

**UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ**

**KENNY DE VASCONCELOS NUNES**

**ANÁLISE DA INFLUÊNCIA DO MÓDULO DE ELASTICIDADE NOS  
PARÂMETROS HEMODINÂMICOS**

**LONDRINA**

**2022**

**KENNY DE VASCONCELOS NUNES**

**ANÁLISE DA INFLUÊNCIA DO MÓDULO DE ELASTICIDADE NOS  
PARÂMETROS HEMODINÂMICOS**

**Analysis of the influence of elastic modulus on hemodynamic parameters**

Trabalho de conclusão de curso de graduação  
apresentado como requisito para obtenção do título de  
Bacharel em Engenharia Mecânica da Universidade  
Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR).

Orientador: Prof. Dr. Ricardo de Vasconcelos Salvo.

**LONDRINA**

**2022**



[4.0 Internacional](https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/)

Esta licença permite remixe, adaptação e criação a partir do trabalho, para fins não comerciais, desde que sejam atribuídos créditos ao(s) autor(es). Conteúdos elaborados por terceiros, citados e referenciados nesta obra não são cobertos pela licença.

**KENNY DE VASCONCELOS NUNES**

**ANÁLISE DA INFLUÊNCIA DO MÓDULO DE ELASTICIDADE NOS  
PARÂMETROS HEMODINÂMICOS**

Trabalho de Conclusão de Curso de Graduação  
apresentado como requisito para obtenção do título de  
Bacharel em Engenharia Mecânica da Universidade  
Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR).

Data de aprovação: 30/novembro/2022

---

Ricardo de Vasconcelos Salvo  
Doutorado em Engenharia Mecânica  
Universidade Tecnológica Federal do Paraná

---

Ismael de Marchi Neto  
Doutorado em Engenharia Mecânica  
Universidade Tecnológica Federal do Paraná

---

Rafael Sene de Lima  
Doutorado em Engenharia Mecânica  
Universidade Tecnológica Federal do Paraná

**LONDRINA**

**2022**

Dedico este trabalho aos meus pais, como forma de reconhecimento ao esforço deles.

## AGRADECIMENTOS

Anos se passaram desde o início de uma história onde eu sou o protagonista e, certamente, houve pessoas as quais eu não poderia deixar de me lembrar e agradecê-las. Ainda que eu tivesse as dádivas da escrita de Homero, não conseguiria descrever a imensa gratidão que eu tenho por todos que me acompanharam nesta aventura.

Agradeço, inicialmente, ao meu Orientador Prof. Dr. Ricardo de Vasconcelos Salvo pela paciência, sabedoria e apoio nesta trajetória. Certamente o senhor merece muito mais do que eu posso oferecer e descrever nestes agradecimentos. Espero um dia poder reencontrá-lo e mostrá-lo até onde eu cheguei graças a você.

Aos meus pais pelas incontáveis noites sem dormir, se dedicando e trabalhando para me oferecem a oportunidade de me tornar alguém melhor. Minha conquista não é nada além de um reflexo do carinho e resiliência deles.

À minha esposa, Mírian, e a nossa filha, Aliyah, pela paciência e compreensão que tiveram comigo em meus dias mais sombrios e estressantes. O carinho e os sorrisos com os quais me recebiam em casa, com toda certeza, recarregavam minhas energias diariamente.

Às minhas amigadas. Desde os amigos da universidade, até os amigos que formei em minha carreira profissional, especialmente no Projeto Puma II.

Aos intrépidos Bruno Ramos e Gabriel Xavier pelos anos de amizade e apoio.

Finalmente, pelo que está acima de todos e que escreveu esta história antes mesmo de ela começar, ao dono do Sopro da Vida, Deus.

O coração dos animais é o fundamento de sua vida, o soberano de tudo dentro deles, o sol de seu microcosmo, aquilo do qual todo crescimento depende, do qual todo poder procede.  
(HARVEY, 1628. tradução nossa).

## RESUMO

Desde 1991, até o ano de 2019, a representatividade das mortes causadas em decorrência de doenças cardiovasculares tem se mantido na faixa de 30%. Mesmo com os avanços tecnológicos, problemas cardíacos ainda são os que mais matam ao redor do mundo e boa parte dos afetados não tem consciência disso. O presente trabalho buscou avaliar o efeito causado pela variação do módulo de elasticidade da parede da artéria Aorta e suas principais derivações, utilizando a fluidodinâmica computacional. Foram utilizados 3 tipos de situações para análise, onde uma delas assume a parede da artéria rígida, enquanto as demais variam o módulo de elasticidade (valores médios para grupos de pessoas normotensos e hipertensos). Foi possível notar que os valores de pressão sistólica se alteram consideravelmente entre as situações avaliadas, chegando a uma diferença de até 40% no valor máximo avaliado. Quanto aos valores obtidos para as pressões mínimas, notou-se que este não sofre grande influência sobre a variação do módulo de elasticidade. Para os valores de vazão volumétrica, notou-se casos em que os valores para a vazão eram negativos, conseqüentemente ocorria o refluxo do fluido. Embora complexo, este estudo conseguiu avaliar satisfatoriamente o efeito causado pela variação do módulo de elasticidade.

**Palavras-chave:** hemodinâmica; cfd; parede rígida; parede deformável.

## ABSTRACT

From 1991 until 2019, the representativeness of deaths caused by cardiovascular diseases has remained in the range of 30%. Even with technological advances, heart problems still kill the most people around the world and most of those affected are not aware of it. The present work sought to analyze the effect caused by the variation of elastic modulus in of the aorta artery wall and its main derivations, using computational fluid dynamics. 3 kinds of situations were used for analysis, where one of them assumes the rigid artery wall, while the others vary the elastic modulus (average values for groups of normotensive and hypertensive people). It was possible to notice that the systolic pressure values change considerably between the evaluated situations, reaching a difference of up to 40% in the maximum evaluated value. As for the values obtained for the minimum pressures, it was noticed that this does not suffer great influence on the variation of the el. For the volumetric flow values, cases were noted in which the values for the flow were negative, consequently the fluid reflux occurred. Although complex, this study was able to satisfactorily evaluate the effect caused by the variation in the modulus of elasticity.

**Keywords:** hemodynamics; cfd; rigid wall; deformable wall.



## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Ilustração renascentista do coração de Galen .....	15
Figura 2 - Ilustração de Da Vinci a respeito do sistema circulatório .....	16
Figura 3 - Seção transversal de um vaso sanguíneo com arteriosclerose .....	17
Figura 4 - Gravação do primeiro eletrocardiograma .....	18
Figura 5 - Modelagem de um trecho da aorta ascendente.....	19
Figura 6 - Esquema do modelo de <i>Windkessel</i> .....	24
Figura 7 - Exemplo de um caso FSI .....	25
Figura 8 - Modelo tridimensional da aorta torácica.....	28
Figura 9 - (a). Plano de Corte em cada malha. (b) Vista da secção transversal em cada malha. (c) Quantidade de itens em cada malha.....	29
Figura 10 - Simplificação da circulação sanguínea com um circuito elétrico equivalente.....	31
Quadro 1 - Propriedades mecânicas do domínio sólido .....	33
Figura 11 - Gráficos de pressão e vazão de entrada e saída do escoamento - Condição rígida - comparativo para independência de malha .....	35
Figura 12 - Gráficos de pressão e vazão das derivações da Aorta - Condição rígida - comparativo para independência de malha .....	36
Figura 13 - Gráficos de pressão e vazão de entrada e saída do escoamento - Condição deformável - comparativo para independência de malha .....	37
Figura 14 - Gráficos de pressão e vazão das derivações da Aorta - Condição deformável - comparativo para independência de malha.....	38
Figura 15 - Gráficos de pressão e vazão de entrada e saída do escoamento - Condição deformável - Grupo hipertenso.....	39
Figura 16 - Gráficos de pressão e vazão das derivações da Aorta - Condição deformável - Grupo hipertenso .....	40
Figura 17 - Gráficos de pressão e vazão de entrada e saída do escoamento - Condição deformável - Grupo normotenso .....	41
Figura 18 - Gráficos de pressão e vazão das derivações da Aorta - Condição deformável - Grupo normotenso.....	42
Figura 19 - Gráficos de pressão e vazão de entrada e saída do escoamento - Comparativo entre as três situações de módulo de elasticidade .....	43
Figura 20 - Ampliação do gráfico de pressão para a Aorta Descendente - Intervalo de 3 a 5 segundos .....	44
Figura 21 - Ampliação do gráfico de vazão para a Aorta Descendente - Intervalo de 3 a 5 segundos .....	44
Figura 22 - Ampliação do gráfico de vazão para a Aorta Ascendente - Intervalo de 3 a 5 segundos .....	45
Figura 23 - Gráficos de pressão e vazão das derivações da artéria principal - Comparativo entre as três situações de módulo de elasticidade.....	46
Figura 24 - Ampliação do gráfico de pressão para a Artéria Braquiocefálica - Intervalo de 3 a 5 segundos .....	47
Figura 25 - Ampliação do gráfico de vazão para a Artéria Braquiocefálica - Intervalo de 3 a 5 segundos .....	47
Figura 26 - Ampliação do gráfico de pressão para a Carótida Esquerda - Intervalo de 3 a 5 segundos .....	48

<b>Figura 27 - Ampliação do gráfico de pressão para a Carótida Esquerda - Intervalo de 3 a 5 segundos .....</b>	<b>49</b>
<b>Figura 28 - Ampliação do gráfico de pressão para a Carótida Esquerda - Intervalo de 3 a 5 segundos .....</b>	<b>50</b>
<b>Figura 29 - Ampliação do gráfico de vazão para a Subclávia Esquerda - Intervalo de 3 a 5 segundos .....</b>	<b>50</b>

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Propriedades mecânicas do fluido.....	30
Tabela 2 - Valores do modelo RCR para cada saída .....	32

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

DCV	Doença(s) Cardiovascular(es)
ENIAC	<i>Electronic Numerical Integrator and Computer</i>
DFC	Dinâmica dos Fluidos Computacional
CFD	<i>Computational Fluid Dynamics</i>
OMS	Organização Mundial da Saúde
COVID-19	<i>Coronavirus Disease - 2019</i>
AVC	Acidente Vascular Cerebral
CGS	Centímetro-Grama-Segundo
FSI	Fluid-Structure Interaction
ALE	Arbitrária Lagrangeana-Euleriana

## LISTA DE SÍMBOLOS

$\vec{v}$	Vetor velocidade do fluido [ $\frac{cm}{s}$ ]
$\sigma_i$	Tensor de tensão de Cauchy
$n_i$	Vetor unitário normal à superfície de interação
$\nabla$	Gradiente de um vetor (operador nabla)
$\rho$	Densidade [ $\frac{g}{cm^3}$ ]
P	Pressão [Ba]
$\mu$	Viscosidade dinâmica [P]
v	Campo de deslocamento [cm]
I	Matriz identidade
J	Operador Determinante Jacobiano (det(F))
F	Tensor do gradiente de deformação
W	Função densidade da energia de deformação [ $\frac{erg}{cm^3}$ ]
G	Módulo de cisalhamento do sólido [ $\frac{dina}{cm^2}$ ]
K	Módulo volumétrico do sólido [ $\frac{dina}{cm^2}$ ]
$\bar{I}_1$	Primeira invariante
B	Tensor esquerdo de deformação de Cauchy-Green

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO .....</b>	<b>14</b>
<b>1.1</b>	<b>Objetivos .....</b>	<b>19</b>
1.1.1	Objetivos específicos.....	19
<b>1.2</b>	<b>Justificativa.....</b>	<b>20</b>
<b>2</b>	<b>REVISÃO BIBLIOGRÁFICA .....</b>	<b>23</b>
<b>2.1</b>	<b>Modelo de <i>Windkessel</i> .....</b>	<b>23</b>
<b>2.2</b>	<b>Interação Fluido-Estrutura.....</b>	<b>24</b>
2.2.1	Domínio fluido.....	26
2.2.2	Domínio sólido.....	27
<b>3</b>	<b>METODOLOGIA .....</b>	<b>28</b>
3.1.1	Condições iniciais da simulação - Domínio Fluido.....	30
3.1.2	Condições iniciais da simulação - Domínio Sólido .....	32
<b>3.2</b>	<b>Estudos e comparações .....</b>	<b>33</b>
<b>4</b>	<b>RESULTADOS E DISCUSSÃO .....</b>	<b>34</b>
<b>4.1</b>	<b>Influência da qualidade da malha .....</b>	<b>34</b>
<b>5</b>	<b>CONCLUSÃO .....</b>	<b>51</b>
<b>6</b>	<b>TRABALHOS FUTUROS.....</b>	<b>52</b>
	<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>53</b>

## 1 INTRODUÇÃO

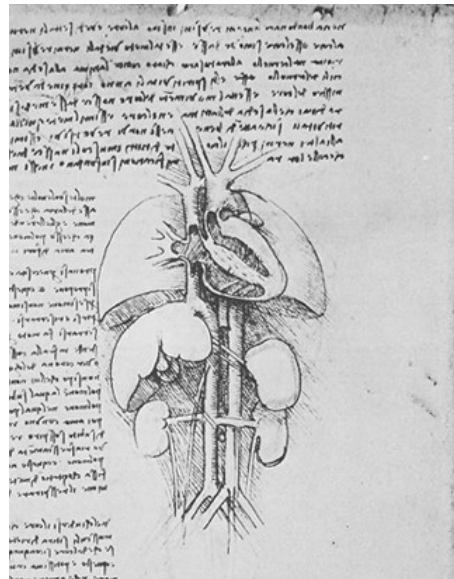
Os primeiros relatos de tentativas de compreensão do coração foram escritos pelo filósofo grego Aristóteles, no século 4 a.C., identificando o coração como o órgão mais importante do corpo. Ao observar embriões de aves, ele notou que este era o primeiro elemento a se formar. Assim, ele acreditava que era o fruto da inteligência, emoções e sensações e o descreveu como um órgão de três câmaras, quente e seco, centro da vitalidade do corpo. Os demais órgãos existentes, como cérebro e pulmões tinham a simples e única função de refrigerar o coração durante o seu funcionamento.

Duzentos anos depois, Cláudio Galeno, médico e filósofo, reafirmou a ideia de que o coração seria a fonte de calor e receptáculo da alma humana. Ele observou cautelosamente os movimentos realizados pelo coração, que constantemente se expandia e contraía, bem como características físicas diferentes das descritas por Aristóteles. Galeno descreveu o órgão como um complexo de fibras, de alta dureza para suportar os movimentos realizados, superando todos os demais órgãos no quesito físico e desempenho de função. Os repetitivos movimentos cardíacos foram caracterizados como inteligentes, pois, de acordo com o médico, o coração aumentava quando desejava atrair tudo o que para ele era útil, desfrutando do melhor da energia vital e, ao contrair, ele repelia e descartava resíduos de tudo aquilo que não lhe era mais proveitoso.

Diferentemente de seu antecessor, Galeno não afirmou que o coração seria o órgão mais importante, tampouco a origem dos sentimentos e da razão humana. Ele afirma que, em importância de função, o coração estaria imediatamente após o fígado e à frente do cérebro.

Somente após o Renascimento é que os cientistas voltaram a discutir a respeito do coração. A esta época, já era consenso de que o coração era dividido em quatro partes: dois ventrículos e dois átrios. Em 1535, Andrés Laguna, médico, entretanto, afirmava que o coração teria somente dois ventrículos, um direito e um esquerdo. Para ele, não fazia sentido classificar os septos porosos que se encontram nos ventrículos como um terceiro ou quarto. A Figura 1 retrata de uma ilustração, por Leonardo da Vinci, de como era a ideia de um coração composto somente por duas câmaras. (STANFORD, 1999)

**Figura 1 - Ilustração renascentista do coração de Galen**



**Fonte: Vinci (2012)**

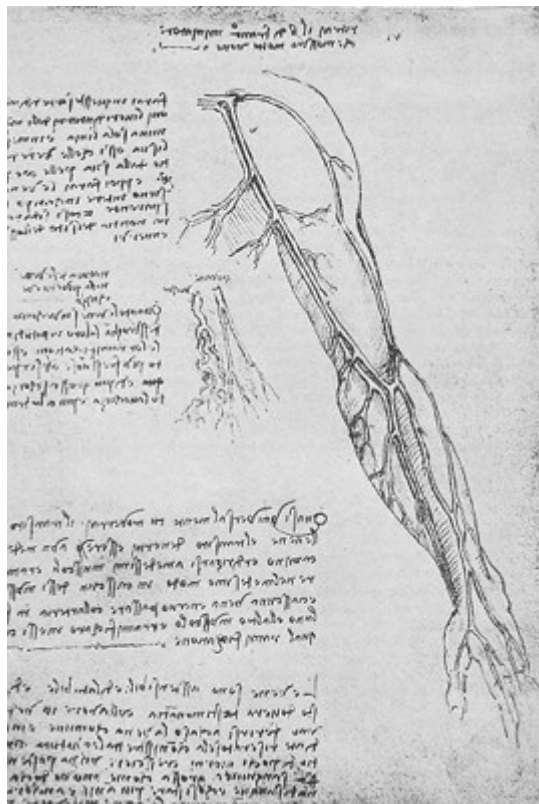
Em 1628, um médico britânico, William Harvey, escreveu em seu livro, *On the Circulation of the Blood*, uma alternativa viável a fisiologia galênica, tornando-se amplamente aceita. Ele adotou a noção aristotélica do coração de que este era o principal órgão, pois situava-se no meio do corpo, entre a quarta e a quinta costela. Ele examinou atentamente a função de todas as suas diferentes partes e veio à conclusão de que o coração exerce a função de transmitir o sangue para todas as extremidades do corpo ao realizar os movimentos de compressão (sístole) e expansão (diástole). Em sua teoria, há um circuito sanguíneo, descrito de forma mais precisa, composto por veias e artérias, que permitem com que o sangue seja levado até todas as partes do corpo.

