ANÁLISE NUMÉRICA FLUIDO-ESTRUTURAL DE UM ANEURISMA LOCALIZADO NO ARCO AÓRTICO

Mário Luis Ferreira da Silva [(1)] (marioluisfs@gmail.com), Saulo de Freitas Gonçalves [(1)] (saulodfg@gmail.com), Rudolf Huebner [(1)] (rudolf@ufmg.br)

[(1)] Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG); Departamento de Engenharia Mecânica

RESUMO: *Atualmente há poucos estudos específicos relacionados à aneurismas localizados no arco da aorta. Decisões para uma intervenção cirúrgica são baseadas no tamanho do aneurisma e na taxa de crescimento, porém esses critérios podem não ser indicadores determinantes de ruptura. O trabalho aqui desenvolvido realiza um estudo numérico pela técnica de interação fluido-estrutura de duas vias com o objetivo de investigar o comportamento hemodinâmico nessa região quando na presença de um aneurisma. Além disso, foi analisada a resposta mecânica da parede arterial devido às forças hemodinâmicas causadas pelo escoamento. O domínio geométrico obtido por meio de tomografia computadorizada foi submetido a condições de contorno fisiológicas. O sangue foi modelado como não newtoniano pelo modelo de Carreau-Yasuda e a parede arterial foi considerada hiperelástica anisotrópica, modelada pelo modelo de Holzapfel. Os resultados mostraram que na região do aneurisma próximo ao início das ramificações e na sua parte inferior há um aumento da tensão de von Mises, deformação elástica equivalente e deslocamento da parede arterial. Além disso, o aneurisma modifica a fisiologia do escoamento, por ser uma região favorável a recirculação e geração de vórtices.*

PALAVRAS-CHAVE: *SIMULAÇÃO NUMÉRICA, INTERAÇÃO FLUIDO-ESTRUTURA, ANEURISMA, ARCO AÓRTICO, HEMODINÂMICA.*

FLUID-STRUCTURAL NUMERICAL ANALYSIS OF AN ANEURISM LOCATED IN THE AORTIC ARCH

ABSTRACT: *Nowadays, there are few specific studies related to aneurysms located in the aortic arch. Decisions for a surgical intervention are based on the size of the aneurysm and its rate of growth, but these criteria may not be determinant indicators of rupture. The work developed here performs a numerical study by two-way fluid-structure interaction in order to investigate the hemodynamic behavior in this region when in the presence of an aneurysm. In addition, it was analyzed the mechanical response of arterial wall due to the hemodynamic forces caused by the flow. The geometric domain obtained by means of computed tomography was submitted to physiological boundary conditions. The blood was modeled as non-Newtonian by Carreau-Yasuda model and the arterial wall was considered anisotropic hyperelastic modeled by Holzapfel model. The results showed that in the region of the aneurysm near proximal branches and in its bottom region there is an increase in von Mises stress, equivalent elastic strain, and displacement of the arterial wall. In addition, the aneurysm modifies the flow physiology, because it is a favorable location for recirculation and vortex generation.*

KEYWORDS: *NUMERICAL SIMULATION, FLUID-STRUCTURE INTERACTION, ANEURYSM, AORTIC ARCH, HEMODYNAMICS.*

1. INTRODUÇÃO

Um aneurisma é definido como uma dilatação focal de uma artéria que excede o diâmetro normal em, pelo menos, 50%. Sob condições específicas associadas à degeneração da parede arterial juntamente a fatores hemodinâmicos, o aneurisma tende a aumentar de tamanho, sob o risco de ocorrer sua ruptura (CRONENWETT e JOHNSTON, 2014). Segundo a Global Health Metrics (2018), em 2017, foram registrados em todo mundo 17.790.900 mortes devido a doenças cardíacas, dessas, 167.200 estão diretamente relacionadas à aneurisma na aorta (ROTH et al., 2018). As estatísticas associadas a essa patologia são preocupantes e justificam qualquer esforço para predizer a ruptura dos mesmos.

Apesar de representar 10% das ocorrências de casos de aneurismas torácicos (ISSELBACHER, 2005), aneurismas localizados no arco aórtico apresentam história natural ainda pouco explorada, de forma que aneurismas nessa região são assumidos com comportamento semelhante ao de aneurismas abdominais ou da aorta ascendente (YIU e CHENG, 2016; CZERNY et al., 2019). Intervenções cirúrgicas para aneurismas no arco, mesmo que procedimento endovascular híbrido, ainda apresentam elevados riscos de mortalidade e morbidade (YIU e CHENG, 2016). Devido as ramificações do arco aórtico, as endopróteses ainda são um desafio e ainda carecem de melhorias para minimizar os eventos adversos periprocedimentos (YIU e CHENG, 2016; TAZAKI et al., 2017). Dessa maneira, há uma necessidade de identificar os riscos de expansão e ruptura de aneurismas no arco da aorta para um melhor planejamento e execução de tratamentos.

Os principais critérios clínicos empregados atualmente para decidir sobre o tratamento a pacientes com aneurisma são: o diâmetro máximo da seção transversal e a taxa de crescimento do aneurisma. A principal limitação desse enfoque é que apenas o diâmetro máximo do aneurisma não é um determinante do risco de ruptura. Na prática, são observados rompimentos de pequenos aneurismas (NICHOLLS et al., 1998), bem como aneurismas grandes encontrados intactos (CERESA et al. 2014; CZERNY et al., 2019; DESAI et al. 2019). Dentre desses fatores, o que mais se destaca é a distribuição de tensões na parede e o pico de tensão na parede, pois do ponto de vista mecânico, o aneurisma se romperá se essas tensões forem superiores às tensões de ruptura da parede arterial. Assim, simulações numéricas fluido-estruturais se tornam uma metodologia auxiliar passível de ser aplicada na análise de aneurismas aórticos.

De forma geral, simulações numéricas de aneurismas mostram que as tensões na parede na região aneurismática são maiores do que na aorta saudável e que o pico de tensão tende a ocorrer não na região de maior diâmetro mas nos colos proximal e distal do aneurisma (PAPAHARILAOU et al., 2007; KRISHNAN et al., 2015). Porém, Soudah et al. (2013) alertam que utilizar apenas o pico de

tensão como parâmetro para ruptura de aneurismas não é totalmente confiável, uma vez que em seus estudos a ruptura não ocorreu no pico de tensão. Isso sugere que a propensão real à ruptura do aneurisma depende da resistência local da parede, pois foi verificado que a resistência do tecido não dilatado próximo ao colo aneurismático pode ser maior que em outras regiões do mesmo.

Em simulação fluidodinâmica computacional (*Computational fluid dynamics - CFD*) do arco aórtico, tem sido mostrado que a região de máxima tensão de cisalhamento na parede ocorre na junção entre o segmento do arco e o saco aneurismático ou próximo ao colo proximal e não na região de diâmetro máximo (CELI e BERTI, 2014; SIMÃO et al. 2017; NARDI e AVRAHAMI, 2017). Também por *CFD*, Numata et al. (2016) concluíram que aneurismas do arco distal apesentam uma área de índice de cisalhamento oscilatório elevado em uma parte localizada do aneurisma. Essas áreas podem progredir com disfunção intimal e alterações ateroscleróticas mais rapidamente do que em outras partes da aorta, sugerindo risco de ruptura do aneurisma aórtico (NUMATA et al., 2016).

No entanto, o efeito do movimento da parede pode ser crítico na análise de escoamentos aórticos, pois o escoamento é resultado não apenas das curvaturas geométricas da aorta, mas também do movimento da aorta resultante das batidas do coração (VAN PREHN et al., 2007; NARDI e AVRAHAMI, 2017). Isso sugere que abordagens de interação fluido-estrutura (*Fluid Structure Interaction - FSI*) são mais indicadas para estudos hemodinâmicos, além de possibilitarem uma melhor análise do campo de velocidade, da pressão e da tensão de cisalhamento na parede (LANTZ et al., 2011; SAVABI et al., 2020). As simulações FSI possibilitam também uma análise da resposta mecânica da parede arterial quando submetida ao escoamento. Porém análises fluido-estruturais mais detalhadas para aneurisma na região específica do arco aórtico são raras. Gao et al. (2008) simularam via FSI uma geometria simples do arco aórtico aneurismático construída em desenho assistido por computador (*Computer Aided Design - CAD*), mostrando que a distribuição de tensão no aneurisma é maior que no modelo não aneurismático e se concentram nos pontos de inflexão do modelo. Além disso, Gao et al. (2008) concluem que a rigidez da parede arterial é determinante no pico de tensão da parede da aorta. Ong et al. (2019) realizaram simulações FSI da aorta torácica englobando a região do arco com o objetivo de comparar os padrões de escoamento entre aorta pré-aneurismática e pós-aneurismática usando um modelo de parede linear elástico isotrópico em uma geometria obtida por tomografia computadorizada (TC). As simulações foram validadas por experimento *in vitro*. Como resultado, Ong et al. (2019) observaram que vórtices induzidos pela natureza geométrica não plana da aorta pré-aneurismática próximo ao arco aórtico pode explicar a formação do aneurisma no arco. Os trabalhos de Ong et al. (2019) e Nardi e Avrahami (2017) coincidem na determinação de que o aneurisma provoca uma grande região de recirculação na fase

diastólica, com um ponto de estagnação, de forma que o alto potencial de ação das células endoteliais se correlaciona com essas regiões de recirculação, o que pode indicar possível desenvolvimento de trombo.

