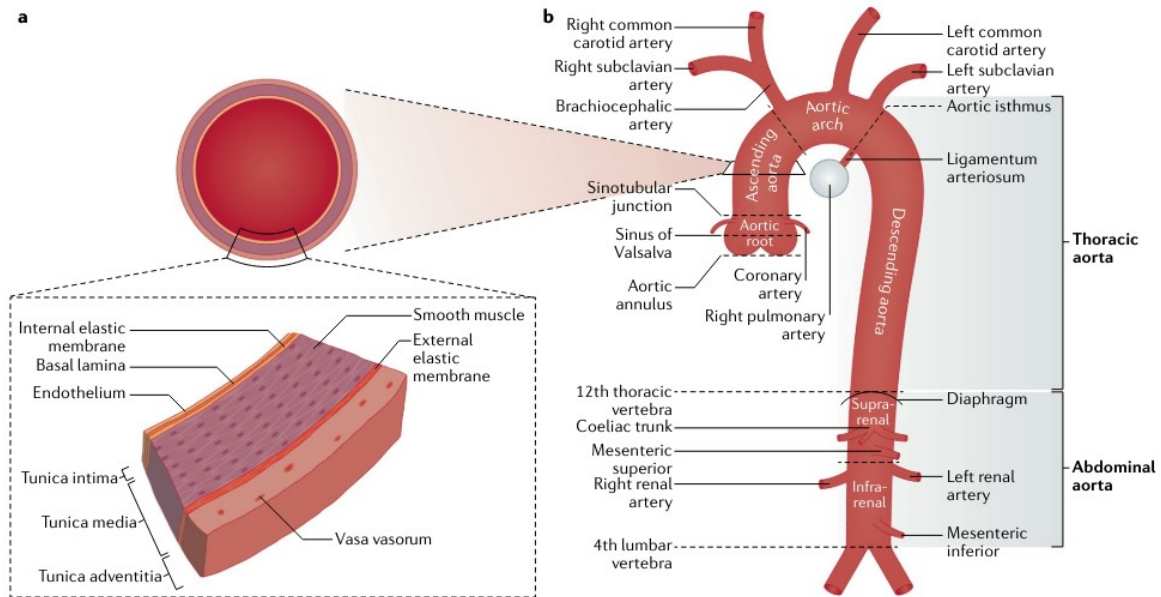
Este estudo faz parte de uma linha de pesquisa focada no aneurisma da aorta abdominal. Portanto, além de discutir as artérias de maneira geral, é necessário detalhar a artéria aorta. Sabe-se que, na artéria aorta, a túnica adventícia representa cerca de 40% de sua espessura total (Breslavsky and Amabili, 2023). Contudo, neste trabalho será assumido a aorta como uma estrutura elástica com uma túnica média muito espessa. Assim, as artérias serão virtualmente consideradas sem adventícia.

1.3 A aorta

A aorta, classificada como uma grande artéria elástica e sendo a maior artéria do corpo, possui inicialmente cerca de uma polegada de diâmetro (Cleveland Clinic, 2022). Ela recebe o débito cardíaco do ventrículo esquerdo após a ejeção de sangue pela válvula aórtica (cerca 200 milhões de litros de sangue transportados durante uma vida média (Ossone and Eagle, 2021), distribuindo sangue oxigenado, rico em nutrientes e hormônios ao corpo por meio da circulação sistêmica. Dessa forma, os ramos da aorta garantem que essas substâncias alcancem os órgãos internos e os tecidos adjacentes (Loukas *et al.*, 2014).

A aorta é dividida em quatro seções: a aorta ascendente, o arco aórtico, a aorta torácica (descendente) e a aorta abdominal. A aorta abdominal, objeto deste trabalho começa ao nível da vértebra T12 (ver Figura 2). Com aproximadamente 13 cm de comprimento, emerge do diafragma e termina logo acima da pelve, ao nível da vértebra L4, onde se divide nas artérias ilíacas que fornecem sangue às pernas e aos órgãos da pelve (of Florida Health, 2024; Collins *et al.*, 2014; Feller and Woodburne, 1961).