Embora Harvey tenha sido o primeiro a explorar a fundo o sistema circulatório, descrevendo veias e artérias, foi Galeno quem, primeiramente, descreveu os primeiros pareceres acerca deste sistema. De acordo com o médico grego, o sistema venoso era completamente separado do sistema arterial. Exceto por uma pequena porção de sangue que fluía entre os poros do coração de um lado para o outro para se misturar ao espírito, o conteúdo dos vasos era distinto. Acreditava-se que veias continham sangue - puramente o fluido que circulava pelo corpo - enquanto as artérias seriam uma mistura de sangue e espírito. Comumente, associava-se o coração às artérias, órgão que carregava o fluido contendo energia vital, e o fígado às veias, órgão que era responsável pelo fluido que mantinha e nutria o corpo.



Da Vinci, por sua vez, sugeriu que, além de um sistema único, as veias e artérias partem todas do coração. Isso se deve ao fato de que ele observou que, a espessura máxima encontrada em veias e artérias ocorre na junção que fazem com o coração. Consequentemente, quanto mais distante do coração, mais fina tornava-se a parede dos vasos. A Figura 2 mostra vasos de diâmetros maiores na região superior do tronco, mais próximos ao coração e estreitando, conforme caminham por extremidades mais distante do órgão cardíaco. (STANFORD, 1999)

**Figura 2 - Ilustração de Da Vinci a respeito do sistema circulatório**



**Fonte: Vinci (2012)**

Novamente, em 1653, Harvey trouxe compreensão e entendimento de forma mais precisa do sistema circulatório. Por meio de experimentos de dissecação em animais e corpos humanos, ele observou que o sangue fluía somente em um único sentido, sendo as artérias como principal fonte de alimentação de sangue ao corpo e as veias o vaso de retorno do sangue ao coração. Estabelecendo, assim, que veias e artérias faziam parte de um único sistema circulatório que é conectado ao coração e pulmões. (STANFORD, 1999)

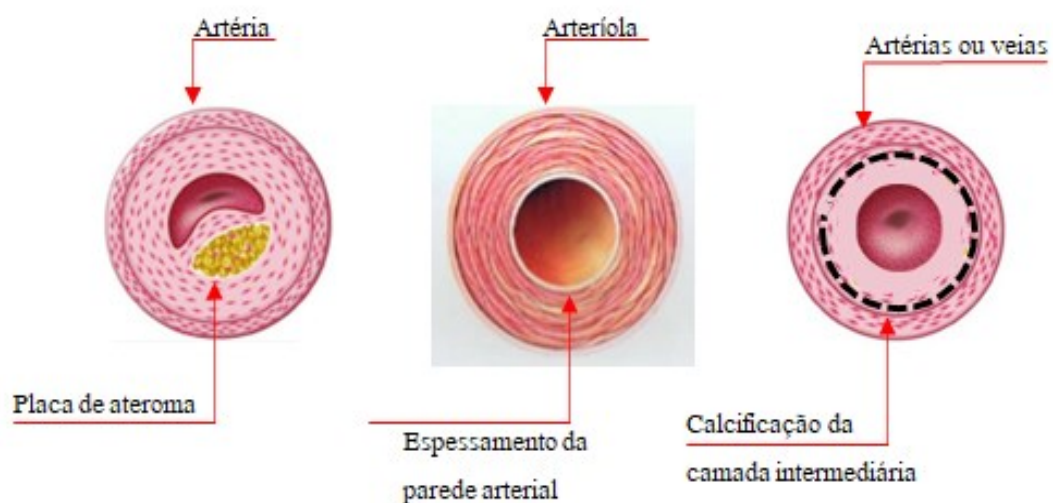
Embora o conhecimento sobre a rede cardiovascular humana seja relativamente recente, é fato que doenças e complicações deste sistema estão

presente na humanidade desde os tempos mais antigos. Estudos realizados em cinquenta e duas múmias do Antigo Egito, revelam que, de quarenta e quatro múmias que tiveram a estrutura do sistema cardiovascular reconhecida, oito apresentavam provável início de aterosclerose e doze apresentavam sinais claros de presença de aterosclerose. Dentre os cinquenta e dois objetos de estudos, fora encontrado a ocorrência mais antiga da doença em uma das múmias, Lady Rai, que morreu por volta de 1530 a.C., aos 30 a 40 anos de idade, devido à formação de placas na parede da artéria. (ALLAM, 2011)

Arteriosclerose significa o endurecimento ou enrijecimento da parede da artéria. Este termo é frequentemente empregado de forma genérica, muitas vezes incluindo três doenças cardiovasculares (DCV), como a aterosclerose, arteriolosclerose e esclerose calcificante da média de Monckeberg. (FISHBEIN, 2009)

A primeira doença, aterosclerose, consiste na formação de ateromas na parede da artéria. Os ateromas, de forma mais simplificada, são acúmulos de lipídios e demais células na parede de artérias de maior diâmetro. Por outro lado, a arteriolosclerose atinge vasos menores, arteríolas, onde ocorre o espessamento da parede arteriolar. Por fim, a esclerose de Monckeberg pode ser resumida em: a calcificação da túnica média da artéria, uma das camadas celulares que compõem a artéria. Todos os três casos podem ser ilustrados a partir da Figura 3.

**Figura 3 - Seção transversal de um vaso sanguíneo com arteriosclerose**



Fonte: Adaptado de Braunwald (2016)

Formas de se prever a ocorrência de DCV têm sido exploradas desde 1819, quando o médico francês René Laennec inventou o estetoscópio. Em 1877, o médico britânico Augustus Waller desenvolveu o primeiro aparelho de ecocardiograma, a partir da utilização de eletrodos que conseguiam repetir os sinais elétricos emitidos pelos batimentos cardíacos. Esses primeiros registros gráficos do eletrocardiograma são apresentados na Figura 4.

**Figura 4 - Gravação do primeiro eletrocardiograma**

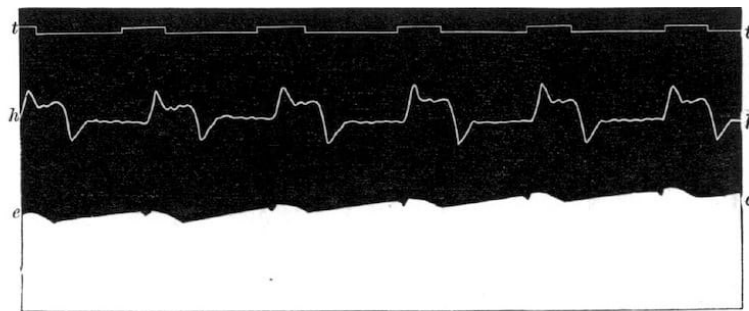


FIG. 1. Man. Heart led off to electrometer from front and back of chest (front to Hg; back to H<sub>2</sub>SO<sub>4</sub>).  
e.e. electrometer. h.h. cardiograph. t.t. time in seconds.

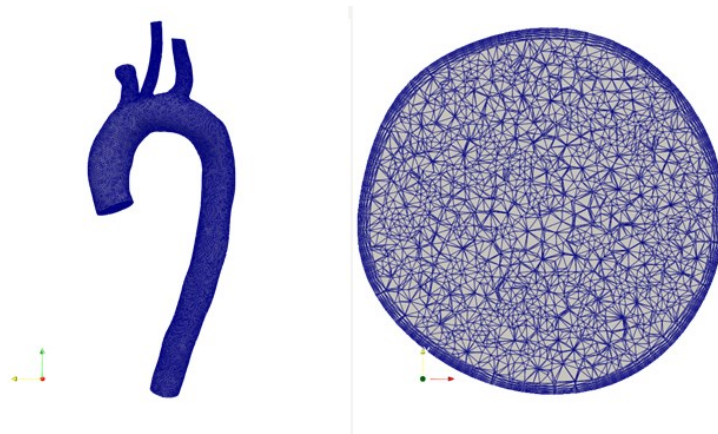
**Fonte: Waller (1887)**

A hemodinâmica moderna começou a partir de 1950, com o trabalho publicado por John R. Womersley e Donald A. McDonald, *McDonald's Blood Flow in Arteries*. Com isso, foi possível compreender o efeito causado pelo escoamento sanguíneo em artérias elásticas, baseado em um gradiente de pressão. (SECOMB, 2016). Juntamente a este acontecimento, surgiram duas novas ferramentas de suma importância para a hemodinâmica atual. A primeira delas diz a respeito do surgimento do primeiro computador programável, algo semelhante com o que se conhece, ENIAC (*Electronic Numerical Integrator and Computer*), utilizado durante a Segunda Guerra Mundial (SWAINE, 2022). Com isso, foi possível adaptar formulações numéricas previamente postuladas por Lewis F. Richardson para prever o tempo, em 1922, e, mais tarde, adaptada por outros cientistas (BHATTACHARYYA, 2021). Somente na década de 1960, então, surgiu a segunda ferramenta para a hemodinâmica, conhecida como dinâmica dos fluidos computacional (DFC, ou mais comumente, CFD em razão do termo em inglês: *Computational Fluid Dynamics*).

A aplicação da DFC na hemodinâmica está relacionada com a compreensão biomecânica do comportamento do fluxo sanguíneo em vasos normais e anômalos. Basicamente, a partir de exames médicos, tem-se uma imagem do sistema

cardiovascular do paciente, onde é possível mapeá-lo e transformá-lo em um modelo espacial matemático (ONG, 2020). Pelo fato de nem todos os pontos do sistema serem de interesse ou terem alguma influência na análise do volume de controle, além de que o custo computacional se tornaria altamente elevado, secciona-se os pontos de interesse, como a região da aorta e suas principais ramificações, com a finalidade de restringir o estudo a apenas uma região (Figura 5). A partir disso, aplicando o Método dos Elementos Finitos, divide-se o modelo em pequenas sub-regiões, onde são aplicadas equações relacionadas ao escoamento e ao cisalhamento causado pelo escoamento sanguíneo ao longo da parede.

**Figura 5 - Modelagem de um trecho da aorta ascendente**



**Fonte: Autoria própria (2021)**

## 1.1 Objetivos

O objetivo geral deste trabalho consiste em avaliar os efeitos causados pela variação do módulo de elasticidade dos vasos sanguíneos (como a aorta torácica, o tronco braquiocefálico, artéria carótida esquerda comum, artéria subclávia esquerda e a aorta descendente). Como parâmetros de análise, serão utilizados fatores como tensão de cisalhamento, pressão e velocidade na parede de cada vaso, bem como os valores médios ao longo do tempo.

### 1.1.1 Objetivos específicos

Os objetivos específicos são:

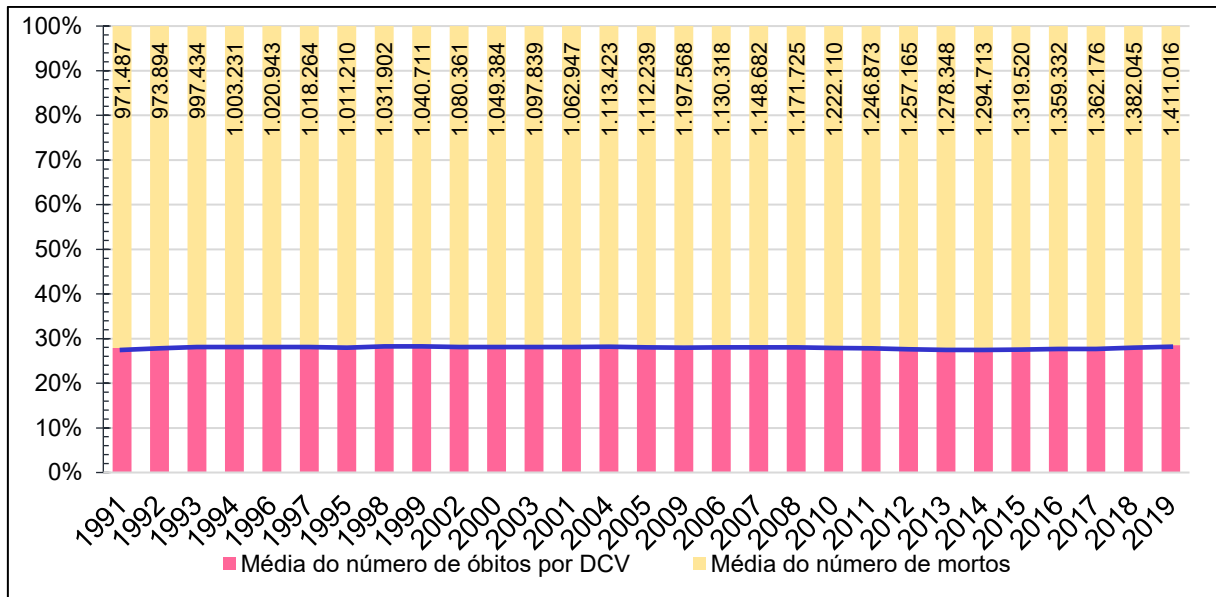
- Revisão da literatura sobre o tema;
- Obtenção de um modelo da aorta superior;

- Construção de diferentes malhas, a fim de se verificar a independência de malha na simulação;
- Obtenção de propriedades mecânicas dos vasos estudados, a partir de dados disponíveis na literatura;
- Realizar as simulações a partir da malha com o menor número de elementos possível, sem que este interfira nos resultados;
- Analisar e comparar os resultados obtidos a partir das diferentes propriedades mecânicas utilizadas;
- Avaliar os resultados;
- Confecção do relatório de Trabalho de Conclusão de Curso.

## **1.2 Justificativa**

De acordo com a Organização Mundial da Saúde (OMS), a principal causa de mortes no mundo é oriunda DCV. Em 2019, cerca de 17,9 milhões de pessoas morreram em decorrência disso, representando uma faixa de 32% nas causas de óbito daquele ano. Desse total, mais de 80% são devido a ataques cardíacos e derrames (WHO, 2021). Já em 2020, durante a pandemia causada pelo COVID-19, o número de casos de óbitos ocasionados pelas DCV inespecíficas aumentou em até 141% em algumas capitais do Brasil, quando comparados com o mesmo período do ano anterior (BRANT, 2020). O Gráfico 1 mostra a porcentagem de óbitos, no Brasil, desde o ano de 1991, em decorrência de DCV. Neste gráfico, é possível notar que porcentagem de mortes referente a este problema se manteve constante ao longo de mais de 25 anos.

**Gráfico 1 - Número de mortos por DCV no Brasil, de 1991 a 2019**



**Fonte: Autoria própria. Dados de GBD (2019)**

Como ataques cardíacos e derrames têm como principal causa a aterosclerose (AHA, 2016), se faz necessário desenvolver métodos não invasivos que consigam avaliar o comportamento da artéria e vasos sanguíneos, de modo a prever a ocorrência de obstruções nos vasos sanguíneos (isquemia, aumento da pressão arterial, AVC, ataques cardíacos etc.) ou até mesmo rupturas (aneurismas etc.).