Dessa forma, como aneurismas especificamente no arco aórtico possuem poucos estudos disponíveis na literatura, e devido as alterações causadas no escoamento por essa patologia, o trabalho aqui proposto tem por objetivo analisar por simulações numéricas as diferenças no comportamento hemodinâmico na região do arco aórtico entre as artérias saudável e aneurismática. Além disso, esse estudo também tem o propósito de analisar a comportamento mecânico da parede arterial aneurismática em relação à saudável, quando submetida a forças hemodinâmicas. As simulações foram realizadas pela abordagem *FSI* de duas vias. Foi adotado uma geometria realística do arco aórtico, obtida por TC, a qual foi submetida a condições de contorno fisiológicas. O fluido foi tratado pelo modelo não newtoniano de Carreau-Yasuda e para parede arterial foi adotado o modelo hiperelástico anisotrópico de Holzapfel.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

2.1 Geometria e malha

Para criação do modelo geométrico foi realizada uma TC de um paciente saudável de 72 anos de idade do sexo masculino. O procedimento foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais (CAAE 02405712.5.1001.5149). As imagens resultantes do exame, em formato *DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine)* foram utilizadas para reconstrução tridimensional no software InVesalius 3.1. Após a seleção da região de interesse, a geometria foi exportada para o software Autodesk Meshmixer para correções superficiais, criação do aneurisma e criação da geometria da parede arterial.

O aneurisma criado é do tipo fusiforme, englobando o arco aórtico e possui a seção transversal em pelo menos 50% maior que a aorta saudável. A geometria representativa da parede arterial foi gerada com 2 mm de espessura, que está dentro de um intervalo fisiológico (GARCÍA-HERRERA e CELENTANO, 2013).

A Figura 1 mostra os sólidos resultantes desse processo. São mostrados na Figura 1 a anatomia da artéria aorta, a aorta saudável, a aorta aneurismática e os domínios sólidos (parede arterial) e fluidos (lúmen).

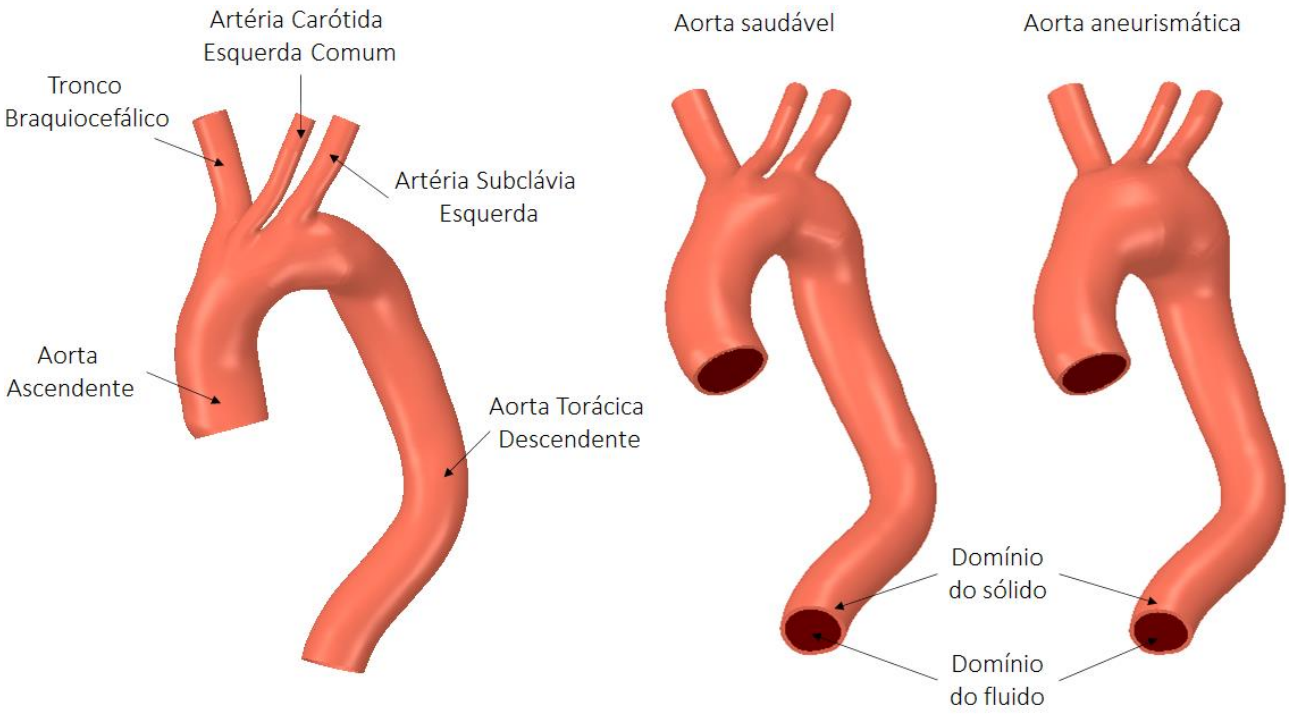


FIGURA 1. Anatomia aórtica e domínios tridimensionais da aorta saudável e aneurismática. Fonte: Elaborado pelo autor (2020).

Foi realizado um teste de convergência de malha, segundo a norma ASME V&V 20 (2009) para ambos os domínios. As malhas foram refinadas em um fator de 1,3, além disso na interface entre os domínios houve o acoplamento de 100% entre as malhas. Foram monitoradas velocidades em quatro pontos no domínio do fluido e as tensões de von Mises em quatro pontos no domínio de sólido. Considerou-se como critério de convergência o valor do GCI de 5% em todos os pontos dos domínios analisados. A malha resultante da aorta saudável para o domínio do fluido possui 1.073.561 elementos e 352.781 nós e para o domínio sólido 100.199 elementos e 178.887 nós. A malha resultante da aorta aneurismática para o domínio do fluido possui 1.235.186 elementos e 399.720 nós e para o domínio sólido 99.674 elementos e 171.964 nós.

2.2 Condições de contorno

Para o domínio do fluido em ambas geometrias, adaptou-se na entrada (aorta ascendente) uma curva de vazão volumétrica para um pulso de velocidade, como mostra a Figura 2.a. Para as saídas (tronco braquiocefálico (TB), artéria carótida esquerda comum (ACEC), artéria subclávia esquerda (ASE) e aorta torácica descendente (ATD)) utilizou-se os pulsos de pressão mostrados na

Figura 2.b. Todas essas condições de contorno foram adaptadas de Alastruey et al. (2016) as quais são condições fisiológicas mensuradas *in vivo*. Nas saídas foi imposto ainda a condição de 5% de intensidade da turbulência. Na parede, adotou-se condição de não deslizamento.