Figura 2: Estrutura e anatomia da aorta



Fonte: (Ossone and Eagle, 2021)

2. OBJETIVO

Este trabalho está incluído em uma série de contribuições produzidas pelo grupo de pesquisa em bioengenharia e aneurisma da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”- Faculdades de Engenharia de Bauru e de Ilha Solteira e visa, como objetivo geral, abordar a preocupante incidência de Aneurisma Aorta Abdominal (AAA), problema grave de saúde que frequentemente têm consequências devastadoras. Através da integração entre a tecnologia de angiogramografia e técnicas avançadas de simulação 3D, busca-se analisar a geometria arterial junto com a influência dos modelos reológicos aplicados à circulação sanguínea do corpo humano combinando com o comportamento não newtoniano do sangue. Assim, é possível realizar uma simulação e portanto obter os campos de velocidades, pressão e das tensões cisalhantes e efetivas na parede da artéria de tal maneira que se possa estudar o escoamento em regime transiente do sangue no aneurisma da artéria abdominal.

Além disso este trabalho tem como objetivos específicos:

- Elaborar as malhas e avaliar sua qualidade conforme o método de convergência de malha utilizando o *software Ansys® Meshing*.
- Replicar o fluido com características similares às do sangue através do modelo reológico de Carreau -Yasuda;
- Simular o comportamento do fluxo sanguíneo no interior do Aneurisma na Aorta Abdominal (AAA) utilizando o *software Ansys® fluent* que utiliza o Método de Volumes Finitos para discretizar as equações governantes - equações médias de Navier-Stokes e equações de transporte do modelo reológico;
- Simular a interação entre o fluxo sanguíneo e a parede arterial do AAA pelo método bidirecional (2-ways) usando o modelo estrutural de multicamada de Holzapfel;
- A partir dos resultados obtidos, avaliar os campos de velocidade do fluido, bem como os campos de tensão e deformação nas paredes arteriais.

O presente trabalho tem como objetivo implementar o modelo de material hiperelástico de Holzapfel para a análise da interação fluido-estrutura (Fluid-Structure Interaction – FSI) em duas geometrias distintas de aneurismas da aorta abdominal. A análise será conduzida por meio do método bidirecional (2-ways) no *software Ansys®*. A partir dos resultados obtidos, serão avaliados os campos de velocidade do fluido, bem como os campos de tensão e deformação nas paredes arteriais.

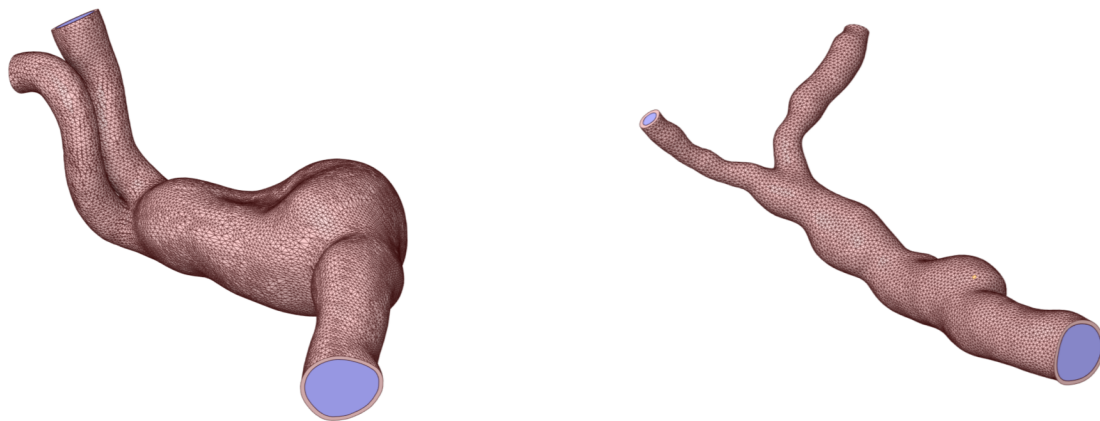
3. METODOLOGIA

Nesta seção, são descritos os métodos empregados para a realização do presente estudo. Dentre os procedimentos adotados, destacam-se criação da malha da geometria, a modelagem da estrutura arterial, a caracterização reológica do sangue e a definição dos parâmetros utilizados nas simulações.

3.1 Geometria e malha

As geometrias são obtidas a partir de angiotomografias as quais são segmentadas e transformadas em stl. Estas geometrias são o domínio de fluido (sangue) que, dentro do *Space Claim* do *Ansys*[®] são retiradas a geometria da artéria.

