

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE ENGENHARIA - CURSO DE ENGENHARIA MECÂNICA
TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO

ESTUDO DE MODELO EQUIVALENTE PARA STENTS DE NITINOL COM EFEITO
DE MEMÓRIA DE FORMA

por

Lucas Zannoni

Monografia apresentada ao Departamento de Engenharia Mecânica da Escola de Engenharia da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, como parte dos requisitos para obtenção do diploma de Engenheiro Mecânico.

Porto Alegre, Abril de 2022

DADOS INTERNACIONAIS DE CATALOGAÇÃO

CIP - Catalogação na Publicação

Zannoni, Lucas
Estudo de Modelo Equivalente para Stents de Nitinol
com Efeito de Memória de Forma / Lucas Zannoni. --
2022.
15 f.
Orientador: Jakson Manfredini Vassoler.

Trabalho de conclusão de curso (Graduação) --
Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Escola de
Engenharia, Curso de Engenharia Mecânica, Porto
Alegre, BR-RS, 2022.

1. Stent. 2. Artéria. 3. Modelo Equivalente. 4.
Nitinol. I. Vassoler, Jakson Manfredini, orient. II.
Título.

Elaborada pelo Sistema de Geração Automática de Ficha Catalográfica da UFRGS com os
dados fornecidos pelo(a) autor(a).

Lucas Zannoni

ESTUDO DE MODELO EQUIVALENTE PARA STENTS DE NITINOL COM EFEITO DE
MEMÓRIA DE FORMA

ESTA MONOGRAFIA FOI JULGADA ADEQUADA COMO PARTE DOS
REQUISITOS PARA A OBTENÇÃO DO TÍTULO DE
ENGENHEIRO MECÂNICO
APROVADA EM SUA FORMA FINAL PELA BANCA EXAMINADORA DO
CURSO DE ENGENHARIA MECÂNICA

Prof. Cirilo Seppi Bresolin
Coordenador do Curso de Engenharia Mecânica

Mecânica dos Sólidos

Orientador: Jakson Manfredini Vassoler

Comissão de Avaliação:

Prof. Jakson Manfredini Vassoler

Prof. Felipe Tempel Stumpf

Prof. Daniel Milbrath De Leon

Porto Alegre, Abril de 2022

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador, prof. Jakson Vassoler, por sempre incentivar a busca por conhecimento ao longo da minha graduação.

À minha família de Manoel Viana, por me apoiarem incondicionalmente em todos os momentos e me ajudarem a me tornar a pessoa que sou hoje.

Ao meu tio, Jean Dalomo, que me apoiou em diversas questões pessoais, acadêmicas e profissionais ao longo de minha trajetória.

Aos amigos André Scherer, Gabriel Marques e Matheus Dias, que sempre encontram tempo para a amizade apesar da distância e rotina atribulada.

Aos meus amigos fabicanos, por me acolherem em um momento complicado e por ajudarem a me tornar um ser humano melhor.

Aos meus colegas de curso, pelos muitos desabafos, suporte mútuo e desafios vencidos ao longo do curso.

A todos que, de alguma maneira, contribuíram para a minha evolução como acadêmico, profissional e ser humano ao longo desta jornada.

*A mente que se abre a uma nova ideia
jamais voltará ao seu tamanho original.*

Albert Einstein

ZANNONI, Lucas. **Estudo de Modelo Equivalente para Stents de Nitinol com Efeito de Memória de Forma**. 2022. 15. Monografia de Trabalho de Conclusão do Curso em Engenharia Mecânica – Curso de Engenharia Mecânica, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2022.