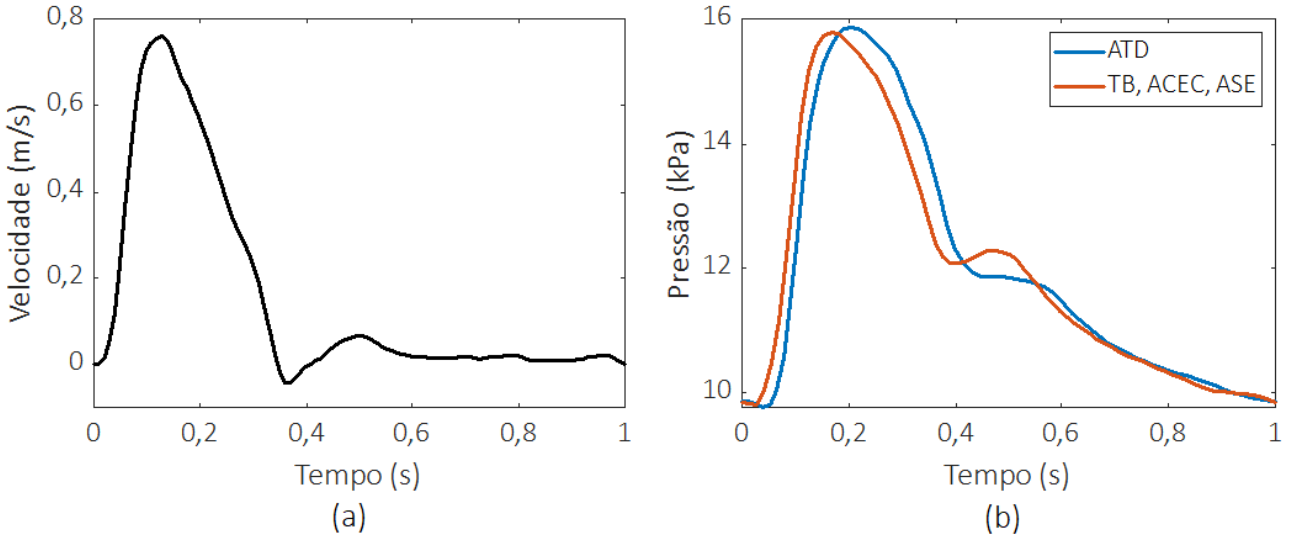


FIGURA 2. a. Pulso de velocidade na entrada; b. Pulsos de pressão nas saídas. Fonte: Alastruey et al. (2016).

Para o domínio sólido das geometrias, as faces adjacentes às regiões de entrada e saída foram submetidas a apoios do tipo engaste, impedindo deslocamento e rotação em qualquer direção. Na interface dos domínios do fluido e sólido deve haver equilíbrio das tensões e os deslocamentos devem ser iguais nos dois domínios.

2.3 Equações de governo

O sangue foi admitido como incompressível com massa específica de 1060 kg/m^3 (GALDI et al., 2008). As equações da continuidade e quantidade de movimento (metodologia *arbitrary Lagrangian-Eulerian - ALE*) são mostradas nas Equações 1 e 2.

$$\nabla . \mathbf{u} = 0 \tag{1}$$

$$\rho_f \left(\frac{\partial \mathbf{u}}{\partial t} + \left(\nabla . \left(\mathbf{u} - \mathbf{u_g} \right) \right) . \mathbf{u} \right) = -\nabla p + \nabla \boldsymbol{\tau} \tag{2}$$

onde, $\mathbf{u}$ é o vetor velocidade do sangue, ρ_f é a massa específica do sangue, $\mathbf{u_g}$ é o vetor velocidade da malha, t é o instante de tempo, p é a pressão e $\boldsymbol{\tau}$ é o tensor das tensões viscosas.

Devido a sua composição, o sangue tem comportamento reológico do tipo viscoplástico, de forma que sua viscosidade dinâmica diminui com o aumento da taxa de cisalhamento. Dessa forma, adotou-se o modelo reológico de Carreau-Yasuda. Assim, o tensor das tensões viscosas é modelado pela Equação 3.

$$\boldsymbol{\tau} = \left[\mu_\infty + (\mu_0 - \mu_\infty)(1 + (\lambda\dot{\gamma})^a)^{\frac{n-1}{a}}\right]\mathbf{D} \tag{3}$$

onde $\mathbf{D}$ é o tensor da taxa de deformação, $\dot{\gamma}$ é taxa de cisalhamento, μ_∞ é a viscosidade de tensão de cisalhamento infinita, μ_0 é a viscosidade de tensão de cisalhamento nula, a é a constante de Yasuda, λ é uma constante temporal e n é o expoente da lei de potência. Foram utilizados os valores μ_0 = 0,056 Pa.s, μ_∞ = 0,0035 Pa.s, a = 2, λ = 3,313 s e n = 0,03568 (SHIBESHI e COLLINS, 2005). O tensor da taxa de deformação e a taxa de cisalhamento são dados pelas Equações 4 e 5 respectivamente.

$$\mathbf{D} = \frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \tag{4}$$

sendo x_i e x_j as componentes cartesianas e u_i e u_j as componentes do vetor velocidade.

$$\dot{\gamma} = \sqrt{\frac{1}{2}\mathbf{D}:\mathbf{D}} \tag{5}$$

Como modelo de turbulência foi adotado o modelo k-ω SST, o qual combina as vantagens do modelo k-ω padrão em regiões próximas à parede com as vantagens do modelo k-ε nas regiões afastadas da parede.

No domínio sólido, adotou-se o sistema de coordenadas Lagrangeanas, conforme a Equação 6.

$$\nabla.\boldsymbol{\sigma_s} = \rho_s \ddot{\mathbf{u}}_\mathbf{g} \tag{6}$$

onde, ρ_s é a massa específica da parede arterial, $\boldsymbol{\sigma_s}$ é o tensor das tensões no sólido e $\boldsymbol{\dot{u}_g}$ é o vetor de aceleração local.

Devido a composição das três camadas (íntima, média e adventícia) que compõem a parede aórtica, ela tem comportamento não linear anisotrópico (HOLZAPFEL et al., 2000). Dessa forma, o material da artéria foi assumido como hiperelástico anisotrópico e modelado pelo modelo de Holzapfel (HOLZAPFEL et al., 2000), calculado pela Equação 7.

$$W = C_{10}(\overline{I_1} - 3) + \frac{k_1}{2k_2} \sum_{i = 4,6} \left(e^{k_2(\overline{I_i} - 3)^2} - 1\right) \tag{7}$$

onde C_{10}, k_1 e k_2, são constantes do material, $\overline{I_1}$ é o primeiro invariante deviatório de deformação e $\overline{I_4}$ e $\overline{I_6}$ são pseudo-invariantes do tensor de Green-Cauchy.

O valor das constantes do material para o modelo de Holzapfel foi calculado segundo o trabalho de HUH et al. (2019), o qual relaciona a idade do paciente com essas constantes. Os valores resultantes utilizados foram: C_{10} = 0,18 MPa, k_1 = 0,16437 MPa e k_2 = 4,1787.

2.4 Algoritmos para solução numérica

Os domínios do fluido foram discretizados pelo método dos volumes finitos (software Fluent - ANSYS 2019 R2) enquanto os domínios sólidos foram discretizados pelo método dos elementos finitos (software Mechanical - ANSYS 2019 R2). Os algoritmos utilizados para discretização espacial das equações no domínio fluido foram os seguintes: (i) quantidade de movimento, k e ω: *Upwind* de segunda ordem; (ii) continuidade: algoritmo proposto por Rhie e Chow (1983); (iii) pressão: *central differencing scheme* de segunda ordem; (iv) gradientes: *least squares method cell-based*. O acoplamento de velocidade e pressão foi realizado pelo algoritmo *coupled*. Para discretização temporal adotou-se o algoritmo *backward differences* de segunda ordem.

O acoplamento de duas vias dos domínios foi realizado no software System Coupling - ANSYS 2019 R2. Para convergência dos domínios do fluido foi adotado o valor de 10^{-4} para todas as variáveis. Para convergência dos domínios do sólido utilizou-se o método de Newton-Raphson para a força, com o residual de 0,1% da carga aplicada. Para convergência da transferência de dados, adotou-se o *root mean square (RMS)* de 10^{-3} para o valor normalizado dos dados transferidos.

O ciclo cardíaco de 1,0 s (60 bpm) foi dividido em passos de tempo de 0,01 s. Foram simulados dois ciclos, de forma que o primeiro foi excluído das análises.

3. RESULTADOS E DISCUSSÕES

As análises foram realizadas nos instantes de tempo que correspondem ao pico de sístole (t = 0,12 s), momento de fechamento da válvula aórtica (t = 0,36 s) e momento final da fase diastólica (t = 1,00 s).

A Figura 3 mostra as linhas de corrente de velocidade nas aortas saudável e aneurismática.