Figura 3: Geometrias utilizadas



(a) Fonte: Autoria própria

(b) Fonte: Autoria própria

As malhas para o modelo computacional do aneurisma serão geradas pelo *Ansys*[®] *Meshing* utilizando elementos tetraédricos usando ferramentas do *Ansys*[®] *Meshing* para o modelo de Carreau-Yasuda.

3.2 Modelo de Holzapfel

A parede das artérias é formada por três camadas distintas: íntima, média e adventícia. Dentre essas, apenas a túnica média e a adventícia apresentam papel estrutural significativo. A túnica média caracteriza-se por conter fibras orientadas principalmente na direção tangencial (azimutal), enquanto a adventícia, embora apresente maior dispersão das fibras, tende a organizá-las predominantemente ao longo do eixo axial.

Conforme descrito por Jeane em Carvalho (2022a), a túnica média representa cerca de 60% da espessura total da parede arterial, ao passo que a adventícia corresponde aos 40% restantes. Entretanto, considerando tanto essa predominância da túnica média quanto a afirmação de Holzapfel em Holzapfel *et al.* (2012), de que é possível modelar artérias desconsiderando a camada adventícia, opta-se por representar a parede arterial como uma única camada estrutural.

Nesse contexto, o modelo multicamada desenvolvido por Holzapfel, citado em RECKTENWALD and WAGNER (2020), é apontado como o mais apropriado para descrever a estrutura arterial. Esse modelo permite confrontar os ângulos de orientação das fibras obtidos experimentalmente com aqueles previstos por simulações biaxiais, oferecendo resultados mais realistas e coerentes com o comportamento mecânico das artérias.

Como o *Ansys*[®] *Workbench 2025 R1* não fornece este modelo, a referência utilizada foi as constantes (para a artéria quando os músculos lisos estão desativados) citadas por Wagner em RECKTENWALD and WAGNER (2020) e na curva tensão - deformação obtida por Pedro em Carvalho (2022b) para o modelo isotrópico de Ogden de 3ª Ordem. Utilizando o *software MCalibration*, foram implementados os parâmetros apresentados na Tab. 1, obtendo assim a curva de tensão-deformação da Fig. 4.

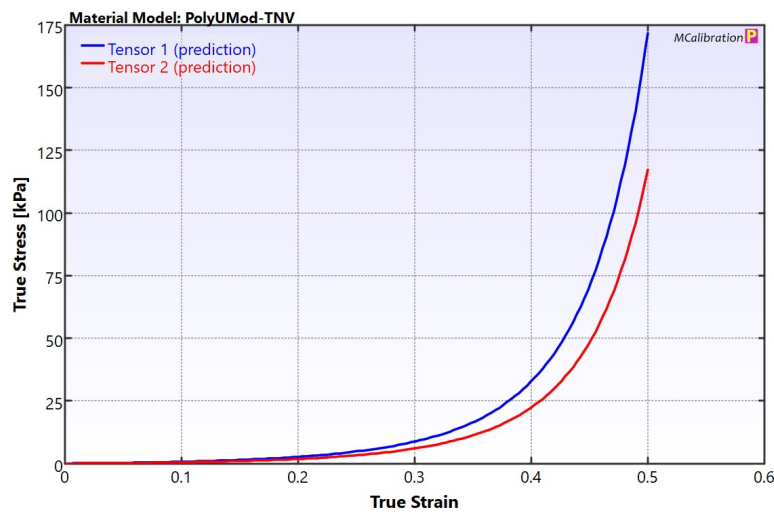
Tabela 1: Parâmetros do modelo de multicamada de Holzapfel.

$C10$	$C20$	$C30$	$\kappa 1$	$\kappa 2$	$\kappa 3$	$k11$	$k12$	$k13$	$k2$
$6.05e-08$	0	0	166670	166670	166670	3.26	3.26	0	0.83
$disp$	$a1x$	$a1y$	$a1z$	$a2x$	$a2y$	$a2z$	$a3x$	$a3y$	$a3z$
0.1	0.77	0.636	0	0	0	0	0	0	0

Fonte: Autoria própria

Além do $\alpha = 0$. Esta curva contém as direções circunferencial e axial, e com ela será feito o input no *Workbench* do *Ansys*® para materiais hiperelásticos.