A maior preocupação a respeito das doenças cardiovasculares surge do fato de que, 50% dos homens e 64% das mulheres que vêm à óbito em decorrência disso, nenhum deles apresentam histórico de sintomas (BERRY et al, 2012). Com base nisso, modelos computacionais podem aumentar significativamente a capacidade de médicos e cientistas a identificarem e tratar pacientes que venham a desenvolver algum tipo de DCV. Por exemplo, geometrias arteriais modeladas podem auxiliar na identificação de pacientes que sofrem de doença arterial periférica, uma das consequências da arteriosclerose, complicação que pode aumentar de duas a quatro vezes o risco de mortalidade por DCV e uma redução de em até 10 anos na expectativa de vida (RANDLES, 2015).

De acordo com ONG (2020), além de se tratar de uma área de estudo relativamente nova, os resultados obtidos a partir de cada caso devem ser tratados de forma específica, pois o modelo refere-se a um único paciente, cuja geometria e propriedades mecânicas da artéria são únicas, o que faz com que haja uma

heterogeneidade de resultados para uma única geometria, aplicando diferentes condições de contorno e propriedades mecânicas.

O estudo da hemodinâmica computacional é o precursor para o entendimento e desenvolvimento de pesquisa na área da Imagem por Ressonância Magnética Quadrimensional (4D MRI), método avançado de estudo do escoamento do sangue no interior das artérias em tempo real (MARKL, 2012).

## 2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Este capítulo trata sobre o conceito teórico necessário para a realização deste trabalho, bem como as equações envolvidas para a realização dos procedimentos presentes na metodologia.

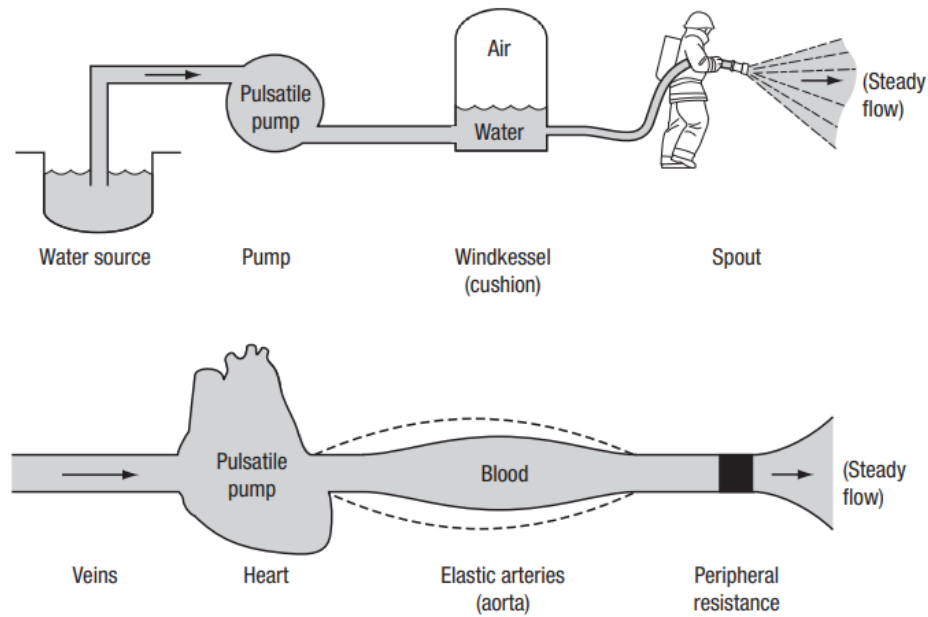
### 2.1 Modelo de *Windkessel*

O ponto inicial e o mais importante na hemodinâmica é de que o escoamento no interior de artérias é do tipo pulsátil. Isso significa que é necessário analisar o comportamento da onda gerada pelo pulso, bem como o meio o qual a onda de fluido se propaga, que são os vasos sanguíneos. Uma das relações mais importantes para se compreender o funcionamento do fluxo foi proposta pelo Reverendo Stephen Hales, importante fisiologista do século XVII e o primeiro a mensurar a pressão arterial em um animal. Ele associou o sistema circulatório a um caminhão de bombeiro, composto por um reservatório, uma bomba pulsante, o vaso de ar (uma espécie de amortecedor da alta velocidade do escoamento) e o bico. Dessa forma, conforme a bomba pulsátil realiza trabalho, a água em alta pressão comprime o ar dentro da câmara e preenche mais espaço dentro do *windkessel*, diminuindo a velocidade e fazendo com que, ao parar de bombear o fluido, o fluxo volumétrico permaneça constante, pois o ar comprimido irá continuar bombeando a água. A Figura 6 ilustra a associação do sistema cardiovascular ao modelo de *Windkessel*. (NICHOLS, 2011)

No caso do sistema cardiovascular, à medida que a velocidade e pressão do fluido aumentam ao ser bombeado pelo coração, as artérias dilatam, fazendo com que maior volume de fluido seja comportado pela artéria. Ocorre, basicamente, a conversão de energia cinética para energia potencial elástica. Ao término do pulso, a própria elasticidade da artéria fará com que o sangue seja bombeado, mantendo, assim, a vazão volumétrica de sangue constante.



**Figura 6 - Esquema do modelo de *Windkessel***

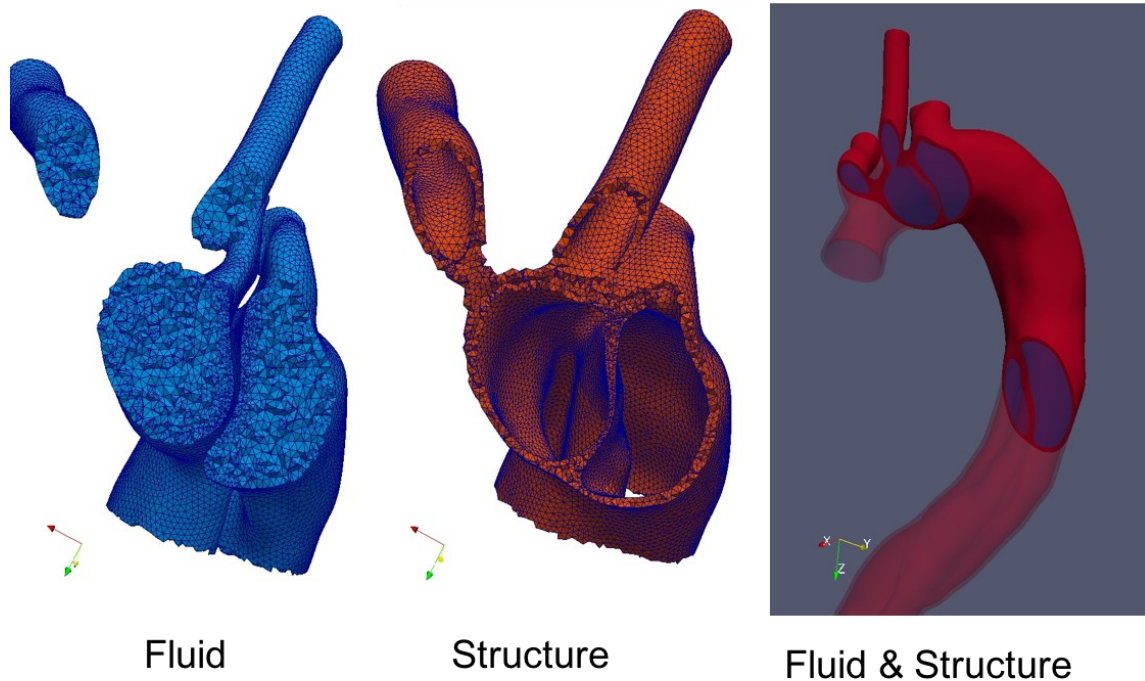


Fonte: Nichols (2011)

## 2.2 Interação Fluido-Estrutura

Uma vez que se deseja analisar um conjunto composto por um fluido incompressível de fluxo laminar (exceto em casos de obstrução) e por um sólido elasticamente deformável, é necessário que o domínio fluido seja separado do domínio sólido. Computacionalmente, isso se chama Interação Fluido-Estrutura (ou FSI), representado pela Figura 7. As equações que regem o escoamento do fluido serão resolvidas no respectivo domínio, assim como as equações que governam o comportamento do sólido devem ser resolvidas em seu próprio domínio sólido. Ambos os domínios interagem entre si a partir de suas interfaces, das quais as soluções para as variáveis de interesse analisadas (como velocidade, deformação, pressões etc.) são necessárias para se combinarem. Essa interface pode ser retratada como um ponto de intersecção entre ambos os domínios, onde a solução de um depende e interfere no outro e vice-versa. (SIMVASCULAR, 2017)

Figura 7 - Exemplo de um caso FSI



Fonte: SimVascular (2017)

O campo de velocidade para o escoamento do fluido pode ser obtido a partir da seguinte equação (Equação 1):

$$\vec{v} = \frac{\partial s}{\partial t} \quad (1)$$

Onde a velocidade  $\vec{v}$  é a derivada de primeira ordem, em relação ao tempo, do deslocamento  $s$ .

A Equação 2 mostra a interface de encontro entre o domínio sólido, denotado pelo subscrito  $s$ , e o domínio fluido, denotado pelo subscrito  $f$ .

$$\sigma_f n_f + \sigma_s n_s = 0 \quad (2)$$

$\sigma_i$  representa o Tensor de tensão de Cauchy, enquanto que  $n_i$  representa o unitário normal à superfície.

Com isso, é necessário separar e resolver, separadamente, cada respectivo domínio, fluido e sólido, com base em suas equações governantes.

### 2.2.1 Domínio fluido

Por se tratar de um sistema incompressível, cuja vazão é contínua e não há variação da quantidade de massa em um dado volume de controle analisado, utiliza-se a Equação 3, denominada de Equação da Continuidade, na forma reduzida:

$$\nabla \cdot \vec{v} = 0 \quad (3)$$

Para descrever o escoamento do fluido, bem como determinar os campos de velocidade e pressão do fluido, é utilizada a equação de Navier-Stokes (Equação 4):

$$\rho \left( \frac{\partial \vec{v}}{\partial t} + ((\vec{v} - \vec{w}) \cdot \nabla) \vec{v} \right) = \nabla \cdot \sigma_f(\vec{v}, p) \quad (4)$$

Onde  $\rho$  e  $p$  são, respectivamente, a densidade e pressão do fluido. A Equação 5 descreve como encontrar o tensor de tensão de Cauchy para o domínio fluido:

$$\sigma_f(\vec{v}, p) = 2\mu D(\vec{v}) - pI \quad (5)$$

Onde  $\mu$  é viscosidade dinâmica do fluido e  $I$  o tensor identidade. A taxa de formação  $D$  é obtida a partir da Equação 6:

$$D(\vec{v}) = \frac{1}{2} (\nabla \vec{v} + \nabla^T \vec{v}) \quad (6)$$

Para utilizar a FSI, utiliza-se a coordenada Arbitrária Lagrangeana-Euleriana (ALE). Este sistema de coordenadas é uma combinação de dois outros sistemas, o qual se encaixa perfeitamente para problemas cujo domínio é móvel e deformável. O termo  $(\vec{v} - \vec{w})$  da Equação 2 denota a velocidade do fluido em relação a velocidade da malha. (CANCHI, 2015)

### 2.2.2 Domínio sólido

A aorta é modelada como sendo incompressível, anisotrópica e um material do tipo hiper elástico. (AZADANI, 2012). Dessa forma, o Tensor de Cauchy (Equação 7). Os subscritos i, j e k estão relacionados com os eixos x, y e z, respectivamente.

$$\sigma_{ij} = \frac{1}{J} F_{ik} \frac{\partial W}{\partial F_{kj}} \quad (7)$$

Onde F é o tensor do gradiente de deformação, J é o jacobiano da função F e W é a função energia de energia de deformação

A função de energia de deformação, W, pode ser descrita para um sólido hiper elástico de acordo com a Equação 8. (AZADANI, 2012):

$$W = \frac{G}{2} (\bar{I}_1 - 3) + \frac{K}{2} (J - 1)^2 \quad (8)$$

Onde G corresponde ao módulo de cisalhamento do sólido,  $\bar{I}_1$  é a primeira invariante da função de energia de deformação e K o módulo volumétrico do sólido.

Rearranjando a Equação 7 com a Equação 8, tem-se:

$$\sigma_{ij} = \frac{G}{J^{5/3}} \left( B_{ij} - \frac{1}{3} B_{kk} \delta_{ij} \right) + K(J - 1) \delta_{ij} \quad (9)$$

Onde  $B_{ij}$  é o tensor de Cauchy-Green esquerdo no plano e  $\delta_{ij}$  representa variações infinitesimais no plano.

### 3 METODOLOGIA

Uma vez que não foi possível se obter autorização para o uso de casos reais, obteve-se um modelo tridimensional da aorta direto do site do desenvolvedor do software, seccionando-a em duas partes e optando como objeto de estudo a seção superior, denominada de aorta torácica (Figura 8).

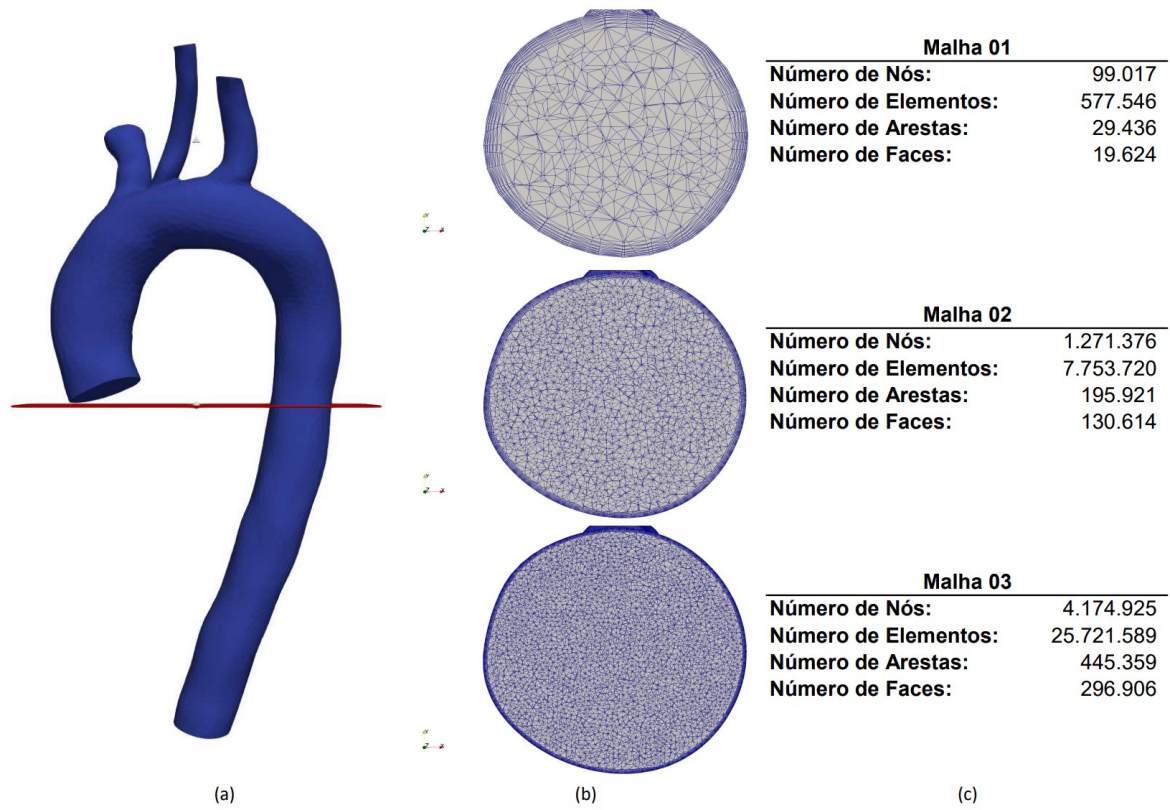
**Figura 8 - Modelo tridimensional da aorta torácica**



**Fonte: Autoria própria (2022)**

Com o software *SimVascular*, o modelo é inserido no programa e, a partir dele, são geradas três malhas. Devido às limitações do software, a malha foi criada a partir do gerador incorporado nele mesmo, resultando em malhas tetraédricas (Figura 9). Cada malha difere-se pelo número de elementos. Em todos os casos, utilizou-se um melhoramento da malha na camada limite do modelo.

Figura 9 - (a). Plano de Corte em cada malha. (b) Vista da secção transversal em cada malha. (c) Quantidade de itens em cada malha.



Fonte: Autoria própria (2022)

Este procedimento é necessário para se avaliar a independência da simulação em relação à quantidade de elementos da malha. A partir do momento em que esta condição for satisfeita, o qual os resultados não sejam influenciados pela malha, será utilizada a mais adequada para se reduzir os custos de tempo computacional das simulações.