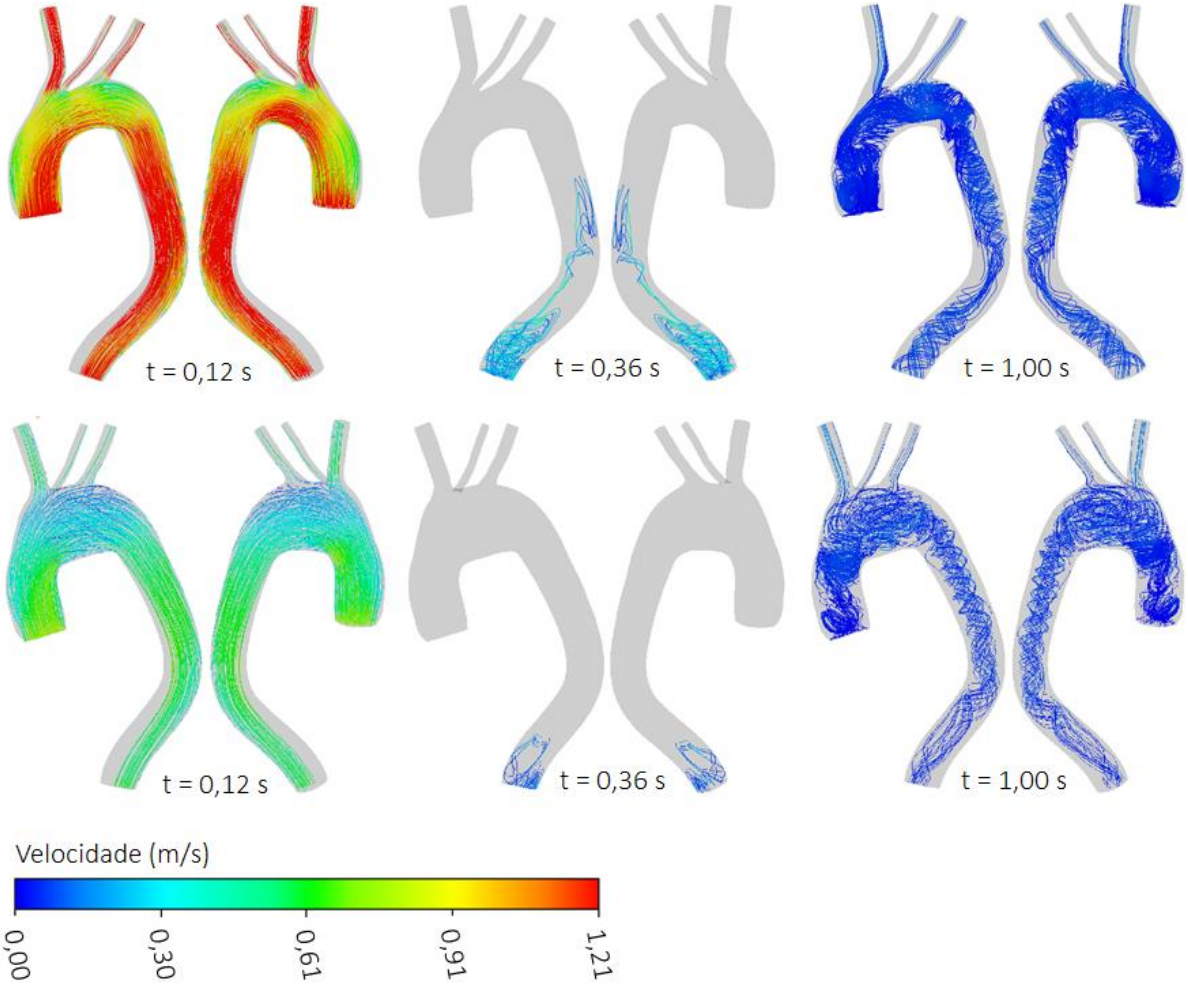


FIGURA 3. Linhas de corrente de velocidade nas aortas saudável e aneurismática. Fonte: Elaborado pelo autor (2020).

Na Figura 3 nos instantes de pico de sístole e final da diástole, as linhas de corrente são formadas a partir da entrada (aorta ascendente), já no instante de fechamento da válvula aórtica, as linhas de corrente foram traçadas a partir das saídas. Como pode-se perceber, no instante de fechamento da válvula aórtica o sangue tende a retornar ao coração a partir da aorta torácica

descendente. A velocidade máxima ocorre no pico de sístole e são maiores na aorta saudável, pois a dilatação focal devido a presença do aneurisma tende a diminuir a velocidade, além disso, é possível que a presença do mesmo tenha alterado o momento de velocidade máxima, ou seja, a velocidade máxima pode estar ocorrendo em um instante de tempo diferente da condição saudável. No instante final da fase diastólica, há formação de vórtices, que é intensificada na região do aneurisma, pois é um instante de baixa velocidade e uma região propícia a recirculação.

A Figura 4 mostra a pressão nas aortas saudável e aneurismática.

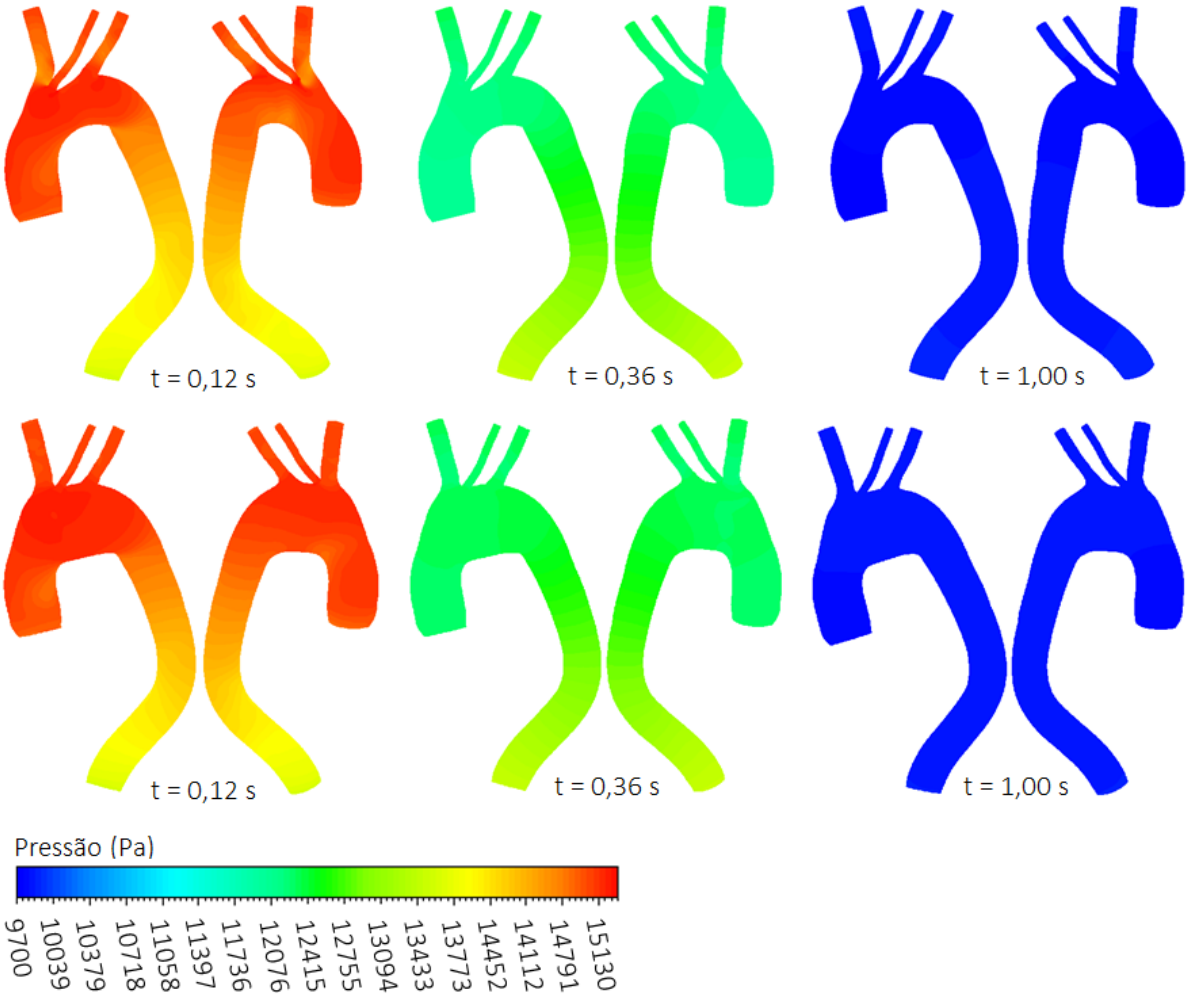


FIGURA 4. Pressão nas aortas saudável e aneurismática. Fonte: Elaborado pelo autor (2020).