RESUMO

Os stents arteriais, ou endopróteses expansíveis, são de suma importância para a área da saúde, sendo essenciais no tratamento de algumas doenças vasculares, como a estenose. Um Stent consiste em uma estrutura, muitas vezes metálica, responsável pela manutenção de um canal arterial aberto, reestabelecendo o fluxo sanguíneo após o fechamento do vaso. Devido à grande complexidade que envolve o projeto e funcionamento desta estrutura, é comum o uso de análises de elementos finitos para a definição de seu comportamento mecânico e interação com os tecidos biológicos que o abrigam. Devido à grande complexidade das características envolvidas na solução numérica desse problema, é inviável a realização de tal análise de maneira completa. Fazem-se presentes na simulação não linearidades associadas a hiperelasticidade, viscoelasticidade, contato, elasto-plasticidade, comportamento de material com memória de forma, anisotropia, entre outros. A característica do contato entre o stent (estrutura delgada tipo viga) e a parede arterial (estrutura tipo superfície) particularmente impõe severas limitações de convergência devido seus efeitos localizados. Assim, o objetivo deste trabalho é propor um modelo equivalente de geometria simplificada de um stent comercial de nitinol, considerando um modelo material de memória de forma capaz de reproduzir o comportamento mecânico da geometria original. Para isso, primeiramente foi estudado a sensibilidade ao tamanho do modelo que poderia ser tomado como referência. Uma vez definido um modelo de referência adequado, foi realizado um ajuste de curvas através do uso de um algoritmo genético para encontrar os parâmetros de material que permitissem representar o comportamento mecânico de rigidez do stent, inclusive o efeito de carga e descarga no nitinol, caracterizando mecanicamente o componente. Devido à geometria escolhida, o modelo mecânico simplificado do stent fornece uma alternativa para a modelagem global da interação entre stent-artéria através da proposição do uso do contato superfície-superfície, reduzindo em boa parte o custo computacional do modelo e permitindo a inserção de todas as propriedades associadas ao comportamento arterial na realização de análises futuras.

PALAVRAS-CHAVE: Stent, Artéria, Modelo Equivalente, Nitinol.

ZANNONI, Lucas. **Study of Nitinol Stents Equivalent Model with Shape Memory Alloy Effect.** 2022. 15. Mechanical Engineering End of Course Monography – Mechanical Engineering degree, The Federal University of Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2022.

ABSTRACT

Arterial Stents are greatly important for the human being's health care, since they're essential in the treatment of many vascular diseases, such as stenosis. A stent is a usually metallic structure that is responsible for maintaining the artery blood flow by holding its walls open. Due to the great complexity involved on designing and inserting such structure, it is common the use of finite element analysis in order to understand these structures and their behavior during their interaction with biological tissues and to determine their mechanical response. Due to the great complexity of the numerical solution for this problem, it is not viable to run a complete analysis, involving all the properties related to the problem. This kind of analysis involves some non-linearities such as hiperelasticity, viscoelasticity, elastic and plastic behavior, shape memory behavior and anisotropy, among others. The characteristic of the contact between the stent (thin beam-like structure) and the arterial wall (surface-like structure) particularly imposes severe convergence limitations due to its localized effects. Thus, the objective of this work is to propose an equivalent model with simplified geometry of a commercial Nitinol stent, considering a material model of shape memory alloy that is capable of reproducing the mechanical behavior of the original geometry. In order to achieve this, the sensitivity to the size of the model that could be taken as a reference was studied. Once a suitable reference model was defined, a curve fitting was performed using a genetic algorithm to find the material parameters that allow representing the mechanical behavior of the stent stiffness, including the effect of loading and unloading of the nitinol material, mechanically characterizing the component. Due to the chosen geometry, the simplified mechanical model of the stent provides an alternative for the global modeling of the stent-artery interaction by proposing the use of surface-to-surface contact, greatly reducing the computational cost of the model and allowing the insertion of all the properties associated with arterial behavior in the performance of future analyses.

KEYWORDS: Stent, Artery, FEA, Equivalent Model, Nitinol.

NOMENCLATURA

Símbolos

D Tensor de Rigidez [Mpa]

F Força [N]

Símbolos Gregos

ξ_S Fração Martensítica

ξ_A Fração Austenítica

σ Tensor de tensões [Pa]

σ_f^{SA} Tensão Final para a Fase de Transformação para Frente [Mpa]

σ_f^{AS} Tensão Final para a Fase de Transformação Reversa [Mpa]

α Medida de Relativa Diferença entre Respostas em Tração e Compressão.

ε Tensor de Deformação [mm/mm]

ε_{tr} Tensor de Transformação de Deformação [mm/mm]

$\bar{\varepsilon}_L$ Máxima Deformação Residual [mm/mm]

SUMÁRIO

| | |
|---|----|
| 1. INTRODUÇÃO..... | 1 |
| 2. OBJETIVO | 2 |
| 3. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA | 2 |
| 3.1 Artérias | 2 |
| 3.2 Comportamento Mecânico da Artéria | 3 |
| 3.3 Endoprótese | 3 |
| 3.4 Comportamento Mecânico do Nitinol | 4 |
| 3.5 Interação Artéria-Stent | 4 |
| 3.6 Modelos de Memória de Forma | 5 |
| 4. METODOLOGIA..... | 7 |
| 4.1 – Modelo de Referência..... | 8 |
| 4.2 – Modelo Equivalente..... | 10 |
| 5. RESULTADOS E DISCUSSÕES..... | 12 |
| 6. CONCLUSÕES | 14 |
| 7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS | 15 |