### 3.1.1 Condições iniciais da simulação - Domínio Fluido

Em sequência, é necessário determinar as propriedades iniciais do fluido na simulação. A Tabela 1 apresenta os valores adotados para a viscosidade, densidade, velocidade inicial e pressão inicial do escoamento.

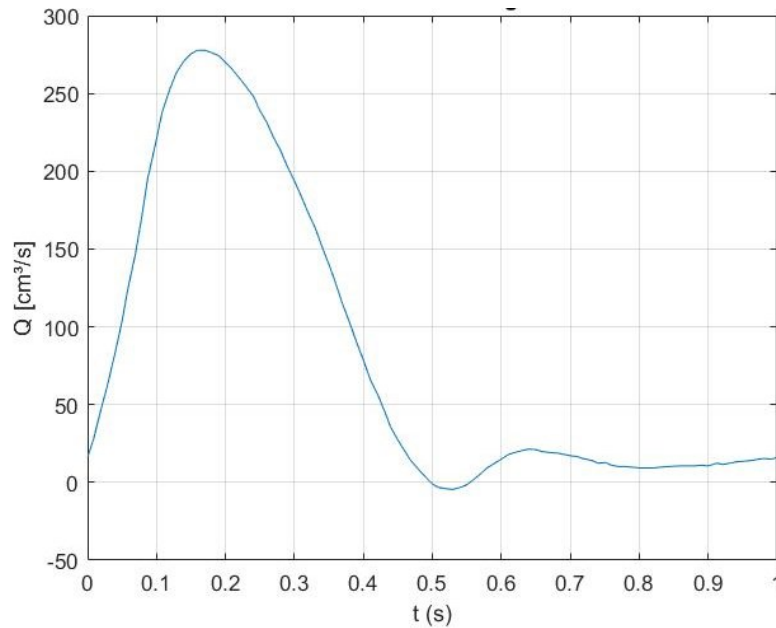
**Tabela 1 - Propriedades mecânicas do fluido**

<b>Propriedade</b>	<b>Valor</b>
Viscosidade do fluido ( $\mu$ )	0,04 [P]
Densidade ( $\rho$ )	1,060 [ $\frac{g}{cm^3}$ ]
Velocidade inicial do escoamento ( $\vec{v}$ )	(0,001;0,001;0,001) [ $\frac{cm}{s}$ ]
Pressão inicial (P)	0,0 [Ba]

**Fonte: Adaptado de Valente (2022)**

Outro parâmetro importante são as condições de contorno. Para o domínio fluido, essas condições são definidas, primeiramente, pela vazão na entrada da artéria e na condição de contorno baseada na impedância nas saídas. O Gráfico 2 mostra a vazão volumétrica em cada instante de tempo, ao longo de um ciclo cardíaco de 60 batimentos por minuto (bpm).

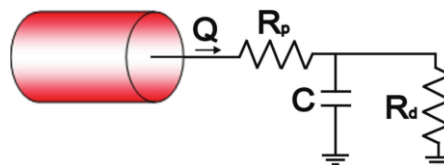
**Gráfico 2 - Vazão volumétrica de sangue ao longo de um ciclo cardíaco**



**Fonte: Autoria própria. Dados de Youssefi (2017)**

As condições de contorno de saída são definidas com o Modelo de Windkessel de Três Elementos, conhecido também como Modelo RCR. Este modelo considera a circulação sanguínea como um circuito elétrico equivalente (Figura 10). Neste modelo, a resistência vascular (ou resistor proximal)  $R_p$ , é a resistência ao escoamento devido o atrito com a parede da artéria ou das veias pulmonares. O capacitor,  $C$ , é o equivalente à dilatação arterial, permitindo o armazenamento de fluido. Por fim, tem-se a resistência distal  $R_d$ , ou resistor distal, causada pelo fluxo do sangue em arteríolas e capilares (a resistência causada por esses vasos tão pequenos).

**Figura 10 - Simplificação da circulação sanguínea com um circuito elétrico equivalente**



**Fonte: SimVascular (2017)**

A Tabela 2 mostra os valores utilizados para cada um dos elementos do modelo de *Windkessel*. A Figura 11 mostra o sentido do fluxo, bem como a identificação de cada trecho.

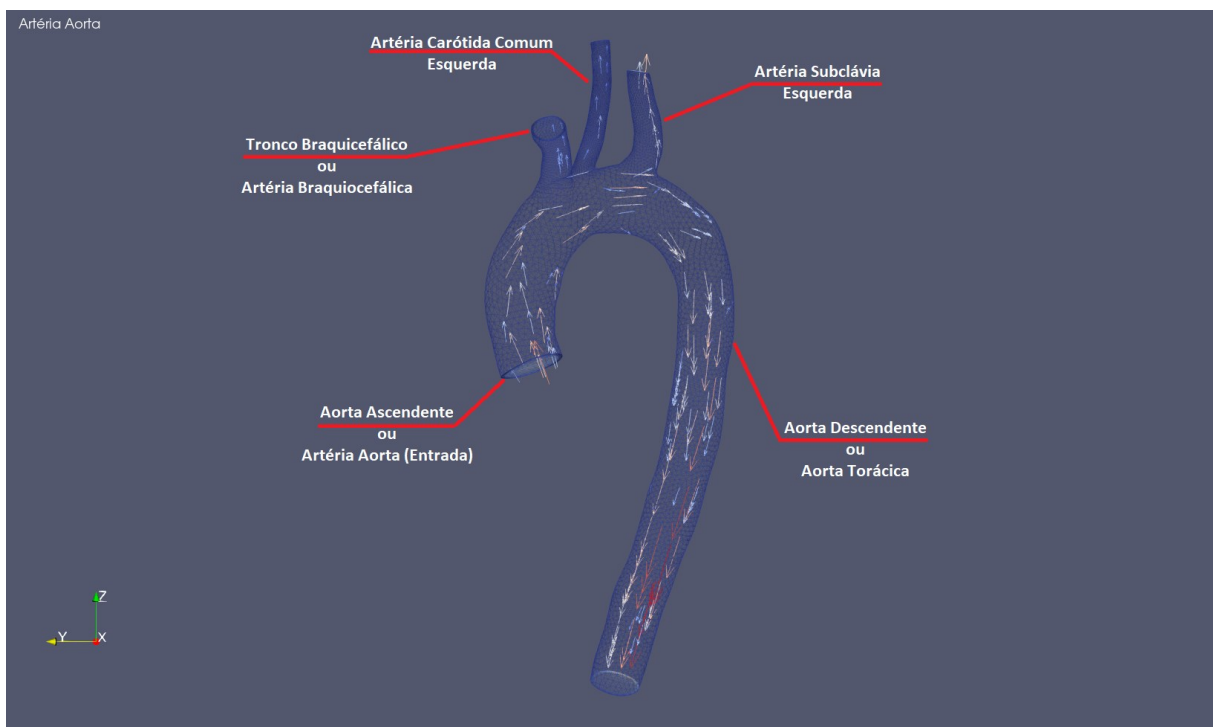


Tabela 2 - Valores do modelo RCR para cada saída

Trecho	$R_p$ (dina. s. $\text{cm}^{-5}$ )	$C$ ( $\text{cm}^5 \cdot \text{dina}^{-1}$ )	$R_d$ (dina. s. $\text{cm}^{-5}$ )
Aorta Torácica	39	$4,82 \times 10^{-4}$	1.016
Tronco Braquiocefálico	139	$8,74 \times 10^{-5}$	3.637
Artéria Carótida Comum Esquerda	520	$7,7 \times 10^{-5}$	13.498
Artéria Subclávia Esquerda	420	$9,34 \times 10^{-5}$	10.969

Fonte: Adaptado de Valente (2022)

Figura 11 - Identificação de cada trecho no modelo



Fonte: Autoria Própria (2022)

### 3.1.2 Condições iniciais da simulação - Domínio Sólido

Um dos objetivos específicos deste trabalho é encontrar valores razoáveis e condizentes com a realidade para as propriedades mecânicas das artérias na simulação. Os valores adotados, inicialmente, para as propriedades físicas das artérias estão listados na Tabela 3 e Tabela 4.

<b>Quadro 1 - Propriedades mecânicas do domínio sólido</b>	
<b>Propriedade</b>	<b>Valor</b>
Modelo de parede	Deformável
Densidade [ $g \cdot cm^{-3}$ ]	1,120
Módulo de Elasticidade [ $Mdyn \cdot cm^{-2}$ ]	$0,526 \pm 0,045$ (normotensão) e $1,071 \pm 0,131$ (hipertensão)
Coefficiente de Poisson	0,49

**Fonte: Autoria Própria. Dados de Valente (2022) e Isnard (1989)**

Importante ponto a se notar é de que, embora existam quatro segmentos de artérias, Valente (2022), considera as mesmas propriedades para todos os trechos.

Isnard (1989), por sua vez, avalia um grupo de 31 voluntários, onde 16 deles são hipertensos. O restante do grupo trata-se de um grupo sem condições anormais.

Uma das limitações do SimVascular é que, parâmetros como densidade, coeficiente de Poisson, constante de cisalhamento e pressão arterial são constantes para todos os trechos, enquanto, para propriedades como módulo de elasticidade e espessura, ele permite a variação individual.

De acordo com Liu (2015), a espessura média da aorta encontra-se em torno de 2,67 mm. De início, será admitido este valor como espessura para todos os trechos da simulação.

Por fim, são padronizados alguns critérios da simulação, como critério residual não maior que  $10^{-3}$ , número de construção de passos igual a 6, e, por fim, número de passo de tempo máximo para que este não cause influência nos resultados da simulação.

### **3.2 Estudos e comparações**

São avaliados os seguintes casos:

1. Comparação entre os resultados obtidos a partir de cada malha, com a finalidade de se avaliar a influência da qualidade de cada uma;

2. Avaliar os efeitos de pressão e vazão com base na variação do módulo de elasticidade.

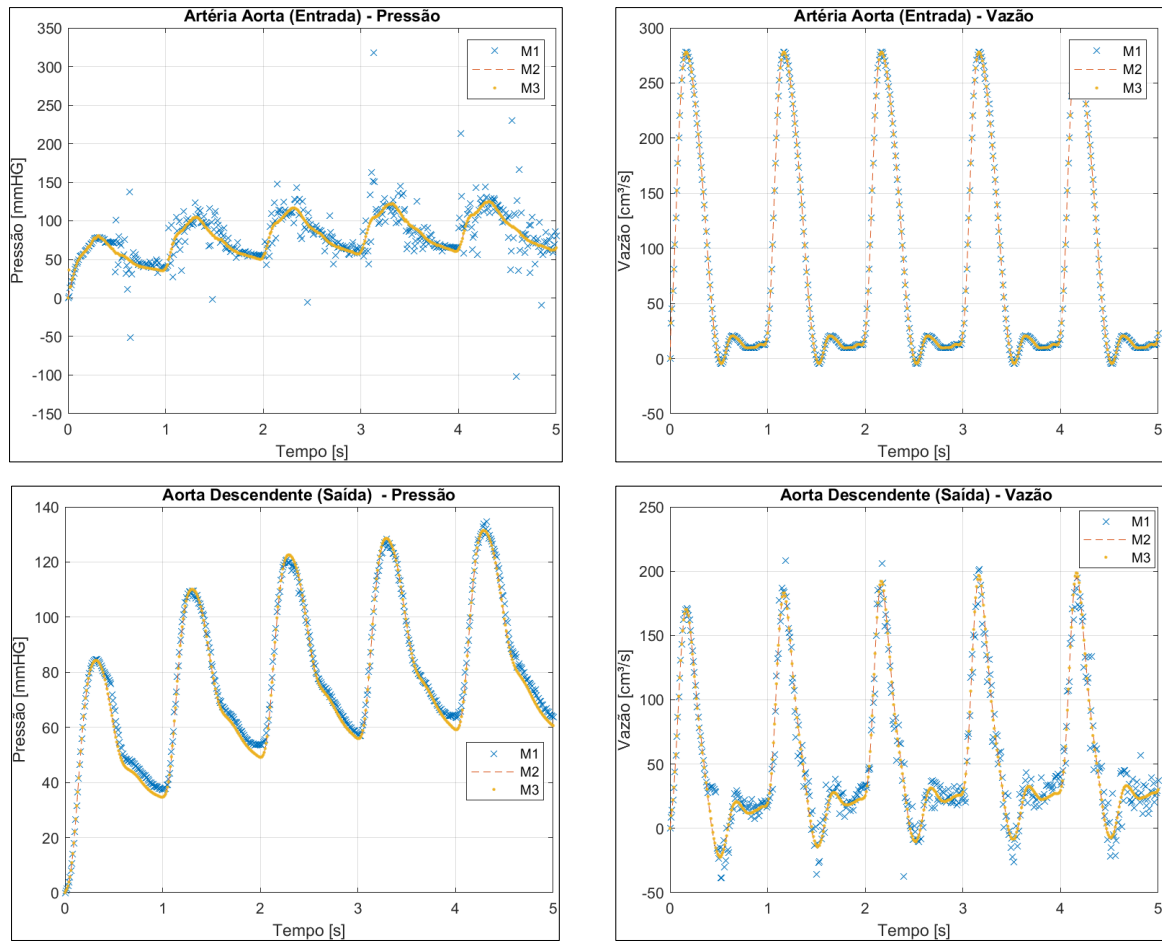
## **4 RESULTADOS E DISCUSSÃO**

Nesta seção, apresenta-se os resultados obtidos em todos os casos de simulação, além da discussão deles.

### **4.1 Influência da qualidade da malha**

Conforme apresentado na Seção 3, foram geradas três malhas, cada uma com diferentes números de elementos. A Figura 12 mostra o comparativo de vazão e pressão entre as três malhas avaliadas, baseando-se nas condições de entrada e saída do fluxo sanguíneo. Conforme é possível avaliar, nota-se que, nesta situação, a Malha 1, embora se assemelhe no comportamento em relação às demais malhas, apresenta valores significativamente discrepantes quando comparado com as Malhas 2 e 3, especialmente quando trata-se de pressão média na entrada, atingindo valores de 317 mmHG de pressão arterial sistólica média e valores negativos para a pressão diastólica média, -101 mmHG. No que diz a respeito da vazão, percebe-se um comportamento e valores satisfatórios para todas as três malhas na artéria de entrada. Entretanto, ao avaliar o comportamento na saída, nota-se que a Malha 1 apresenta pontos, de acordo com a Figura 12, completamente fora do comportamento apresentado pelas demais malhas. O fato da malha M1 apresentar pontos muito dispersos em relação ao comportamento das malhas M2 e M3 torna-se, então, um critério eliminatório para a malha M1.