A Figura 4 mostra que o comportamento da pressão não se altera consideravelmente com a presença do aneurisma. No pico de sístole como a velocidade é mais baixa na região aneurismal, há um aumento de pressão nessa região e também nas ramificações. A Figura 4 deixa evidente como o

gradiente de pressão é invertido no momento de fechamento da válvula aórtica, de forma que a pressão se torna maior na aorta torácica descendente, levando o fluido a retornar ao coração, o que não ocorre exatamente pela válvula se encontrar fechada. No fim da diástole, tanto a velocidade quanto a pressão são baixas, pois é o momento final de enchimento do ventrículo, de forma que a vazão na aorta é baixa nesse instante.

A Figura 5 mostra a tensão de cisalhamento na parede nas aortas saudável e aneurismática.

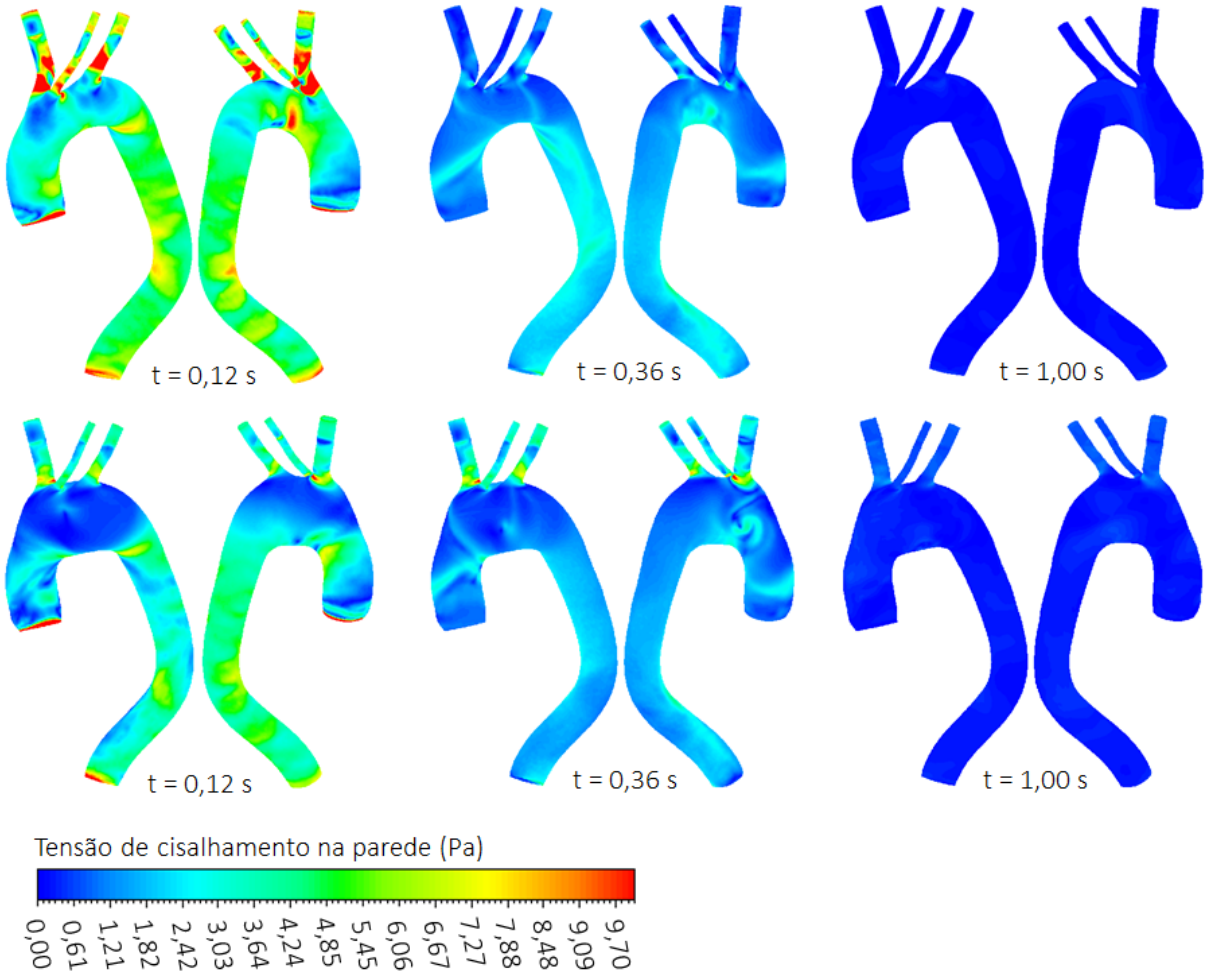


FIGURA 5. Tensão de cisalhamento na parede nas aortas saudável e aneurismática. Fonte: Elaborado pelo autor (2020).

É possível perceber que a tensão de cisalhamento na parede tende a aumentar nos colos do aneurisma. A tensão de cisalhamento é influenciada pelo gradiente de velocidade que tende a aumentar também no início das ramificações devida à contração que ocorre, além disso a tensão de

cisalhamento é influenciada pela viscosidade, que não é constante, pois foi adotado um modelo reológico não newtoniano. A Figura 5 mostra que a tensão de cisalhamento foi maior na aorta saudável, porém como dito anteriormente, o aneurisma pode ter mudado a fisiologia, de forma que os gradientes de velocidade são maiores em outros instantes de tempo diferentes do pico sistólico. De fato, no instante t = 0,36 s, a tensão de cisalhamento no caso aneurismático ainda permanece elevada nas ramificações, diferentemente da aorta saudável.

A Figura 6 mostra a tensão equivalente de von Mises na parede arterial em ambos casos.

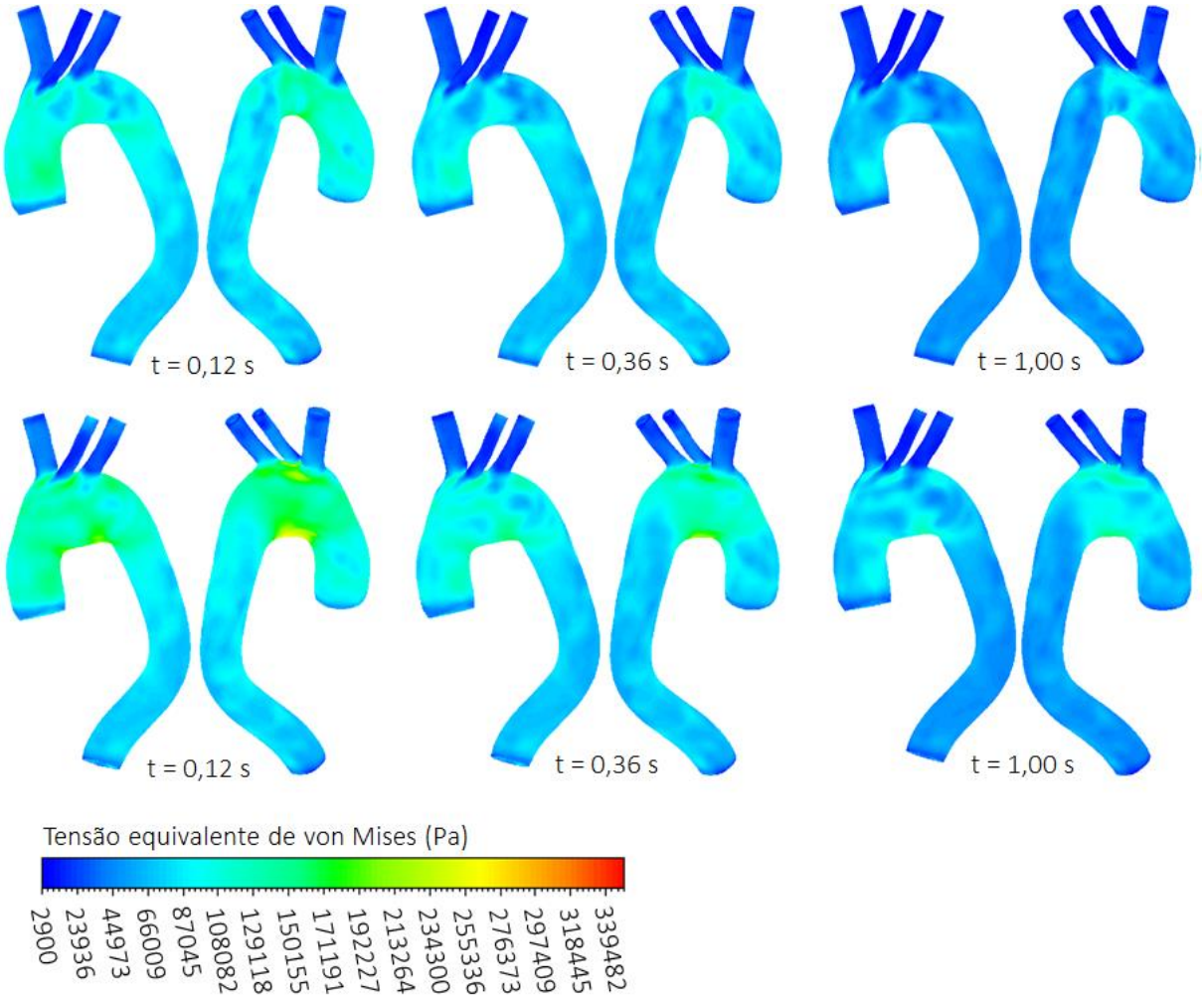


FIGURA 6. Tensão equivalente de von Mises na parede arterial das aortas saudável e aneurismática.
Fonte: Elaborado pelo autor (2020).