Figura 4: Curva tensão-deformação do modelo de multicamada de Holzapfel.



Fonte: (SCHINAGLIA *et al.*, 2024)

Além disso a massa específica (ρ) da artéria é de 1075 kg/m^3 (Carvalho, 2022a).

Por fim, uma vez definidos os materiais, foram aplicadas as condições de contorno ao modelo. Para a estrutura analisada, considerou-se que as extremidades, bem como os contornos correspondentes, permanecem fixos, restringindo assim quaisquer deslocamentos nessas regiões.

3.3 Modelo reológico de Carreau-Yasuda

A reologia é a ciência que estuda a deformação e o fluxo de materiais, englobando os conceitos teóricos de cinemática, leis de conservação e relações constitutivas para descrever a inter-relação entre força, deformação e fluxo. A determinação experimental das propriedades reológicas dos materiais é conhecida como reometria (2009).

O objetivo deste tópico é apresentar as propriedades reológicas do sangue, incluindo suas características não newtonianas, e revisar o modelo matemático macroscópico de Carreau-Yasuda que foi proposto na literatura para descrever essas características.

Como a viscosidade em áreas de baixa velocidade (Liu *et al.*, 2021), o fluxo é modelado como não newtoniano, de acordo com a lei de potência para a viscosidade não newtoniana, expressa pela equação 2.

$$\tau = k \cdot \dot{\gamma}^n \quad (2)$$

Onde k é o coeficiente de consistência ou de viscosidade em $\text{Pa} \cdot \text{s}^n$ e n o índice de comportamento do escoamento (este parâmetro descreve o quão distante o fluido está de ser newtoniano) (Brambila-Solórzano *et al.*, 2023). Para $n > 1$ a equação 3 descreve um fluido dilatante, enquanto para $n < 1$, um pseudoplastico ou um fluido cisalhante é obtido.

$$\mu = k \dot{\gamma}^{(n-1)} \quad (3)$$

Para descrever a viscosidade não newtoniana do fluxo sanguíneo em grandes artérias, é necessário recorrer às equações constitutivas, que definem as relações entre a viscosidade e a taxa de cisalhamento (Cho and Kensey, 1991). A equação 2 é um exemplo simples da lei constitutiva para um líquido viscoso newtoniano ($n = 1$) (1989).

O modelo de Carreau-Yasuda tem a vantagem de convergir para a lei de potência e é mais robusto em comparação com ela, pois é capaz de modelar uma ampla faixa de valores de taxa de deformação, desde muito baixos até muito altos. Este modelo é amplamente utilizado para descrever o comportamento reológico de tintas, petróleo, sangue, entre outros.

O modelo reológico a ser utilizado é a lei de Carreau-Yasuda (Equação 4) (2007) que descreve bem fluidos que sejam caracterizados por terem dois patamares de comportamentos Newtonianos (Gijsen, 1998), um para baixas taxas de cisalhamentos ($\dot{\gamma} < 10s^{-1}$) (Cho and Kensey, 1991) e um para altas taxas. Estes resultados são obtidos em condições de estado estacionário e, também, são válidos em estado transiente.

$$\mu(\dot{\gamma}) = \mu_{\infty} + (\mu_0 - \mu_{\infty})[1 + (\lambda\dot{\gamma})^a]^{(n-1)/a} \Rightarrow \frac{\mu - \mu_{\infty}}{\mu_0 - \mu_{\infty}} = \frac{1}{(1 + (\lambda\dot{\gamma})^a)^{(n-1)/a}} \quad (4)$$

Onde μ é a viscosidade dinâmica, $\dot{\gamma}$ a taxa de cisalhamento, a um parâmetro adimensional que descreve a região de transição entre a região de taxa cisalhante zero e a zona de lei de potência, n é o expoente da lei de potência (sendo $n < 1$ para fluidos não-newtoniano) e λ uma constante em s (Brambila-Solórzano *et al.*, 2023). Os coeficientes a serem utilizados no modelo Carreau-Yasuda são mostrados na Tab. 2.