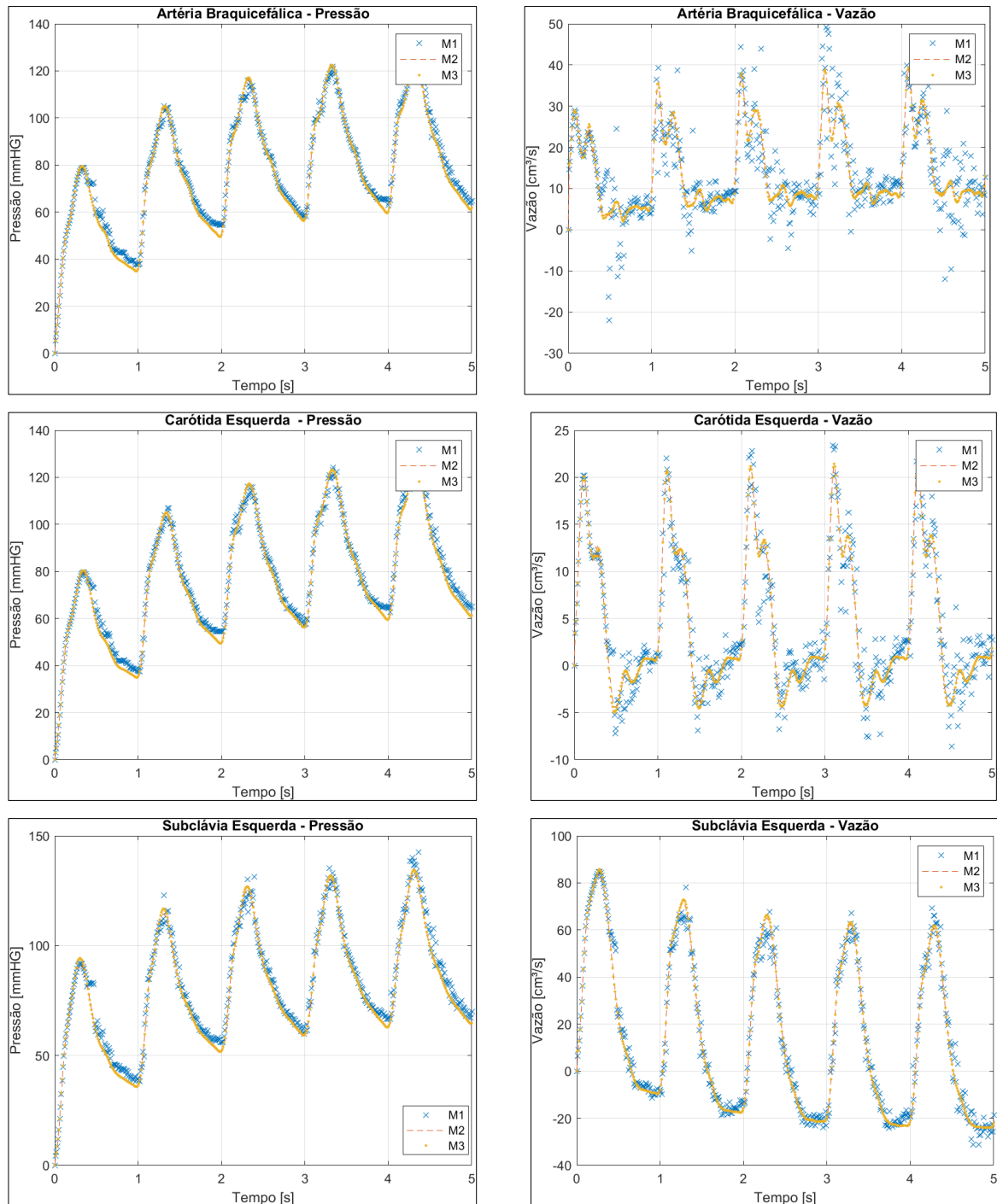
**Figura 12 - Gráficos de pressão e vazão de entrada e saída do escoamento - Condição rígida - comparativo para independência de malha**



**Fonte: Autoria própria (2022)**

A Figura 13 apresenta os valores de pressão e vazão para as três principais ramificações da Aorta. A partir dessa figura, é razoável afirmar de que a Malha 1 não será utilizada para fins de simulação, uma vez que, além de valores extremamente mais altos quando comparados aos valores obtidos pelas duas outras malhas, o comportamento, em alguns gráficos, está notoriamente diferente em relação ao restante das malhas. Dessa forma, as Malhas 2 e 3 serão submetidas a simulações para se avaliar o comportamento entre elas a partir de um caso cuja parede das artérias é deformável.

**Figura 13 - Gráficos de pressão e vazão das derivações da Aorta - Condição rígida - comparativo para independência de malha**

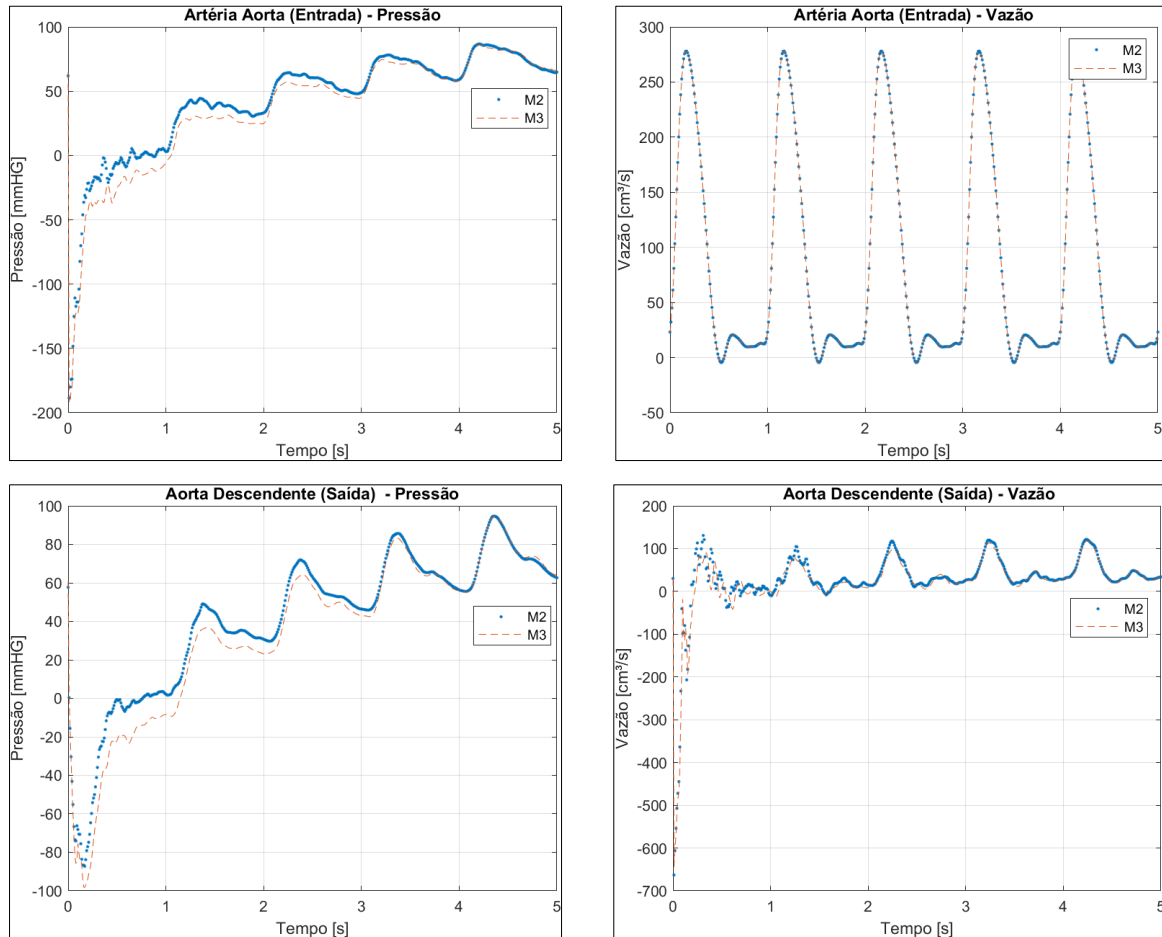


**Fonte: Autoria própria (2022)**

As propriedades mecânicas utilizadas nestas simulações estão de acordo com o Quadro 1 da Seção 3 e adotando-se o valor de módulo de elasticidade de  $0,526 \text{ Mdyn.cm}^{-2}$  (ou  $\text{MBarye}$ ), que retrata o caso de um paciente normotenso. A

Figura 14 apresenta os resultados de vazão e pressão obtidos para a entrada e saída do escoamento de fluxo sanguíneo.

**Figura 14 - Gráficos de pressão e vazão de entrada e saída do escoamento - Condição deformável - comparativo para independência de malha**

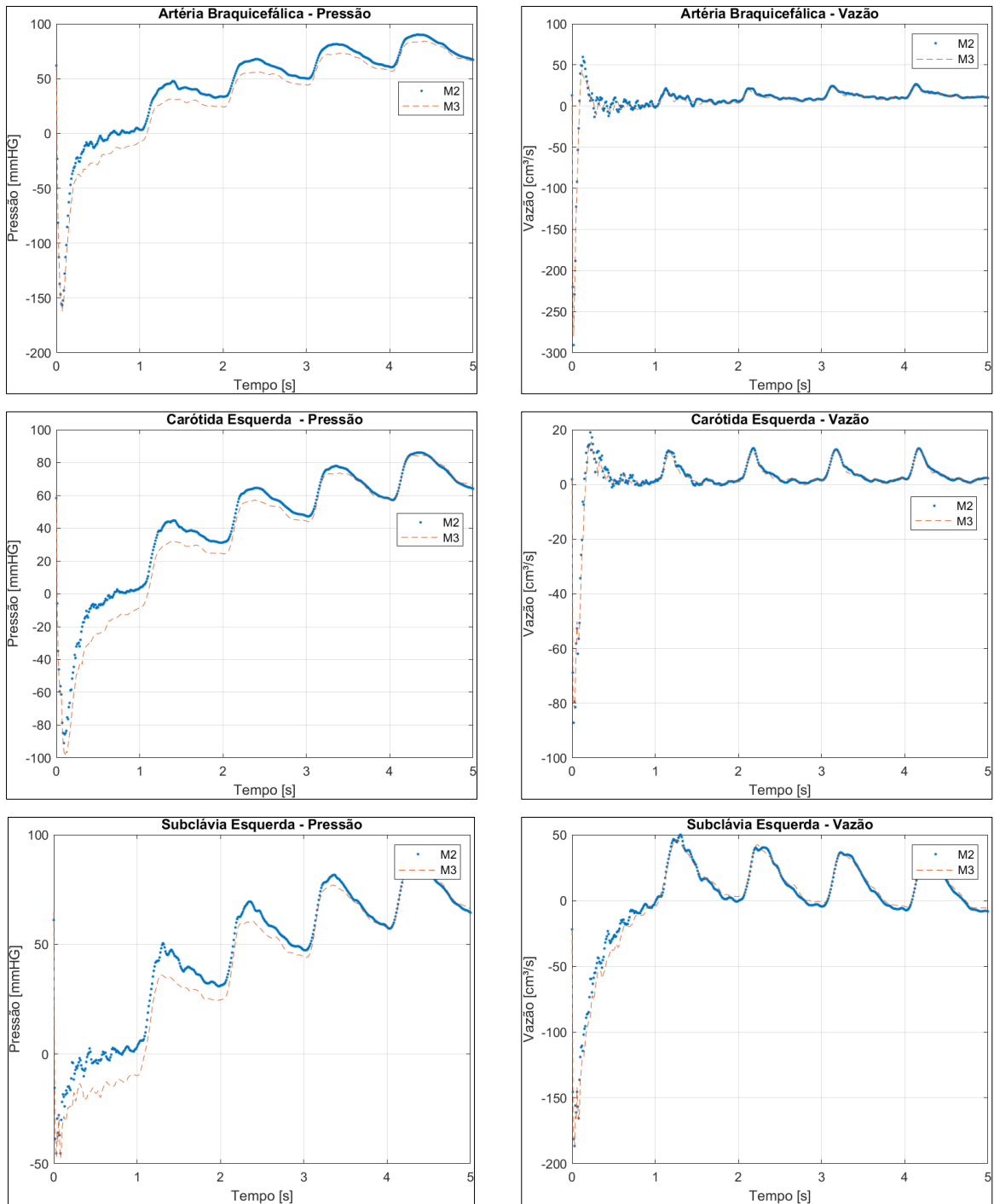


**Fonte: Autoria própria (2022)**

De imediato, nota-se que ambas as malhas, embora tenham diferença considerável de valores durante dois ciclos cardíacos, onde cada ciclo cardíaco tem uma duração aproximada de 0,8 segundos, de acordo com Ostadfar (2016), ambas acabam apresentando um comportamento muito semelhante quando se observado após o instante de tempo igual a 3 segundos. A Figura 15 mostra o comparativo entre as duas malhas a partir das ramificações da artéria principal. Nesta comparação, pode-se nota que ambas as malhas estão extremamente próximas a partir do instante de tempo igual a 3 segundos, tanto no quesito de comportamento, quanto no quesito de valores observados. A diferença entre as duas malhas, antes do instante de tempo igual a 3 segundos, deve-se principalmente ao fato do escoamento ser do tipo

pulsante e, portanto, não se encontrar estabilizado. Por este motivo, a Malha 2 será utilizada como malha para as demais simulações, uma vez que o aumento do número de elementos torna-se não muito significativo para as simulações.

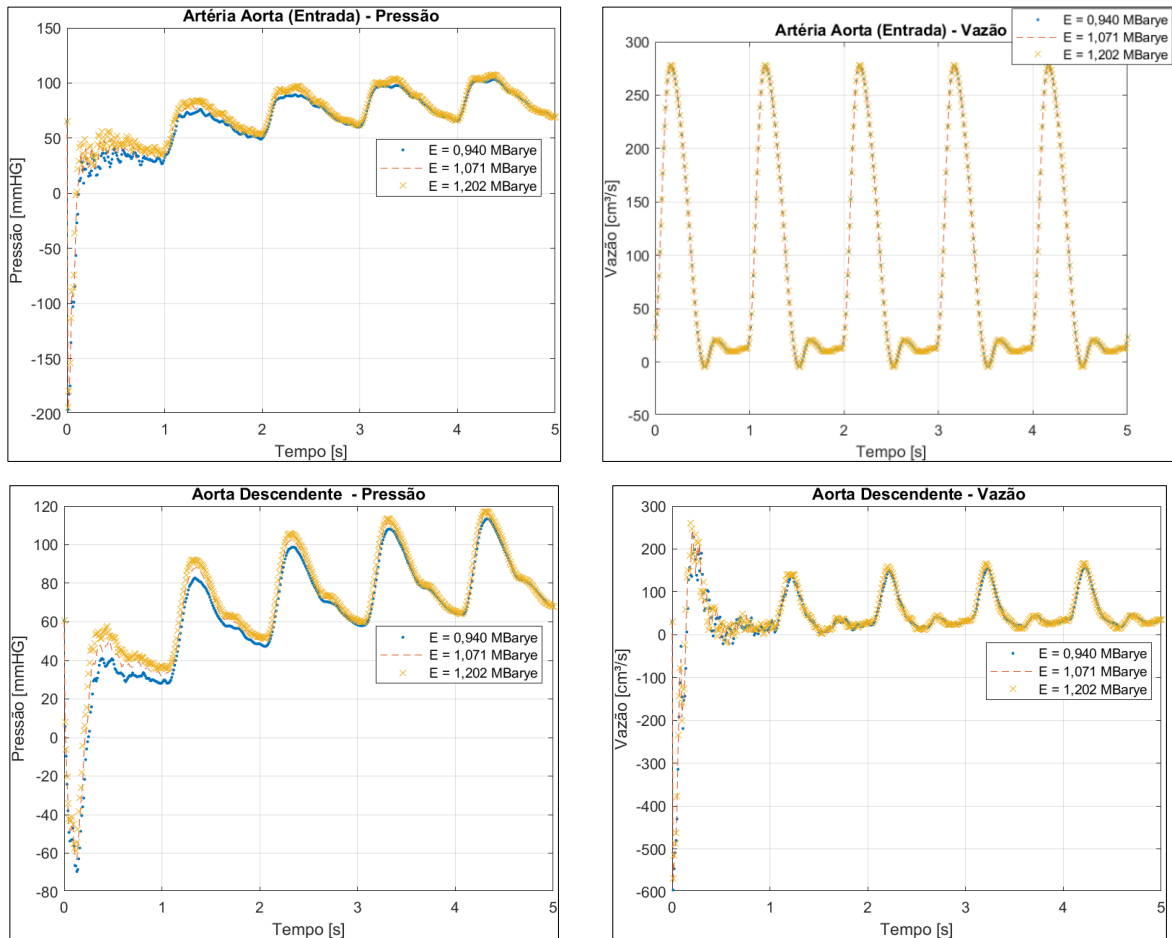
**Figura 15 - Gráficos de pressão e vazão das derivações da Aorta - Condição deformável - comparativo para independência de malha**



**Fonte: Autoria própria (2022)**

A Figura 16 apresenta os resultados obtidos na entrada e saída do escoamento para o caso cujas condições de contorno pertencem ao grupo de hipertensos, comparando o comportamento de pressão e vazão para os valores máximos, médios e mínimos do módulo de elasticidade.