Apesar da tensão de cisalhamento na parede ter sido maior na aorta saudável, isso possivelmente não é um indicativo de ruptura, pois como observa-se na Figura 6, a tensão

equivalente de von Mises é maior no caso aneurismático. O que evidencia a importância da modelagem fluido-estrutural. Os maiores valores da tensão de von Mises se concentram na região inferior do aneurisma e na região superior próximo ao início das ramificações. Além disso, a tensão de von Mises ainda permanece mais elevada nessas regiões do aneurisma em instantes posteriores.

Complementando as análises de resposta mecânica da parede arterial devido às forças geradas pelo escoamento sanguíneo, as Figuras 7 e 8 mostram o deslocamento da parede arterial e a deformação elástica equivalente, respectivamente, para o caso saudável e o aneurismático

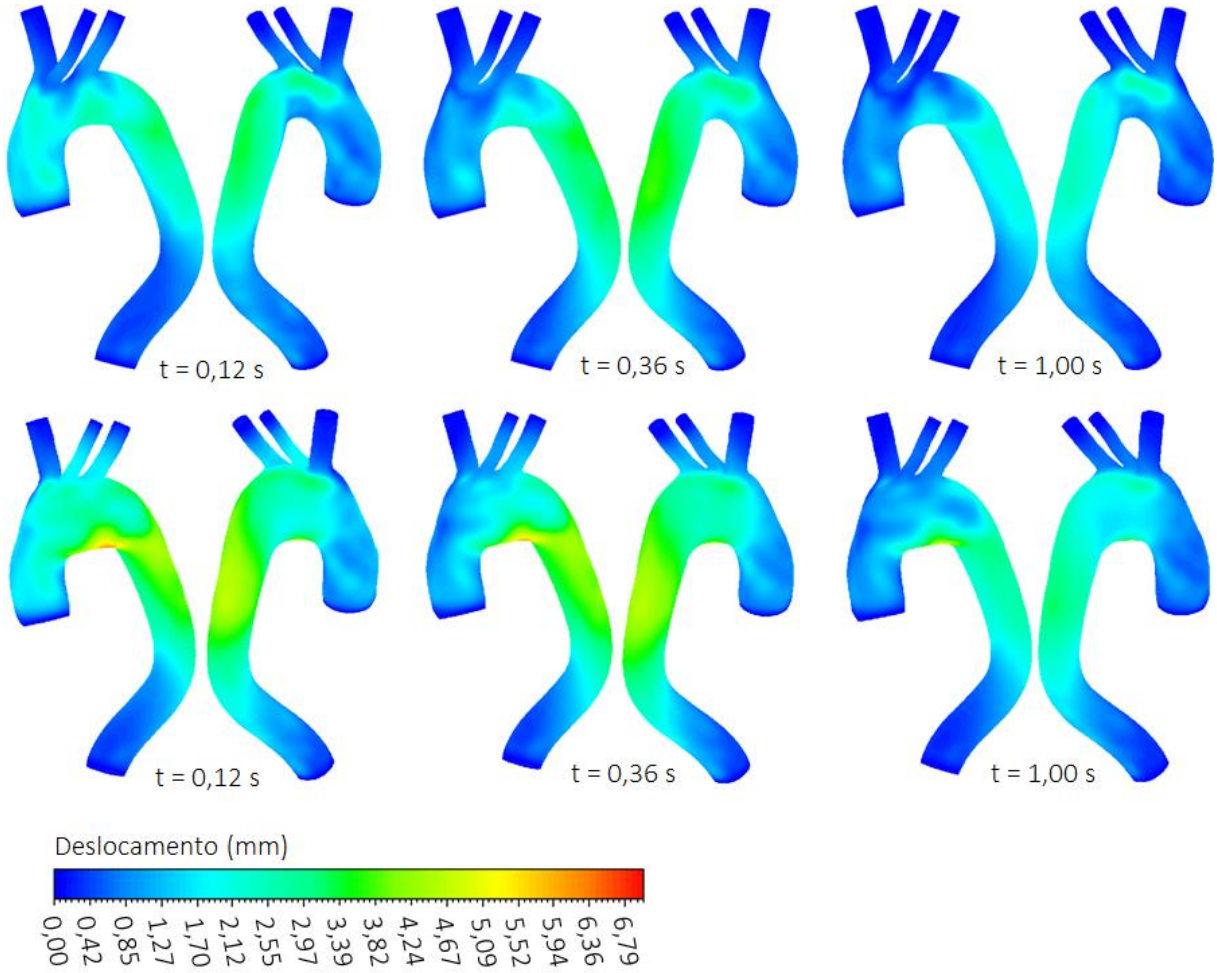


FIGURA 7. Deslocamento da parede arterial das aortas saudável e aneurismática. Fonte: Elaborado pelo autor (2020).