Tabela 2: Coeficientes do modelo Carreau-Yasuda

Carreau-Yasuda	
Coeficientes	Valores
μ_0	0,056 Pa · s
μ_{∞}	0,00345 Pa · s
λ	1,902 s
n	0,22
a	1,25

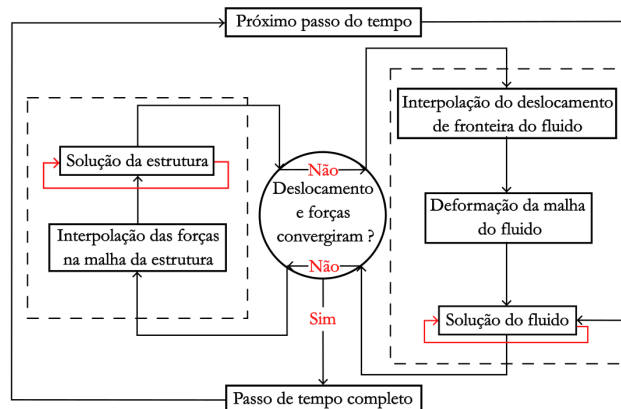
Fonte: Adaptado de (Carvalho, 2022a)

Vale a pena ressaltar que a lei de Carreau-Yasuda se aproxima da lei de potência (Ostwald de Waele - Equação 3) em certas condições, especificamente quando $\mu \ll \mu_0$ e $\mu \gg \mu_{\infty}$.

3.4 Interação Fluido - Estrutura (FSI)

A interação fluido-estrutura será feita utilizando o método 2-ways (Carvalho, 2022b). Esse método está representado na Fig. 5, é iterativo e consiste, primeiramente, na definição de um *time step*. Em seguida, resolve-se o domínio do fluido naquele *time step* e obtêm-se as forças que o fluido gera naquele *time step*, enviando-as para o *solver* da estrutura. Este *solver* recebe as forças, aplica-as durante todo o *time step* e calcula todas as deformações até o final do *time step*. As deformações do *time step* são então enviadas para o *solver* do domínio do fluido, que ajusta a malha para acomodar a nova geometria e recalcula as forças do fluido para o mesmo *time step*, enviando-as novamente para o *solver* da estrutura, que recalcula as deformações.

Figura 5: Solução do algoritmo de duas vias (2-ways).

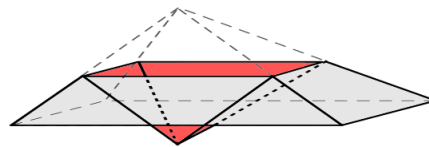


Fonte: Adaptado de (Carvalho, 2022a)

4. RESULTADOS E CONCLUSÕES

Os resultados apresentados neste trabalho são preliminares e obtidos a partir de dados ainda não representativos das condições fisiológicas reais e sem a aplicação do modelo anisotrópico descrito na metodologia, ainda que a implementação dos modelos reológico de *Carreau-Yasuda* e anisotrópico de *Holzapfel* tenham sido bem sucedidas, a simulação com o conjunto simultâneo não foi possível. Isto ocorreu devido a limitações significativas, especificamente a falta de capacidade computacional adequada do computador do estudante e a ausência de uma licença do *Ansys*®. Assim, a licença estudantil, carrega consigo um número limitado de nós e elementos de malha permitidos. Estes obstáculos impediram a construção de uma malha com qualidade boa ou ótima onde a métrica *skewness* < 0,5 não foi alcançada. Isto acarreta em "volume negativo"(ver Fig. 6) dos elementos de malha de menor qualidade durante a simulação com o modelo hiperelástico de *Holzapfel*.

Figura 6: Apresentação esquemática de um elemento com "volume negativo"

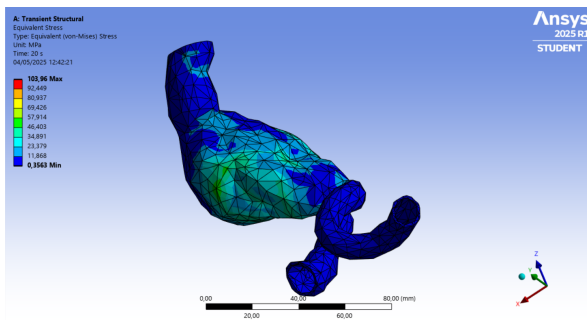


Fonte: Autoria própria.