1. INTRODUÇÃO

Stents arteriais são estruturas comumente utilizadas para o tratamento de problemas como estenose e manutenção do fluxo sanguíneo, que são essenciais para o bom funcionamento do corpo humano. Quanto mais assertivo for o tratamento, menores são as chances de problemas pós-operatórios. O deslocamento, quebra, deformação exagerada e fratura por fadiga são alguns dos problemas que podem ocorrer durante a vida útil da endoprótese devido à sua interação com o tecido. Neste sentido, simulações numéricas relacionadas à resposta mecânica em longos períodos de uso podem trazer importantes informações para auxiliar na escolha da melhor endoprótese, que possuem diferentes formatos, diâmetros, comprimentos e materiais de composição.

A resposta mecânica do stent depende diretamente da resposta da parede arterial, e vice-versa, uma vez que estas interagem diretamente entre si. Para a correta caracterização do problema mecânico de interação entre o stent e a parede arterial, deve-se avaliar o comportamento das estruturas envolvidas, de modo a adequá-las aos diferentes modelos disponíveis para os fenômenos envolvidos na análise.

De acordo com HOLZAPFEL et al., 2000, o tecido de artérias de grande calibre, onde geralmente são alocados stents arteriais, é composto por três camadas, possuindo comportamento não-linear para a sua curva de tensão x deformação (Hiperelasticidade) e resposta dependente do tempo e velocidade de aplicação de forças (Viscoelasticidade). Também deve-se considerar tal tecido como material anisotrópico, uma vez que o mesmo apresenta resposta mecânica diferente de acordo com a direção da tensão ou deslocamento aplicados.

O stent, por sua vez, possui seus próprios desafios de modelagem. Uma das soluções mais difundidas atualmente para stents é o uso de liga de níquel-titânio, chamado comumente de nitinol, ou material com memória de forma. A liga de nitinol possui características diferenciadas devido aos materiais que a compõem, sendo capaz de se recuperar de deformações de grande magnitude em determinadas condições. Tal comportamento se torna possível devido à capacidade do material de modificar sua microestrutura interna quando submetido a diferentes tensões, alterando sua resposta mecânica juntamente com a microestrutura do material. Essa propriedade permite, portanto, a auto-expansão do stent dentro da artéria, eliminando alguns problemas de inserção e aproximando este material do estado da arte na fabricação de endopróteses.

Quando se trata do modelamento mecânico da interação entre parede arterial e o stent, o contato entre os componentes necessita de atenção particular. A malha do stent possui uma geometria de pequeno diâmetro quando comparada com o diâmetro da artéria. Este tipo de contato pode levar a efeitos muito localizados (singularidades), dependente do tamanho de malha local. O problema como um todo acaba se tornando altamente complexo, pois envolve ainda o modelamento do material do stent com leis de memória de forma, da resposta não linear e dependente do tempo do tecido arterial e, além disto, o modelamento de contato entre estes. Ao levar em consideração todas as características deste problema mecânico, são encontradas grandes dificuldades para convergência numérica do modelo, e além disto, alto custo computacional atrelado ao comportamento dos materiais descritos e suas não-linearidades, além da grande complexidade geométrica dos modelos comerciais de stents.

O estado da arte dos estudos relacionados a essa interação normalmente costuma desconsiderar características inelásticas dos materiais, como a viscosidade do tecido, de modo a tornar tal análise viável do ponto de vista computacional. Porém, estas simplificações podem ser primordiais para entender os problemas de pós-operatórios, como o escorregamento do stent. Assim, outras estratégias podem ser abordadas, com a simplificação dos modelos mecânicos, como o uso de modelos mecânicos equivalentes em parte do problema.

2. OBJETIVO

A proposta do seguinte trabalho consiste, portanto, na criação de um modelo equivalente para o stent de nitinol, que seja capaz de reproduzir sua resposta mecânica e que possua uma geometria simplificada, permitindo reduzir drasticamente os problemas computacionais desta análise.