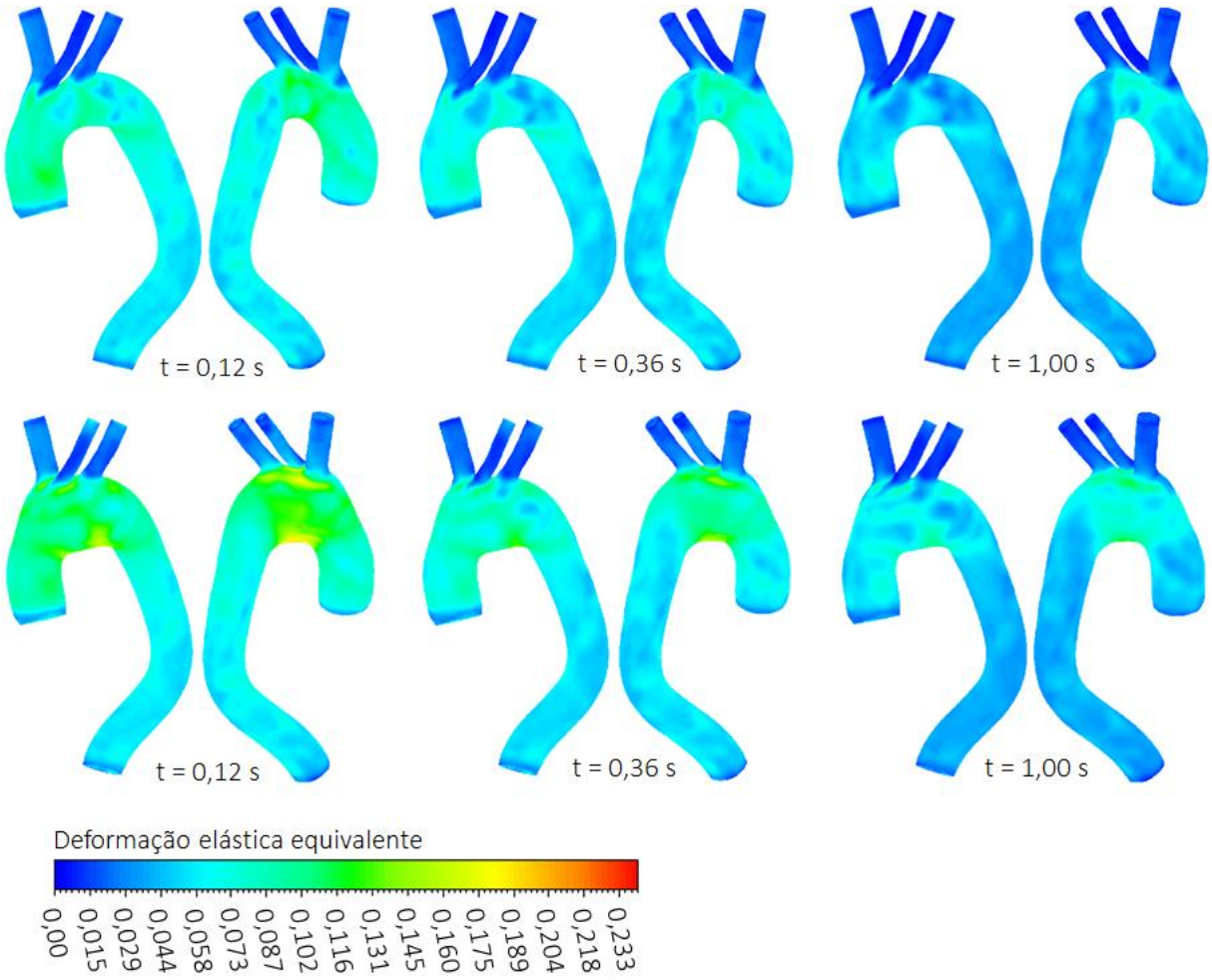


FIGURA 8. Deformação elástica equivalente na parede arterial as aortas saudável e aneurismática.
Fonte: Elaborado pelo autor (2020).

O comportamento da parede arterial mostrado nas Figuras 7 e 8 em relação à tensão de von Mises, mostra a resposta mecânica não linear anisotrópica da constituição celular arterial. Apesar da tensão de von Mises e da deformação elástica equivalente terem sido altas na região proximal das ramificações, não necessariamente foi a região de maiores deslocamentos. Embora, os maiores deslocamentos ocorreram na região inferior do aneurisma que também é uma região de altas tensão e deformação. Outra região de elevado deslocamento tanto no caso saudável, quando aneurismático, foi a região distal do arco aórtico, que é também um local com probabilidades de desenvolvimento de aneurismas.

Assim como no caso das tensões de von Mises, as deformações elásticas e os deslocamentos são maiores no caso aneurismático, ocorrem no pico de sístole e tendem a permanecer elevados em

regiões específicas do aneurisma nos demais instantes de tempo analisados. Como a parede aneurismática é menos resistente que a saudável, essa combinação de tensão, deformação e deslocamento não fisiológicos pode contribuir com o processo de dissecção das camadas da parede do aneurisma e consequentemente ruptura.

Caso o aneurisma continue a crescer, esses efeitos devido à interação fluido-estrutura tendem a aumentar em um efeito cascata. Quanto maior a tensão e o deslocamento, mais o aneurisma tende a crescer. Quando o aneurisma cresce, aumenta-se a pressão no escoamento na região aneurismal.

Apesar do pico de deslocamento ter ocorrido na região inferior do aneurisma, como mostra a Figura 7 (pico sistólico), o pico de tensão e deformação elástica ocorre na parede interna da aorta na região superior próxima ao início das ramificações, também no momento de pico sistólico, como mostra a Figura 9. É importante ressaltar que essa região proximal das ramificações pode vir a se tornar um ponto de concentração de tensões.

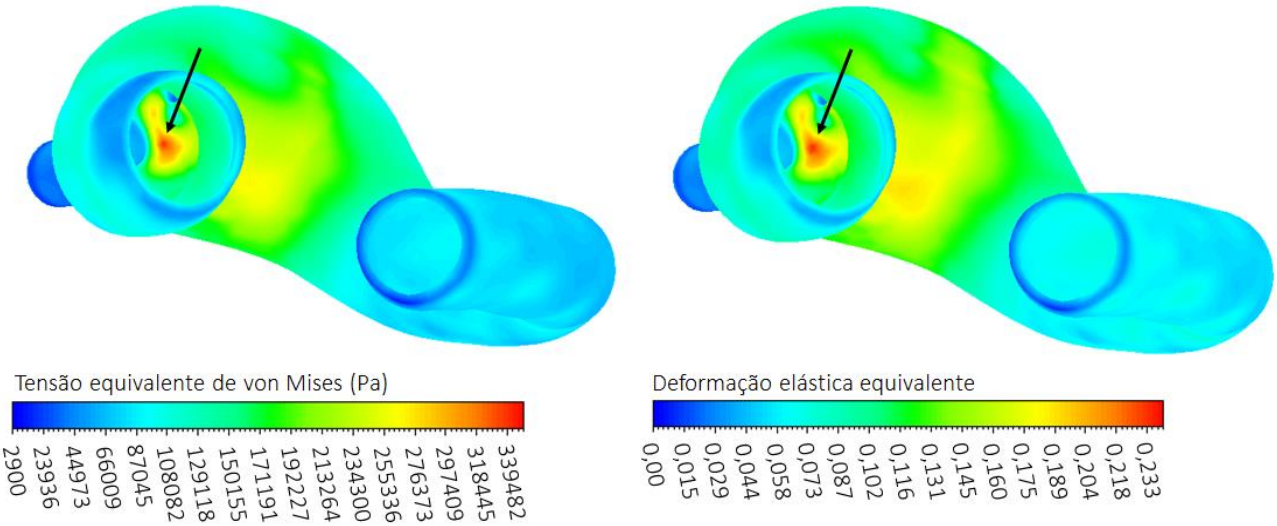


FIGURA 9. Picos de tensão de von Mises e deformação elástica equivalente no momento de pico de sístole indicados pelas setas. Fonte: Elaborado pelo autor (2020).

Os resultados encontrados relacionados ao escoamento na aorta saudável são condizentes com resultados numéricos e experimentais encontrados na literatura, tanto para o campo de velocidade quanto para a tensão de cisalhamento na parede (BIEGING et al., 2011; JR. LADISA et al., 2011; SAVABI et al., 2020). Para análise estrutural, ainda se carece de uma validação experimental mais específica para essa região, apesar dos deslocamentos da aorta saudável estar condizente com

dados mensurados *in vivo* (RENGIER et al. 2012). Além disso, a região do arco aórtico necessita de mais estudos experimentais e numéricos específicos para verificação do modelo, especialmente no caso aneurismático.

4. CONCLUSÃO

De forma geral, o estudo aqui desenvolvido mostrou que na região aneurismática há um aumento da tensão de von Mises, deformação elástica equivalente e deslocamento da parede. Complementar a isso, a tensão de cisalhamento da parede do fluido pode não ser um identificador de ruptura, pois os maiores valores de tensões de von Mises ocorrem em regiões diferentes, o que demonstra a necessidade da modelagem fluido-estrutura em análises de aneurismas aórticos.

Foi mostrado também que a anisotropia da parede arterial resulta em regiões de altas tensões não necessariamente coincidentes com regiões de altas deformações e deslocamentos da parede.

Foi verificado também que o aneurisma modifica a fisiologia do escoamento sanguíneo, alterando o campo de velocidade, levando a uma região de recirculação propícia a formação de vórtices na fase diastólica. Como na região aneurismal a velocidade é mais baixa, consequentemente, a velocidade tende a diminuir nas ramificações, o que aumenta a pressão nessa região, especialmente no pico sistólico.

Apesar de carecer de uma validação experimental mais específica da região aneurismática, o modelo aqui implementado é condizente qualitativamente e quantitativamente com estudos numéricos e experimentais disponíveis na literatura para aorta saudável.

REFERÊNCIAS

ALASTRUEY, J.; XIAO, N.; FOK, H.; SCHAEFFTER, T.; FIGUEROA, C. A. On the impact of modelling assumptions in multi-scale, subject-specific models of aortic haemodynamics. Journal of The Royal Society Interface, v. 13, p. 1-16, 2016.

AMERICAN SOCIETY OF MECHANICAL ENGINEERS. ASME V&V 20 - Standard for verification and validation in computational fluid dynamics and heat transfer. The American Society of Mechanical Engineers. New York, ASME, 2009.

BIEGING, E. T.; FRYDRYCHOWICZ, A.; WENTLAND, A.; LANDGRAF, B. R.; JOHNSON, K. M.; WIEBEN, O.; FRANÇOIS, C. J. In vivo three-dimensional MR wall shear stress estimation in ascending aortic dilatation. Journal of Magnetic Resonance Imaging, v. 33, p. 589-597, 2011.