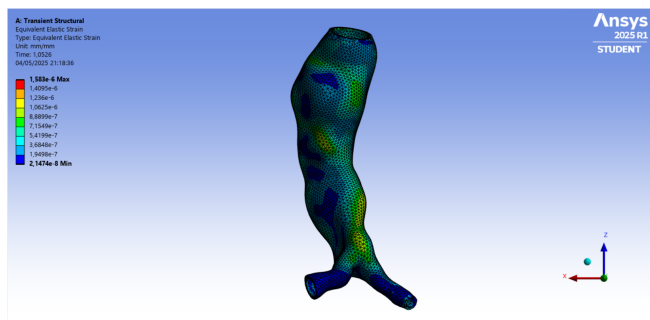
Assim, as simulações foram feitas utilizando para o domínio da estrutura (parede arterial) um material isotrópico e não hiperelástico enquanto que, para o domínio do fluido (sangue), o material utilizado foi o modelo descrito na metodologia de *Carreau-Yasuda*.

Os resultados obtidos, apresentados nas Figuras 7 e 8, evidenciam a eficácia da metodologia proposta na análise estrutural de aneurismas na aorta abdominal. As simulações permitiram identificar a distribuição dos campos de tensão, deformação e velocidade, destacando a capacidade do modelo numérico em localizar regiões críticas nas estruturas arteriais. Apesar das limitações enfrentadas, ressalta-se a importância de uma malha adequada no *Ansys*® e a necessidade de investimentos contínuos em recursos computacionais e licenciamento, essenciais para o avanço das investigações e da inovação científica.