Dentre os objetivos específicos estão a inclusão de comportamento material de memória de forma, e a obtenção de uma geometria que reduza o custo computacional e problemas de simulação de contato entre o stent e parede arterial. Tais simplificações devem permitir futuramente análises do problema relativo à inserção de uma endoprótese em um vaso sanguíneo, possibilitando a inserção de todas as propriedades pertinentes ao problema, como hiperelasticidade, viscoelasticidade e anisotropia, o que não é possível nos trabalhos realizados até o momento devido ao alto custo computacional envolvido.

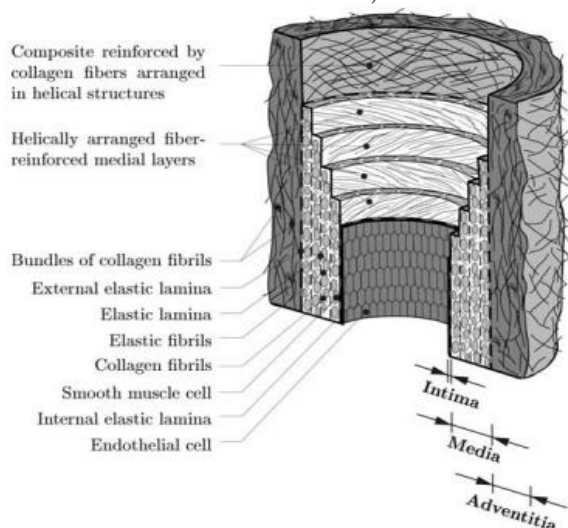
3. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

3.1 Artérias

Dentre os diversos sistemas que realizam as funções vitais do corpo humano, destaca-se o sistema circulatório como de vital importância para a manutenção de um organismo saudável, sendo este diretamente responsável pelo transporte dos nutrientes necessários através da corrente sanguínea, bem como defesa do organismo de agentes externos e suprimento de oxigênio para o bom funcionamento celular [FORMENTON, 2014 apud THIBODEAU e PATTON, 2002]. Nesse sistema, ocorre o bombeamento de sangue a partir do coração, passando por artérias, veias e capilares ao longo do corpo [FORMENTON, 2014].

Dentro desse sistema, as artérias possuem a função de levar o sangue rico em oxigênio e nutrientes para os diferentes tecidos. Além disso, as artérias ainda podem ser classificadas em três diferentes tipos, sendo eles as arteríolas, que possuem diâmetro reduzido e lúmen relativamente estreito, as artérias musculares, ou médias, cuja túnica média é formada essencialmente por células musculares lisas e as artérias grandes, ou elásticas, as quais contribuem para a estabilização do fluxo sanguíneo [JUNQUEIRA e CARNEIRO, 2004]. Na figura 3.1, é possível visualizar as camadas básicas que caracterizam as artérias.

Figura 3.1 – Camadas da artéria: túnica externa, média e íntima. Fonte: adaptado de HOLZAPFEL, 2000.



Geralmente, a distinção entre os diferentes tipos de artérias citadas não é trivial, porém, geralmente, estes podem ser caracterizados pela presença de três camadas básicas: a túnica íntima, média e adventícia [JUNQUEIRA e CARNEIRO, 2004]. Nela, a túnica íntima é composta por células endoteliais, as quais são apoiadas em uma camada de tecido conjuntivo frouxo. Já a túnica média é constituída por camadas concêntricas de células musculares lisas organizadas helicoidalmente. Por fim, a túnica adventícia consiste principalmente em colágeno do tipo I e fibras elásticas [JUNQUEIRA e CARNEIRO, 2004].

3.2 Comportamento Mecânico da Artéria

O modelamento mecânico do comportamento arterial, devido às suas diversas camadas com diferentes propriedades, por si só apresenta-se como um desafio, sendo sua representação realística algo não trivial. FORMENTON, 2014, propõe um modelo viscoelástico e hiperelástico anisotrópico, onde as famílias de fibras não se encontram na mesma direção da deformação longitudinal. HOLZAPFEL et al., 2000 propõem um modelo que incorpore alguma informação histológica em suas propriedades, assumindo múltiplas camadas com funções de energia de deformação diferentes. LALLY et al., 2005 utilizam o modelo de Mooney-Rivlin para constituição hiperelástica da artéria ao analisar a influência de diferentes geometrias de stents na tensão resultante e possíveis danos à artéria. ANUSHKA et al., 2019 realizam a análise da pressão arterial em um artéria carótida, modelando o vaso sanguíneo como material viscoelástico através do uso de séries de prony. AZAOUZI et al., 2012 utilizam um modelo hiperelástico para caracterização arterial ao avaliar o carregamento imposto na artéria e sua influência no campo de deformação de um stent de nitinol via método dos elementos finitos. Ao analisar os trabalhos citados, é possível perceber a necessidade do uso de modelos hiperelásticos e viscoelásticos no modelamento de tecido arterial, de modo a incorporar suas propriedades não-lineares e dependentes do tempo propriamente. Vale ressaltar que a maioria dos trabalhos encontrados em literatura ainda acabam optando por a simulação de apenas uma camada com propriedades médias mesmo quando simulam apenas a parede arterial, sem a interação de outros componentes, o que representa um modelo simplificado da parede arterial.