CELI, S.; BERTI, S. Three-dimensional sensitivity assessment of thoracic aortic aneurysm wall stress: a probabilistic finite-element study. European journal of cardio-thoracic surgery, v. 45, p. 467-475, 2014.

CERESA, F.; SANSONE, F.; ZAGARELLA, G.; PATANE F. Huge ascending aorta and aortic arch aneurysm in ultra-octogenarian. Giornale di Chirurgia, v. 35, p. 78-79, 2014.

CRONENWETT, J.; JOHNSTON, W. Rutherford's Vascular Surgery. Elsevier Inc, Philadelphia, EUA, 2784 p., 2014.

CZERNY, M.; SCHMIDLI, J.; ADLER, S.; VAN DEN BERG, J. C; BERTOGLIO, L.; CARREL, T.; CHIESA, R.; CLOUGH, R. E.; EBERLE, B.; ETZ, C.; GRABENWÖGER, M. Current options and recommendations for the treatment of thoracic aortic pathologies involving the aortic arch: an expert consensus document of the European Association for Cardio-Thoracic surgery (EACTS) and the European Society for Vascular Surgery (ESVS). European journal of cardio-thoracic surgery, v. 55, p. 133-162, 2019.

DESAI, D.; KOTHARI, J.; BRAHMBHATT B. Management of intact giant fusiform aneurysm of distal aortic arch with impeding risk of rupture using midline sternotomy. Indian Journal of Vascular and Endovascular Surgery, v. 6, p. 320-323, 2019.

GALDI, G. P.; RANNACHER, R.; ROBERTSON, A. M.; TUREK, S. Hemodynamical flows. Birkhäuser Verlag AG, Berlin, Germany, 512 p., 2008.

GAO, F.; OHTA, O.; MATSUZAWA, T. Fluid-structure interaction in layered aortic arch aneurysm model: assessing the combined influence of arch aneurysm and wall stiffness. Australasian Physics & Engineering Sciences in Medicine, v. 31, p. 1-10, 2008.

GARCÍA-HERRERA, C. M.; CELENTANO, D. J. Modelling and numerical simulation of the human aortic arch under in vivo conditions. Biomechanics and modeling in mechanobiology, v. 12, p. 1143-1154, 2013.

HOLZAPFEL, G. A.; GASSER, T. C.; OGDEN, R. W. A new constitutive framework for arterial wall mechanics and a comparative study of material models. Journal of elasticity and the physical science of solids, v. 61, p. 1-48, 2000.

HUH, U.; LEE, C. W.; YOU, J. H.; SONG, C. H.; LEE, C. S.; RYU, D. M. Determination of the Material Parameters in the Holzapfel-Gasser-Ogden Constitutive Model for Simulation of Age-Dependent Material Nonlinear Behavior for Aortic Wall Tissue under Uniaxial Tension. Applied Sciences, v. 9, p. 1-18, 2019.

ISSELBACHER E. M. Thoracic and abdominal aortic aneurysms. Circulation, v. 111, p. 816-828, 2005.

JR. LADISA, J. F.; DHOLAKIA, R. J.; FIGUEROA, C. A.; VIGNON-CLEMENTEL, I. E.; CHAN, F. P.; SAMYN, M. M.; CAVA, J. R.; TAYLOR, C. A.; FEINSTEIN, J. A. Computational simulations demonstrate altered

wall shear stress in aortic coarctation patients treated by resection with end-to-end anastomosis. Congenital heart disease, v. 6, p. 432-443, 2011.

KRISHNAN, K, G. E. L.; HARALDSSON, H.; HOPE, M. D.; SALONER, D. A.; GUCCIONE, J. M.; TSENG, E. E. Ascending thoracic aortic aneurysm wall stress analysis using patient-specific finite element modeling of in vivo magnetic resonance imaging. Interactive cardiovascular and thoracic surgery, v. 21, p. 471-480, 2015.

LANTZ, J.; RENNER, J.; KARLSSON, M. Wall shear stress in a subject specific human aorta—influence of fluid-structure interaction. International Journal of Applied Mechanics, v. 3, p. 759-778, 2011.

NARDI, A.; AVRAHAMI, I. Approaches for treatment of aortic arch aneurysm, a numerical study. Journal of Biomechanics, v. 50, p. 158-195, 2017.

NICHOLLS, S. C.; GARDNER, J. B.; MEISSNER, M. H.; JOHANSEN, K. H. Rupture in small abdominal aortic aneurysms. Journal of vascular surgery, v. 28, p. 884-888, 1998.

NUMATA, S.; ITATANI, K.; KANDA, K.; DOI, K.; YAMAZAKI, S.; MORIMOTO, K.; MANABE, K.; IKEMOTO, K.; YAKU, H. Blood flow analysis of the aortic arch using computational fluid dynamics. European Journal of Cardio-Thoracic Surgery, v. 49, p. 1578-1585, 2016.

ONG, C. W.; KABINEJADIAN, F.; XIONG, F.; WONG, Y. R.; TOMA, M.; NGUYEN, Y. N.; CHUA, K. J.; CUI, F. S.; HO, P.; LEO, H. Pulsatile flow investigation in development of thoracic aortic aneurysm: An in-vitro validated fluid structure interaction analysis. Journal of Applied Fluid Mechanics, v. 12, 9. 1855-1872, 2019.

PAPAHARILAOU, Y.; EKATERINARIS, J. A.; MANOUSAKI, E.; KATSAMOURIS, A. N. A decoupled fluid structure approach for estimating wall stress in abdominal aortic aneurysms. Journal of Biomechanics, v. 40, p. 367-377, 2007.

RENGIER, F.; WEBER, T. F.; HENNINGER, V.; BÖCKLER, D.; SCHUMACHER, H.; KAUCZOR, H. U.; VON TENGG-KOBLIGK, H. Heartbeat-related distension and displacement of the thoracic aorta in healthy volunteers. European journal of radiology v. 81, p. 158-164, 2012.

ROTH, G. A.; ABATE, D.; ABATE, K. H.; ABAY, S. M.; ABBAFATI, C.; ABBASI, N.; ABBASTABAR, H.; ABD-ALLAH, F.; ABDELA, J.; ABDELALIM, A.; ABDOLLAHPOUR, I. Global, regional, and national age-sex-specific mortality for 282 causes of death in 195 countries and territories, 1980–2017: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2017. The Lancet, v. 392, p. 1736-1788, 2018.

SAVABI, R.; NABAEI, M.; FARAJOLLAHI, S.; FATOURAEE, N. Fluid structure interaction modeling of aortic arch and carotid bifurcation as the location of baroreceptors. International Journal of Mechanical Sciences, v. 165, p. 1-12, 2020.

SHIBESHI, S. S.; COLLINS, W. E. The rheology of blood flow in a branched arterial system. Applied Rheology, v. 15, p. 298-405, 2005.

SIMÃO, M.; FERREIRA, J.; TOMÁS, A. C.; FRAGATA, J.; RAMOS, H. Aorta ascending aneurysm analysis using CFD models towards possible anomalies. Fluids, v. 2, p. 1-15, 2017.

SOUDAH, E.; N, G, EY.; LOONG, T. H.; BORDONE, M.; PUA, U.; NARAYANAN, S. CFD modelling of abdominal aortic aneurysm on hemodynamic loads using a realistic geometry with CT. Computational and Mathematical Methods in Medicine, v. 2013, p. 1-9, 2013.

TAZAKI, J.; INOUE, K.; HIGAMI, H.; HIGASHITANI, N.; TOMA, M.; SAITO, N.; KAWATOU, M.; KIMURA, T. Thoracic endovascular aortic repair with branched Inoue Stent Graft for arch aortic aneurysms. Journal of Vascular Surgery, v. 66, p. 1340-1348, 2017.

VAN PREHN, J.; VINCKEN, K. L.; MUHS, B. E.; BARWEGEN, G. K.; BARTELS, L. W.; PROKOP, M.; MOLL, F. L.; VERHAGEN, H. J. Toward endografting of the ascending aorta: insight into dynamics using dynamic cine-CTA. Journal of Endovascular Therapy, v. 14, p. 551-560, 2007.

YIU, R. S.; CHENG, S. W. Natural history and risk factors for rupture of thoracic aortic arch aneurysms. Journal of Vascular Surgery, v. 63, p. 1189-1194, 2016.

Agradecimentos

Os autores agradecem ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico - CNPq (312982/2017-8) e à Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - CAPES (88882.381154/2019-01) pelo apoio nesta pesquisa.