Figura 7: Estruturas simuladas

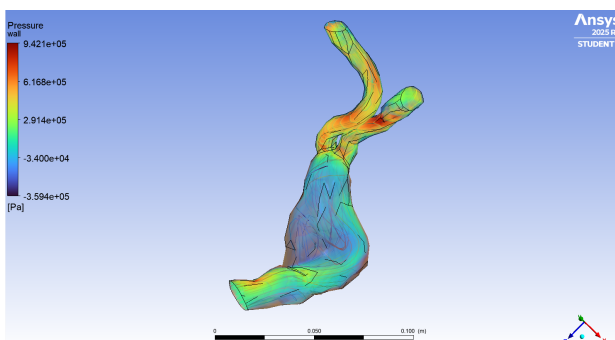


(a) Fonte: Autoria própria

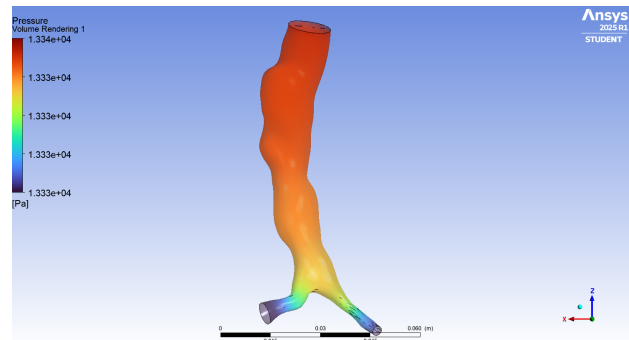


(b) Fonte: Autoria própria

Figura 8: Fluidos simulados



(a) Fonte: Autoria própria



(b) Fonte: Autoria própria

5. REFERÊNCIAS

- B.F., Orr, C., Slack, J., Pinkerton, C., Van Tassel, J. and Peters, T., 1992. "Anatomy, histology, and pathology of coronary arteries: A review relevant to new interventional and imaging techniques—part i". *Clinical Cardiology*, Vol. 15, pp. 451–457. doi:10.1002/clc.4960150613. Acesso em: 24 abril 2025.
- Boyd, J., Buick, J.M. and Green, S., 2007. "Analysis of the casson and carreau-yasuda non-newtonian blood models in steady and oscillatory flows using the lattice boltzmann method". *Physics of Fluids*, Vol. 19, No. 9, p. 093103. doi:10.1063/1.2772250. Submitted: 12 December 2006, Accepted: 17 July 2007, Published Online: 28 September 2007.
- Brambila-Solórzano, A., Méndez-Lavielle, F., Naude, J.L., Martínez-Sánchez, G.J., García-Rebolledo, A., Hernández, B. and Escobar-del Pozo, C., 2023. "Influence of blood rheology and turbulence models in the numerical simulation of aneurysms". *Bioengineering*, Vol. 10, No. 10, p. 1170. doi:10.3390/bioengineering10101170. URL <https://doi.org/10.3390/bioengineering10101170>. Received: 18 August 2023; Revised: 18 September 2023; Accepted: 30 September 2023; Published: 8 October 2023.
- Breslavsky, I.D. and Amabili, M., 2023. "Fitting mechanical properties of the aortic wall and individual layers to experimental tensile tests including residual stresses". *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, Vol. 138, p. 105647. doi:10.1016/j.jmbbm.2022.105647. URL <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2022.105647>. Acesso em: 24 abril 2025.
- Carvalho, J.B.d., 2022a. *Análise numérica em um modelo de aneurisma na bifurcação da aorta abdominal*. Tese (doutorado), Universidade Estadual Paulista. Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira, Ilha Solteira. Área de conhecimento: Ciências Térmicas. Orientador: Amarildo Tabone Paschoalini. Coorientadores: João Batista Campos Silva e Márcio Antonio Bazani.
- Carvalho, P.C.d., 2022b. "Análise numérica de uma artéria cerebral no ansys". URL <http://hdl.handle.net/11449/235160>. Orientador: Bazani, Marcio Antonio.
- Chaikof, E.L., Dalman, R.L., Eskandari, M.K., Jackson, B.M., Lee, W.A., Mansour, M.A., Mastracci, T.M., Mell, M., Murad, M.H., Nguyen, L.L., Oderich, G.S., Patel, M.S., Schermerhorn, M.L. and Starnes, B.W., 2018. "The society for vascular surgery practice guidelines on the care of patients with an abdominal aortic aneurysm". *J Vasc Surg*, Vol. 67, No. 1, pp. 2–77.e2. doi:10.1016/j.jvs.2017.10.044.
- CHENG, A.L., PAHLEVAN, N.M. and MADEIRA, J.C., 2018. "O comportamento não-newtoniano afeta significativamente a eficiência hemodinâmica em um modelo de fontan de ressonância magnética de fluxo quadridimensional". *Jornal do Colégio Americano de Cardiologia*, Vol. 71, No. 11, Suplemento, p. A622. URL [https://doi.org/10.1016/S0735-1097\(18\)31163-X](https://doi.org/10.1016/S0735-1097(18)31163-X). Disponível online 8 de março de 2018, Versão do Record 8 de março de 2018.
- Cho, Y.I. and Kensey, K.R., 1991. "Biorheology". *Biorheology*, Vol. 28, No. 3, pp. 241–262. * Department of Mechanical Engineering & Mechanics Drexel University Philadelphia, PA 19104 * Kensey Nash Corporation, Exton, PA 19341.
- Cleveland Clinic, 2022. "Aorta". URL <https://my.clevelandclinic.org/health/body/17058-aorta-anatomy>. Última revisão em 24 de fevereiro de 2022. Acesso em: 24 abril 2025.
- Collins, J., Munoz, J., Patel, T., Loukas, M. and Tubbs, R., 2014. "The anatomy of the aging aorta". *Clinical Anatomy*, Vol. 27, No. 3, pp. 463–466. doi:10.1002/ca.22384. Epub 2014 Feb 12.
- Feller, I. and Woodburne, R., 1961. "Surgical anatomy of the abdominal aorta". *Annals of Surgery*, Vol. 154, No. 6 Suppl, pp. 239–252. doi:10.1097/00000658-196112000-00033.
- François, C., Tuite, D., Deshpande, V., Jeremic, R., Weale, P. and Carr, J., 2008. "Unenhanced mr angiography of the thoracic aorta: initial clinical evaluation". *AJR Am J Roentgenol*, Vol. 190, No. 4, pp. 902–906. doi:10.2214/AJR.07.2997.
- Gijzen, F.J.H., 1998. *Modeling of wall shear stress in large arteries*. Phd thesis, Technische Universiteit Eindhoven, Eindhoven. doi:10.6100/IR510253. URL <https://doi.org/10.6100/IR510253>. Published: 01 January 1998. Document Version: Publisher's PDF, also known as Version of Record.
- Holzapfel, G., 2003. "Structural and numerical models for the (visco)elastic response of arterial walls with residual stresses". pp. 441–462. doi:10.1007/978-3-7091-2736-0_4.
- Holzapfel, G., Gasser, T. and Ogden, R., 2012. "A new constitutive framework for arterial wall mechanics and a comparative study of material models". *Journal of Elasticity*, Vol. 61, pp. 1–48. doi:10.1023/A:1010835316564.
- Hutton, J., Barnes, H. and K., W., eds., 1989. *An Introduction to Rheology*, Vol. 3 of *Rheology Series*. Elsevier, Amsterdam.
- JOHNSTON, B.M., JOHNSTON, P.R., CORNEY, S. and KILPATRICK, D., 2004. "Non-newtonian blood flow in human right coronary arteries: steady state simulations." *Journal of Biomechanics*, v. 37, n. 5, p. 709-720, Acesso em: 24 abril 2025. Disponível em: <<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2003.09.016>>.
- Kessel, D. and Robertson, I., 2017. *Interventional Radiology: A Survival Guide*. Elsevier, 4th edition. ISBN 9780702067303.