**Figura 16 - Gráficos de pressão e vazão de entrada e saída do escoamento - Condição deformável - Grupo hipertenso**

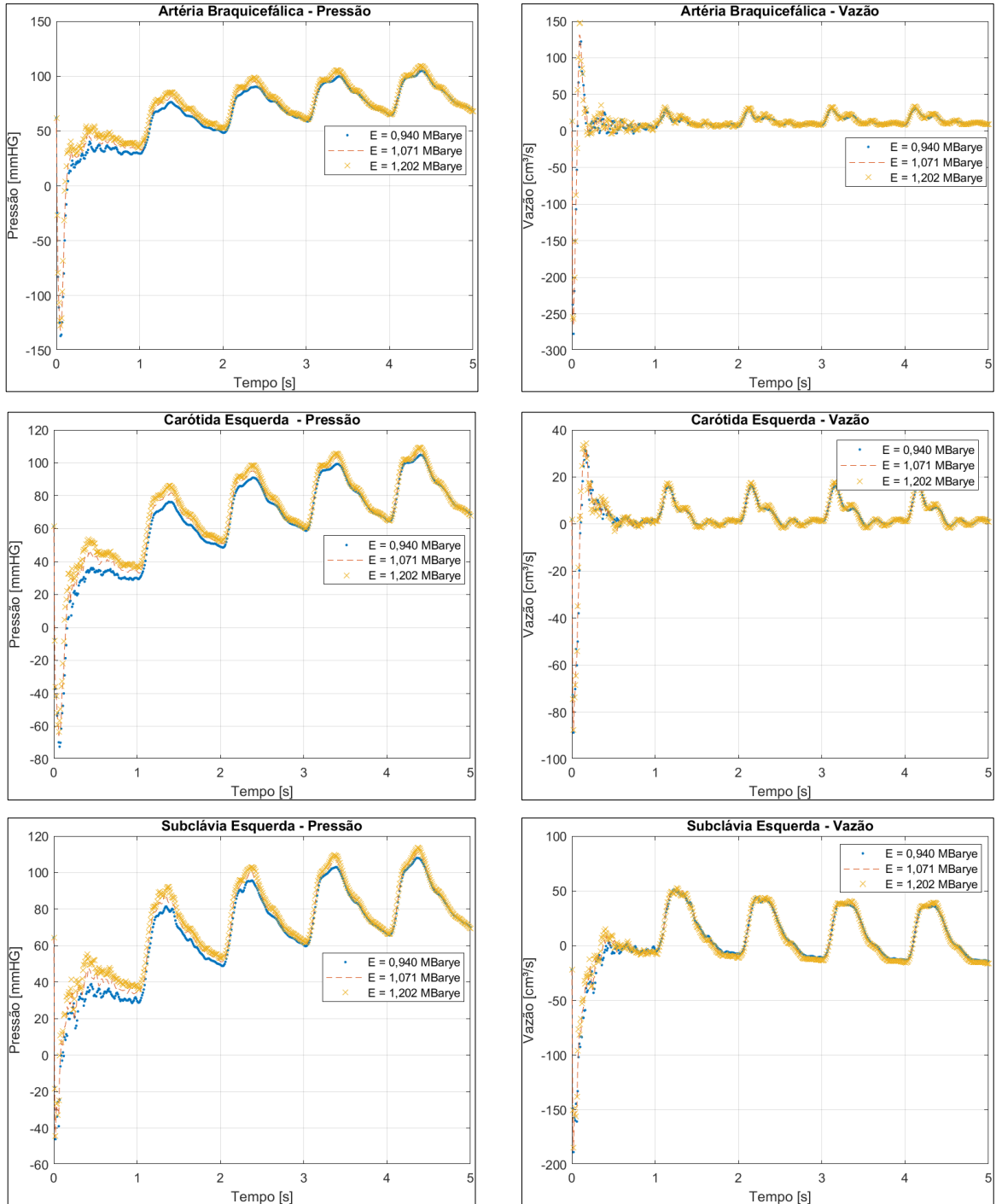


**Fonte: Autoria própria (2022)**

A Figura 17 apresenta os resultados obtidos para as demais derivações da artéria principal, comparando vazão e pressão baseado nos valores máximos, médios e mínimos do módulo de elasticidade para o grupo hipertenso.



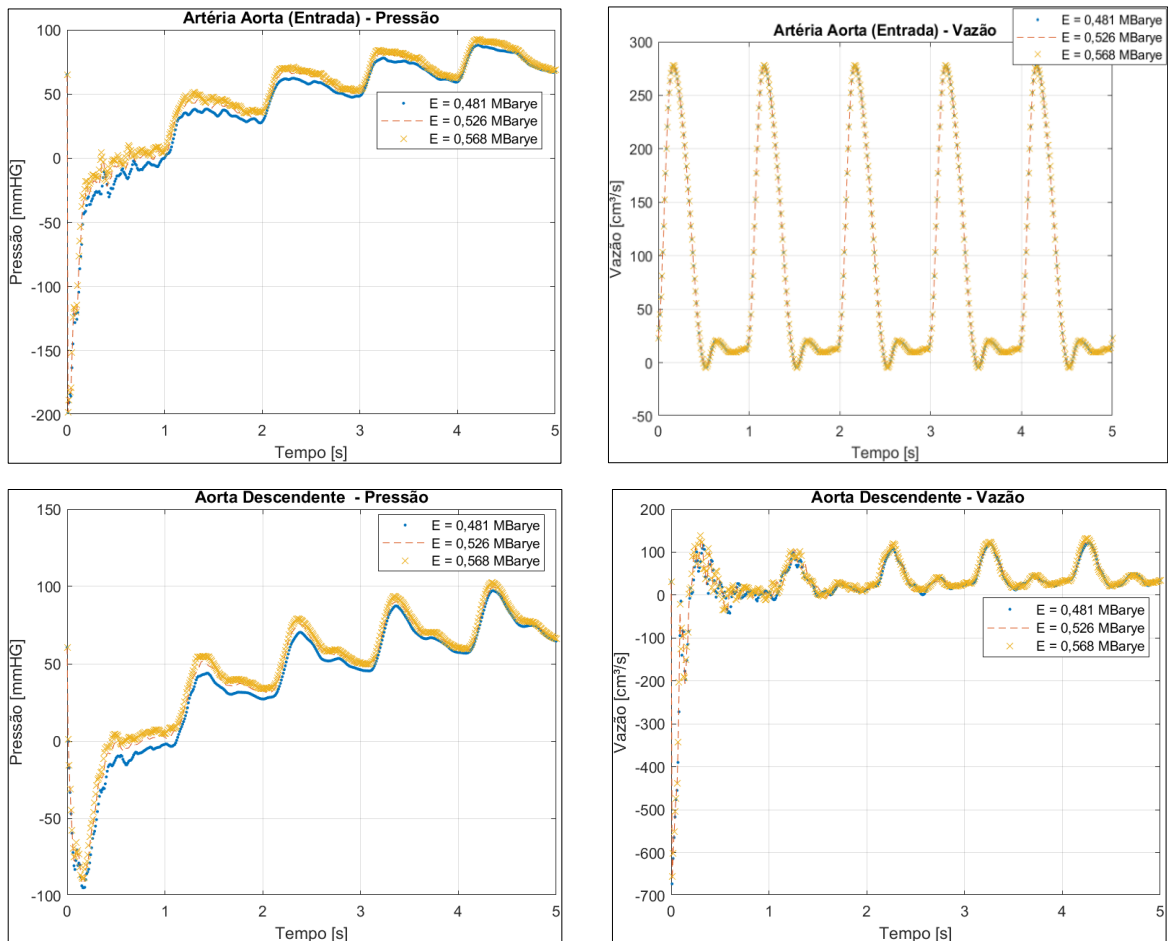
**Figura 17 - Gráficos de pressão e vazão das derivações da Aorta - Condição deformável - Grupo hipertenso**



Fonte: Autoria própria (2022)

A Figura 18 apresenta os resultados obtidos para a entrada e a saída do escoamento para o grupo normotenso, onde são apresentados os comportamentos para os valores máximos, médios e mínimos do módulo de elasticidade para o grupo.

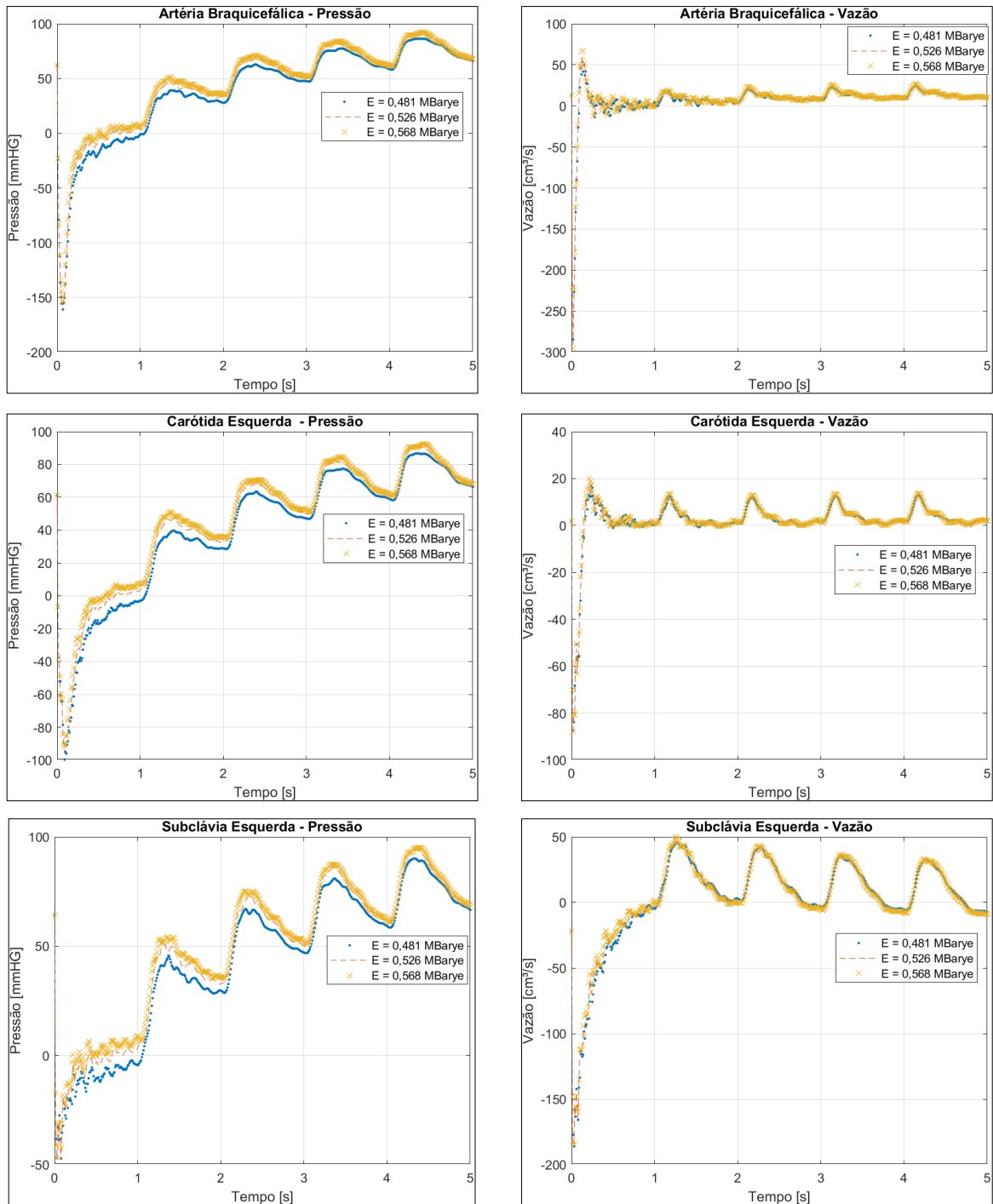
**Figura 18 - Gráficos de pressão e vazão de entrada e saída do escoamento - Condição deformável - Grupo normotenso**



**Fonte: Autoria própria (2022)**

A Figura 19 apresenta os dados obtidos para vazão e pressão para as derivações da artéria principal, com o módulo de elasticidade máximo, médio e mínimo para o grupo normotenso.

**Figura 19 - Gráficos de pressão e vazão das derivações da Aorta - Condição deformável - Grupo normotenso**



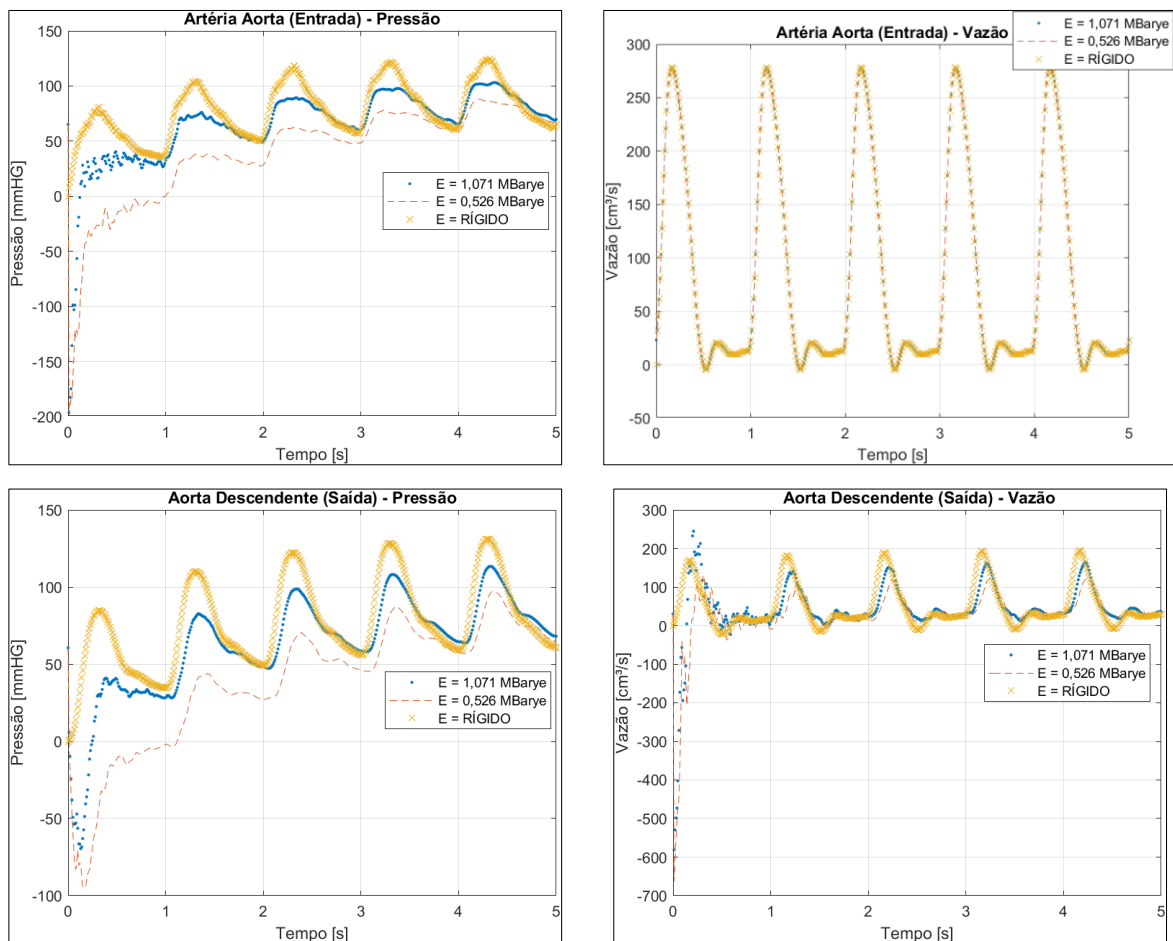
**Fonte: Autoria própria (2022)**

A Figura 20 apresenta a comparação dos resultados obtidos entre as condições de parede de artéria rígida, hipertenso e normotenso para os valores de módulo de elasticidade intermediários. Nota-se que o comportamento do gráfico de vazão na entrada da Aorta para os três casos é exatamente igual, uma vez que a

vazão nesta secção não depende das condições mecânicas aplicadas, como condições do modelo RCR, rigidez, densidade etc.

Notavelmente, a pressão exercida na parede das artérias Ascendente e Descendente aumenta, proporcionalmente, conforme varia-se o módulo de elasticidade.

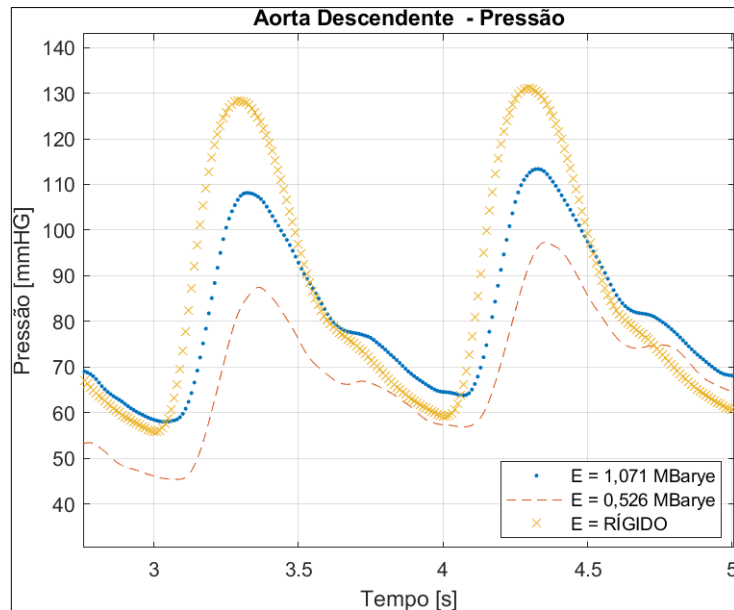
**Figura 20 - Gráficos de pressão e vazão de entrada e saída do escoamento - Comparativo entre as três situações de módulo de elasticidade**



**Fonte: Autoria própria (2022)**

A Figura 21 mostra uma ampliação do gráfico de pressão para a Aorta Descendente no intervalo de tempo entre 3 e 5 segundos. Com isso, é possível verificar que houve um aumento nos valores de pressão sistólica, enquanto os valores de pressão diastólica permaneceram consideravelmente semelhantes.