- Liu, Z.L., Li, H., Qiang, Y., Buffet, P., Dao, M. and Karniadakis, G.E., 2021. “Computational modeling of biomechanics and biorheology of heated red blood cells”. *Biophysical Journal*, Vol. 120, No. 21, pp. 4663–4671. doi:10.1016/j.bpj.2021.09.038. URL <https://doi.org/10.1016/j.bpj.2021.09.038>. Epub 2021 Oct 5.
- Loukas, M., Bilinsky, E., Bilinsky, S., Blaak, C., Tubbs, R. and Anderson, R., 2014. “The anatomy of the aortic root”. *Clinical Anatomy*, Vol. 27, No. 5, pp. 748–756. doi:10.1002/ca.22295. Epub 2013 Sep 2.
- McKinney, W., 2023. “Aortic dissection”. URL <https://teachmesurgery.com/vascular/arterial/aortic-dissection/>. Acesso em: 24 abril 2025.
- of Florida Health, U., 2024. “Aorta anatomy”. URL <https://ufhealth.org/conditions-and-treatments/aorta-anatomy#:~:text=This%20artery%20is%20responsible%20for,arteries%20just%20above%20the%20pelvis>. Acesso em: 24 abril 2025.
- Oliveira, I., Gasche, J.L., Militzer, J. and Baccin, C., 2019. “Hemodynamic and morphological case study of an intracranial aneurysm inception and evolution”. doi:10.26678/ABCM.COBEM2019.COB2019-0516.
- Ossone, E. and Eagle, K., 2021. “Epidemiologia e tratamento da doença aórtica: aneurismas aórticos e síndromes aórticas agudas”. *Nature Reviews Cardiology*, Vol. 18, pp. 331–348. doi:10.1038/s41569-020-00472-6. Aceito em 26 de outubro de 2020. Publicado em 22 de dezembro de 2020.
- RECKTENWALD, S. and WAGNER, C., 2020. “Dynamics of red blood cells in unsteady microfluidic flows”. In *Anais do 18º International Congress on Rheology*. Rio de Janeiro. Disponível em: https://www.researchgate.net/publication/347239583_Dynamics_of_red_blood_cells_in_unsteady_microfluidic_flows. Acesso em: 24 abr. 2025.
- Robertson, A., Sequeira, A. and Owens, R., 2009. “Rheological models for blood”. In L. Formaggia, A. Quarteroni and A. Veneziani, eds., *Cardiovascular Mathematics*, Springer, Milano, Vol. 1 of *MS&A*, pp. 211–241. ISBN 978-88-470-1151-9. doi:10.1007/978-88-470-1152-6_6. Online ISBN: 978-88-470-1152-6.
- SCHINCAGLIA, M.T., BAZANI, M.A. and CARVALHO, P.C.d., 2024. “Análise da interação fluido-estrutura em aneurismas cerebrais”. *Anais do VIII Encontro Nacional de Engenharia Biomecânica (ENEBI 2024)*. doi:10.26678/ABCM.ENEBI2024.EEB24-0007. Disponível em: https://www.researchgate.net/publication/385783492_Analysis_of_fluid-structure_interaction_in_cerebral_aneurysms. Acesso em: 28 abr. 2025.
- Terrin M. C., Baxter B. T., D.R.L., 2008. “Medical management of small abdominal aortic aneurysms”. *Circulation*, Vol. 117, No. 14, pp. 1883–1889. doi:10.1161/CIRCULATIONAHA.107.735274.