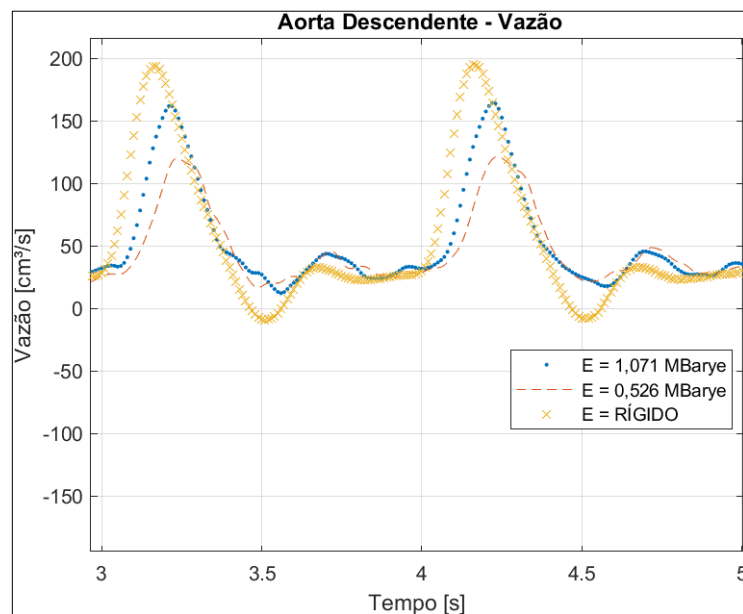
**Figura 21 - Ampliação do gráfico de pressão para a Aorta Descendente - Intervalo de 3 a 5 segundos**



**Fonte: Autoria própria (2022)**

A Figura 22 apresenta uma ampliação do gráfico de vazão para a Aorta Descendente. Observa-se que para os casos cuja parede é deformável, não há a ocorrência de refluxo na artéria, enquanto, para o caso em que as paredes são assumidas como rígidas, nota-se a ocorrência de refluxo.

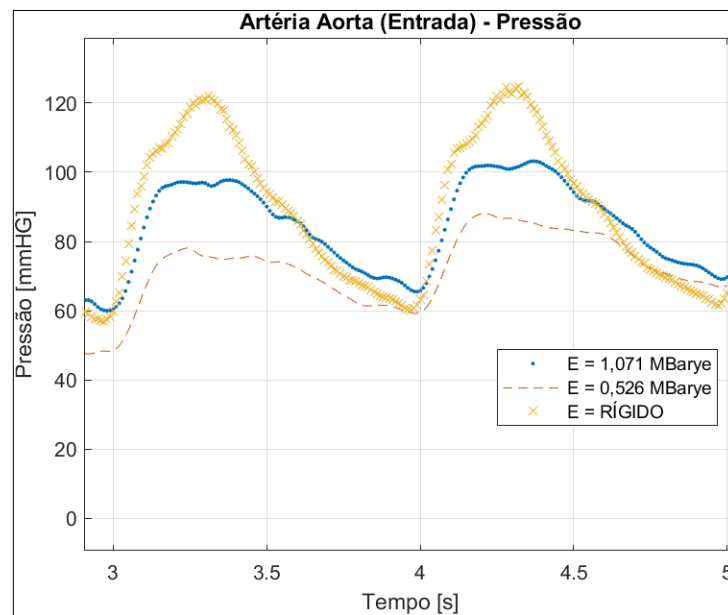
**Figura 22 - Ampliação do gráfico de vazão para a Aorta Descendente - Intervalo de 3 a 5 segundos**



**Fonte: Autoria própria (2022)**

A Figura 23 apresenta o gráfico de pressão para a Aorta Ascendente ampliado no intervalo de tempo entre 3 e 5 segundos. É possível avaliar que a pressão sistólica, à medida que o módulo de elasticidade é elevado, aumenta proporcionalmente, enquanto a intensidade da pressão diastólica permanece semelhante em todos as três situações.

**Figura 23 - Ampliação do gráfico de vazão para a Aorta Ascendente - Intervalo de 3 a 5 segundos**

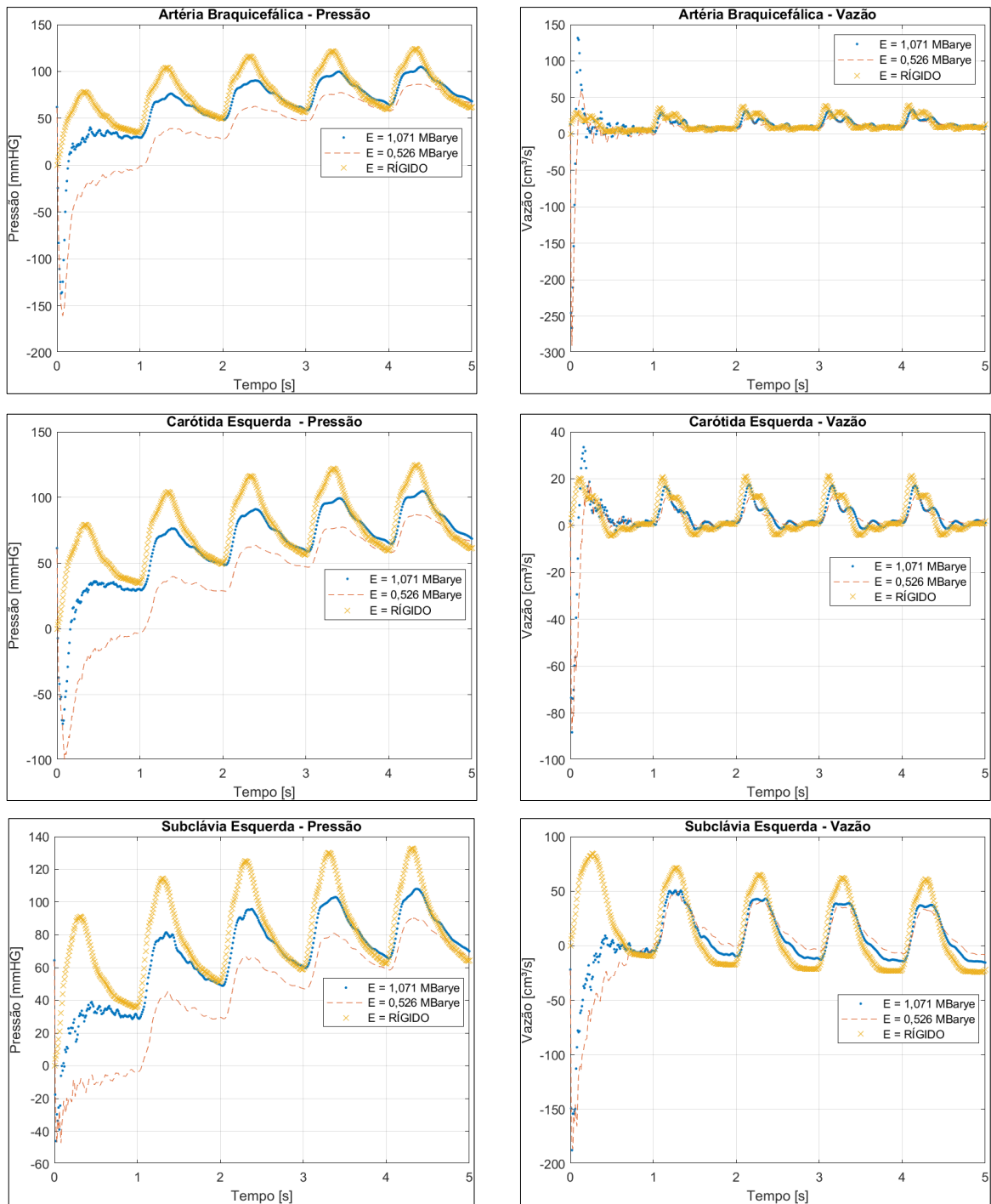


**Fonte: Autoria própria (2022)**

A Figura 24 mostra a comparação entre os valores obtidos para pressão e vazão entre as três situações de módulo de elasticidade. Novamente, pode-se notar uma semelhança no comportamento dos três casos, entretanto, os valores máximos de pressão sistólica são consideravelmente distintos entre si.

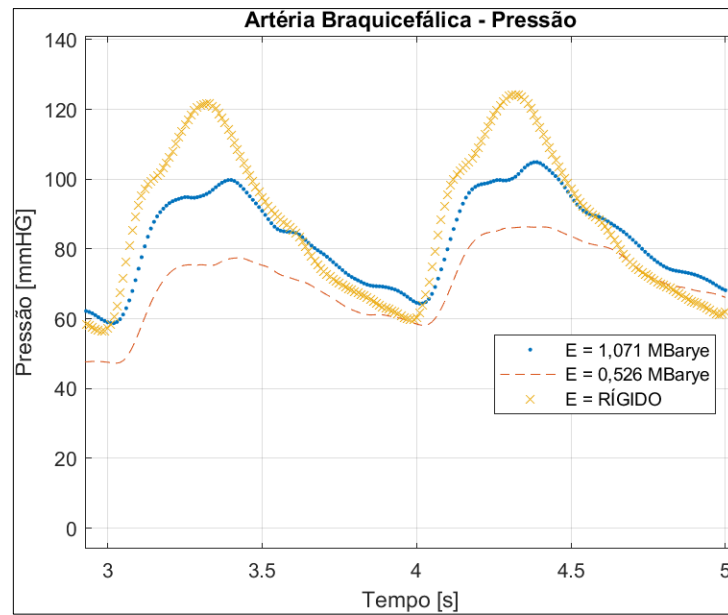
A Figura 25 mostra a ampliação do gráfico de pressão para artéria braquicefálica, no intervalo de tempo entre 3 e 5 segundos. É possível perceber pressão sistólica máxima para o grupo normotenso é praticamente a metade da mesma pressão para o caso em que as paredes da artéria são rígidas. Ainda assim, a pressão diastólica mínima é semelhante entre as três situações adotadas para o módulo de elasticidade. A Figura 26 apresenta uma ampliação para a mesma artéria e no mesmo intervalo de tempo, mas apresentando a vazão do fluxo sanguíneo. Nessa situação, percebe-se que a vazão volumétrica diminui proporcionalmente ao módulo de elasticidade.

**Figura 24 - Gráficos de pressão e vazão das derivações da artéria principal - Comparativo entre as três situações de módulo de elasticidade**



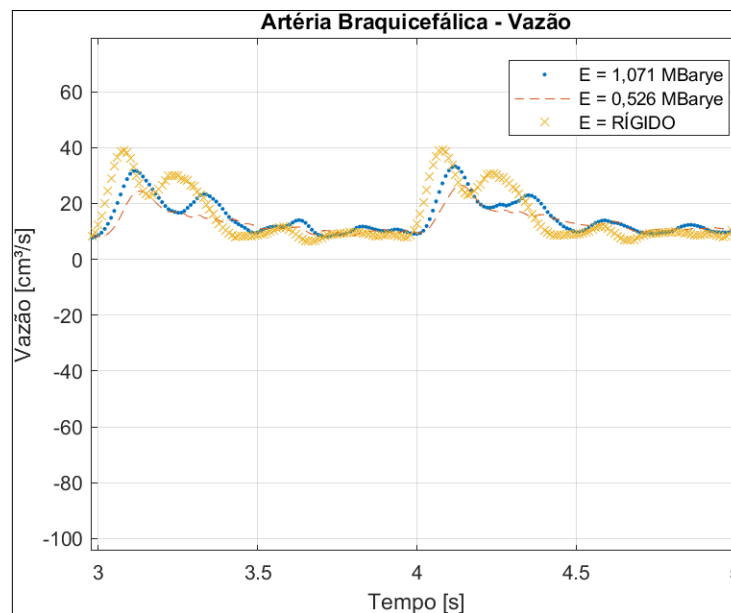
Fonte: Autoria própria (2022)

**Figura 25 - Ampliação do gráfico de pressão para a Artéria Braquicefálica - Intervalo de 3 a 5 segundos**



**Fonte: Autoria própria (2022)**

**Figura 26 - Ampliação do gráfico de vazão para a Artéria Braquicefálica - Intervalo de 3 a 5 segundos**



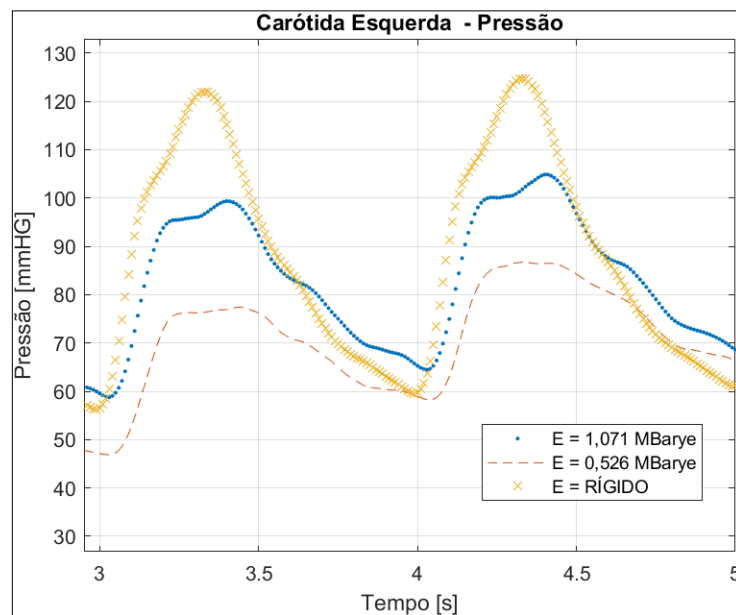
**Fonte: Autoria própria (2022)**

Em todas as três situações de valores de módulo de elasticidade, nota-se que não há a ocorrência de refluxo (Figura 26).



A partir da Figura 27, nota-se que os valores de pressão máxima atingidos pelo valor do módulo de elasticidade do grupo normotenso são consideravelmente menores que os valores máximos atingidos pelo caso em que as paredes da artéria são rígidas. Novamente, o valor da pressão diastólica permanece semelhante para todos os três casos.

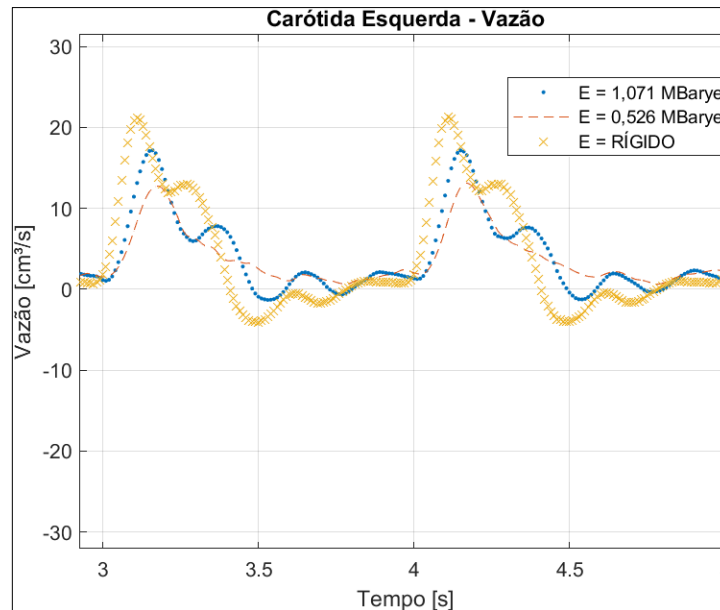
**Figura 27 - Ampliação do gráfico de pressão para a Carótida Esquerda - Intervalo de 3 a 5 segundos**



**Fonte: Autoria própria (2022)**

A Figura 28 apresenta o gráfico contendo as três situações do módulo de elasticidade para a artéria Carótida Esquerda, ampliados no intervalo de tempo entre 3 e 5 segundos. É possível verificar que há a incidência de refluxo para o caso em que as paredes da artéria são rígidas e para o caso em que o módulo de elasticidade é igual a 1,071 MBarye. Para o caso em que o módulo de elasticidade é igual a 0,526 MBarye, além de não ocorrer refluxo, nota-se que a vazão é menor em relação aos demais casos.

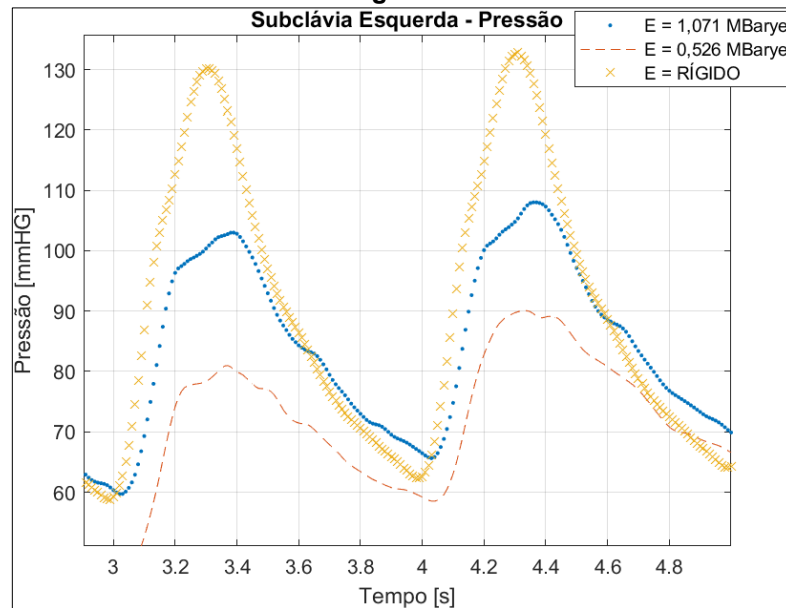
**Figura 28 - Ampliação do gráfico de pressão para a Carótida Esquerda - Intervalo de 3 a 5 segundos**



**Fonte: Autoria própria (2022)**

A Figura 29 apresenta a ampliação do gráfico de pressão da artéria Subclávia Esquerda para os três casos do módulo de elasticidade. Percebe-se, novamente, que a pressão para o caso em que as paredes da artéria são rígidas é notoriamente maior, atingindo valores em até 40% maiores que a pressão do grupo normotenso. Enquanto que, o grupo hipertenso, atinge valores até 20% maiores para a pressão máxima em relação ao grupo normotenso.

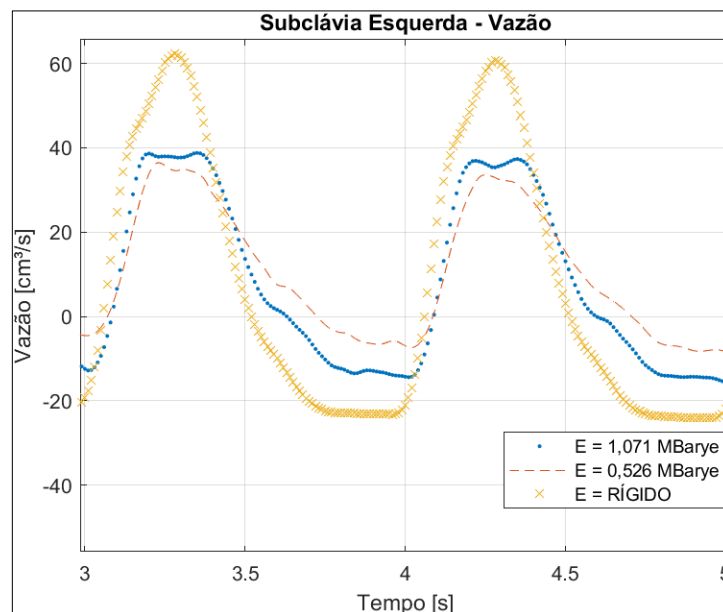
**Figura 29 - Ampliação do gráfico de pressão para a Carótida Esquerda - Intervalo de 3 a 5 segundos**



**Fonte: Autoria própria (2022)**

A Figura 30 apresenta o gráfico de vazão para a Subclávia Esquerda, ampliado no intervalo de tempo entre 3 a 5 segundos. Nota-se que há a ocorrência de refluxo em todas as situações do módulo de elasticidade. Entretanto, é válido ressaltar que, mesmo que haja a ocorrência de refluxo, este é significativamente menor para o caso do grupo normotenso, quando comparado aos valores de refluxo obtidos para os demais grupos.

**Figura 30 - Ampliação do gráfico de vazão para a Subclávia Esquerda - Intervalo de 3 a 5 segundos**



**Fonte: Autoria própria (2022)**

## 5 CONCLUSÃO

A influência da qualidade da construção da malha apresentou ser significativa a partir da segunda malha, onde foram utilizados aproximadamente 7,5 milhões de elementos. Possivelmente, pode haver um valor inferior a essa quantidade, de modo que os resultados obtidos não sejam fortemente influenciados pela qualidade da construção, reduzindo drasticamente o tempo computacional de simulação. A malha M2 levou aproximadamente 24 horas, enquanto a malha M3 levou aproximadamente 170 horas. Um valor intermediário no número de elementos entre a malha M1 e a malha M2 não foi avaliado neste estudo.

A partir das situações apresentadas, pode-se inferir que há uma influência considerável na forma com a qual a modelagem do problema hemodinâmico é realizada. Considerar a parede das artérias como sendo rígidas demonstrou valores mais elevados para a pressão sistólica em cada derivação da artéria. Este valor, em algumas derivações, chegou a ser 40% maior que o valor observado para o caso menos rígido. Entretanto, para a pressão diastólica, a elasticidade da artéria aparenta não exercer forte influência nos valores.

A respeito da vazão volumétrica, nota-se uma redução no volume de fluido que passa por cada segmento de artéria quando se analisa o menor valor do módulo de elasticidade. Isso se deve ao fato de que, possivelmente, parte do volume fica acumulado na região que sofreu deformação devido a elasticidade. Outro ponto interessante a ser apresentado é de que foram encontrados valores negativos para a vazão, ocasionando refluxo do escoamento, para os casos dos grupos hipertenso e parede de artéria rígida.

## 6 TRABALHOS FUTUROS

Sugere-se para trabalhos futuros avaliar a tensão de cisalhamento na parede das artérias em determinados instantes de tempo. Para tal, será necessário utilizar um *software* de pós-processamento, como o *ParaView*. Juntamente a esta avaliação, torna-se interessante avaliar, também, o comportamento das simulações para espaços de tempo maiores que cinco segundos.

Outra sugestão enriquecedora, é avaliar diferentes módulos de elasticidade para artéria do modelo, além de variar a espessura da parede de cada ramificação e diferentes condições de contorno, juntamente com a primeira sugestão de estudo.

## REFERÊNCIAS

- ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **ABNT NBR 6023:** informação e documentação: referências: elaboração. Rio de Janeiro: ABNT, 2018
- HARVEY, William. **Exercitatio Anatomica de Motu Cordis et Sanguinis in Animalibus**. 1st ed. Londres: Baillière, Tindall and Cox, 1628.
- VINCI, Leonardo Da. **Leonardo's Anatomical Drawings**. Illustrated. ed. [S. l.]: Dover Art Library, 2012. 58 p.
- STANFORD University. **A history of the heart**. 5 out. 1999. Disponível em: <https://web.stanford.edu/class/history13/earlysciencelab/body/heartpages/heart.html>. Acesso em: 03 mar. 2022.
- STANFORD University. **A history of the arteries and veins**. 16 set. 1999. Disponível em: <https://web.stanford.edu/class/history13/earlysciencelab/body/heartpages/heart.html>. Acesso em: 03 mar. 2022.
- ALLAM, Adel H.; *et al.* Atherosclerosis in Ancient Egyptian Mummies. **Jacc: Cardiovascular Imaging**, [S.L.], v. 4, n. 4, p. 315-327, abr. 2011. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jcmg.2011.02.002>.
- FISHBEIN, Gregory A.; FISHBEIN, Michael C.. Arteriosclerosis: rethinking the current classification. **Archives Of Pathology & Laboratory Medicine**, [S.L.], v. 133, n. 8, p. 1309-1316, 1 ago. 2009. Archives of Pathology and Laboratory Medicine. <http://dx.doi.org/10.5858/133.8.1309>.
- WALLER, Augustus D.. A Demonstration on Man of Electromotive Changes accompanying the Heart's Beat. **The Journal Of Physiology**, [S.L.], v. 8, n. 5, p. 229-234, 1 out. 1887. Wiley. <http://dx.doi.org/10.1113/jphysiol.1887.sp000257>.
- SECOMB, Timothy W.. Hemodynamics. **Comprehensive Physiology**, [S.L.], p. 975-1003, 15 mar. 2016. Wiley. <http://dx.doi.org/10.1002/cphy.c150038>.
- SWAINE, Michael R.; FREIBERGER, Paul A.. "ENIAC". **Encyclopedia Britannica**, 31 jan. 2022. Disponível em: <https://www.britannica.com/technology/ENIAC>. Acesso em: 05 abr. 2022.

BHATTACHARYYA, Suvanjan *et al.* Introductory Chapter: a brief history of and introduction to computational fluid dynamics. In: BHATTACHARYYA, Suvanjan *et al.* **Computational Fluid Dynamics**. India: Intechopen, 2021. p. 6. Disponível em: <https://www.intechopen.com/online-first/76425>. Acesso em: 10 abr. 2022.

FISHBEIN, Gregory A.; FISHBEIN, Michael C.. Arteriosclerosis: rethinking the current classification. **Archives Of Pathology & Laboratory Medicine**, [S.L.], v. 133, n. 8, p. 1309-1316, 1 ago. 2009. Archives of Pathology and Laboratory Medicine. <http://dx.doi.org/10.5858/133.8.1309>.

BRAUNWALD - TRATADO DE DOENCAS CARDIOVASCULARES, 10ª EDIÇÃO, by Elsevier. **Diretrizes de Cardiologia**, Sociedade Brasileira de Cardiologia. HARRISON - Medicina Interna, Mc Graw Hill, 19ª ed, 2016.

BRANT, Luisa Campos Caldeira; NASCIMENTO, Bruno Ramos; TEIXEIRA, Renato Azeredo; LOPES, Marcelo Antônio Cartaxo Queiroga; MALTA, Deborah Carvalho; OLIVEIRA, Glauca Maria Moraes; RIBEIRO, Antonio Luiz Pinho. Excess of cardiovascular deaths during the COVID-19 pandemic in Brazilian capital cities. **Heart**, [S.L.], v. 106, n. 24, p. 1898-1905, 15 out. 2020. BMJ. <http://dx.doi.org/10.1136/heartjnl-2020-317663>.

ONG, Chi Wei; WEE, Ian; SYN, Nicholas; NG, Sheryl; LEO, Hwa Liang; RICHARDS, Arthur Mark; CHOONG, Andrew M.T.L.. Computational Fluid Dynamics Modeling of Hemodynamic Parameters in the Human Diseased Aorta: a systematic review. **Annals Of Vascular Surgery**, [S.L.], v. 63, p. 336-381, fev. 2020. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.avsg.2019.04.032>.

WORLD HEALTH ORGANIZATION (WHO). **Cardiovascular diseases (CVDs)**. 2021. Factsheets. Disponível em: [https://www.who.int/en/news-room/factsheets/detail/cardiovascular-diseases-\(cvds\)](https://www.who.int/en/news-room/factsheets/detail/cardiovascular-diseases-(cvds)). Acesso em: 12 mai. 2022

AMERICAN HEART ASSOCIATION (AHA). **What is a Heart Attack?** 2016. Disponível em: <https://www.heart.org/en/health-topics/heart-attack/about-heart-attacks>. Acesso em: 17 mai. 2022.

BERRY, J. D. et al. **Heart Disease and Stroke Statistics—2012 Update**: a report from the american heart association. **Circulation**, [S.L.], v. 125, n. 1, p. 2-220, jan.

2012. Anual. Ovid Technologies (Wolters Kluwer Health). Disponível em: <https://doi.org/10.1161/CIR.0b013e31823ac046>. Acesso em: 22 mai. 2022.

GBD 2019 - Global Burden of Disease Study 2019 Results. **Global Health Data Exchange**. Seattle: Institute for Health Metrics and Evaluation (IHME). Disponível em: <https://vizhub.healthdata.org>. Acesso em: 23 mai. 2022.

RANDLES, Amanda; DRAEGER, Erik W.; OPPELSTRUP, Tomas; KRAUSS, Liam; GUNNELS, John A.. Massively parallel models of the human circulatory system. **Proceedings Of The International Conference For High Performance Computing, Networking, Storage And Analysis**, [S.L.], n. 1, p. 1-11, 15 nov. 2015. ACM. <http://dx.doi.org/10.1145/2807591.2807676>.

MARKL, Michael; FRYDRYCHOWICZ, Alex; KOZERKE, Sebastian; HOPE, Mike; WIEBEN, Oliver. 4D flow MRI. **Journal Of Magnetic Resonance Imaging**, [S.L.], v. 36, n. 5, p. 1015-1036, 22 out. 2012. Wiley. <http://dx.doi.org/10.1002/jmri.23632>.

NICHOLS, W. W. et al. **McDonald's Blood Flow in Arteries: Theoretical, Experimental and Clinical Principles**. 6. ed. Cornwall: Hodder Arnold, 2011.

VALENTE, Rodrigo; MOURATO, André; BRITO, Moisés; XAVIER, José; TOMÁS, António; AVRIL, Stéphane. Fluid-Structure Interaction Modeling of Ascending Thoracic Aortic Aneurysms in SimVascular. **Biomechanics**, [S.L.], v. 2, n. 2, p. 189-204, 1 maio 2022. MDPI AG. <http://dx.doi.org/10.3390/biomechanics2020016>.

CANCHI, Tejas; KUMAR, S. D.; NG, E. Y. K.; NARAYANAN, Sriram. A Review of Computational Methods to Predict the Risk of Rupture of Abdominal Aortic Aneurysms. **Biomed Research International**, [S.L.], v. 2015, p. 1-12, 2015. Hindawi Limited. <http://dx.doi.org/10.1155/2015/861627>.

AZADANI, Ali N.; CHITSAZ, Sam; MATTHEWS, Peter B.; JAUSSAUD, Nicolas; LEUNG, James; TSINMAN, Tonia; GE, Liang; TSENG, Elaine E.. Comparison of Mechanical Properties of Human Ascending Aorta and Aortic Sinuses. **The Annals Of Thoracic Surgery**, [S.L.], v. 93, n. 1, p. 87-94, jan. 2012. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.athoracsur.2011.08.002>.

YOUSSEFI, Pouya; GOMEZ, Alberto; ARTHURS, Christopher; SHARMA, Rajan; JAHANGIRI, Marjan; FIGUEROA, C. Alberto. Impact of Patient-Specific Inflow



Velocity Profile on Hemodynamics of the Thoracic Aorta. **Journal Of Biomechanical Engineering**, [S.L.], v. 140, n. 1, p. 1-13, 19 out. 2017. ASME International.

<http://dx.doi.org/10.1115/1.4037857>.

ISNARD, Richard N.; PANNIER, Bruno M.; LAURENT, Stéphane; LONDON, Gérard M.; DIEBOLD, Benoît; SAFAR, Michel E.. **Pulsatile diameter and elastic modulus of the aortic arch in essential hypertension: a noninvasive study**. Journal Of The American College Of Cardiology, [S.L.], v. 13, n. 2, p. 399-405, fev. 1989. Elsevier BV. [http://dx.doi.org/10.1016/0735-1097\(89\)90518-4](http://dx.doi.org/10.1016/0735-1097(89)90518-4).

LIU, Chia-Ying; CHEN, Doris; BLUEMKE, David A.; WU, Colin O.; TEIXIDO-TURA, Gisela; CHUGH, Atul; VASU, Sujethra; LIMA, João A.C.; HUNDLEY, W. Gregory. Evolution of Aortic Wall Thickness and Stiffness With Atherosclerosis. **Hypertension**, [S.L.], v. 65, n. 5, p. 1015-1019, maio 2015. Ovid Technologies (Wolters Kluwer Health). <http://dx.doi.org/10.1161/hypertensionaha.114.05080>.

OSTADFAR, Ali. Biofluid Dynamics in Human Organs. **Biofluid Mechanics**, [S.L.], p. 111-204, 2016. Elsevier. <http://dx.doi.org/10.1016/b978-0-12-802408-9.00004-1>.