3.3 Endoprótese

Os stents arteriais, ou endopróteses expansíveis, são formados por uma malha metálica que possui a função de ser expandida dentro de vasos sanguíneos, reestabelecendo seu fluxo em procedimentos de angioplastia [VALDEZ, 2019 apud STENT, 2019]. Geralmente, tal procedimento é necessário para casos de estenose, onde ocorre a oclusão do vaso sanguíneo, interrompendo o fluxo de sangue. Durante o procedimento, o Stent, que inicialmente possui diâmetro bastante reduzido em relação ao vaso sanguíneo que o hospedará, é inserido via cateter e expandido de alguma forma até aproximadamente o diâmetro total da artéria. COLOMBO et al., 2002 explica que existem diversos tipos de stents, podendo estes ser classificados através de diferentes critérios, dentre eles o mecanismo de expansão (balão-expansíveis ou memória de forma), composição (aço inoxidável, ligas de cobalto, nitinol, dentre outros) e tipos de design. VALDEZ, 2019, comenta mais a fundo sobre as metodologias de expansão mais comuns para os stents comerciais, sendo estes balão-expansíveis ou de memória de forma. No primeiro caso, a geometria é expandida até a sua forma final através da deformação plástica induzida por um balão inflado até a pressão prescrita pelo fabricante, sendo este balão já acoplado no sistema de entrega da prótese. Já para o caso dos stents com memória de forma, sua expansão é feita de forma independente devido às propriedades da liga nitinol, sendo necessária apenas a extração do cateter para o início do processo. É possível observar, na figura 3.2, um exemplo de endoprótese arterial utilizada para o tratamento de estenose.

Figura 3.2 – Geometria de Endoprótese Arterial Utilizada em Tratamentos de Estenose



3.4 Comportamento Mecânico do Nitinol

O nitinol tem sido muito estudado nos últimos anos devido aos seus interessantes mecanismos de expansão. Em seu trabalho AURICCHIO et al., 2010 utiliza a análise de elementos finitos para analisar a performance de diferentes modelos de stents, dentre eles os stents compostos pelo material nitinol, observando os efeitos das diferentes opções de projeto na tensão induzida na parede arterial. AZAOUZI et al., 2012, por sua vez, analisa a carga pulsante relativa à inserção da endoprótese, analisando seu impacto na artéria e a influência da parede arterial no campo de deformação do stent inserido. DAI et al., 2021, analisa via método dos elementos finitos a influência de diferentes geometrias helicoidais na performance de stents de nitinol. A análise foi conduzida para a inserção na artéria poplítea, a qual apresenta deformações complexas como encurtamento axial, dobramento e torção, gerando um alta incidência de reestenose.

3.5 Interação Artéria-Stent

Para uma abordagem coerente da inserção de endopróteses no tecido arterial, faz-se necessária a modelagem do contato entre ambas as superfícies, além da inserção de todas as propriedades pertinentes aos materiais. VALDEZ, 2019 comenta sobre a necessidade do modelamento da interface entre tais estruturas, sendo geralmente considerado o contato entre um elemento sólido (artéria) e um elemento de viga (parede arterial). Também é citada a grande complexidade numérica neste modelamento, podendo ocasionar problemas de convergência quando adicionado à complexidade dos modelos materiais mencionados anteriormente.

Devido à alta complexidade envolvida em tal atividade, é comum que sejam adotadas algumas simplificações nas análises realizadas por trabalhos científicos, de modo a melhorar a convergência do modelo e reduzir em grande parte seu custo computacional. AZAOUZI et al., 2012 realiza o modelamento do stent com todas as suas propriedades, definindo-o como material com comportamento de memória de forma, nitinol, enquanto a artéria é modelada como material hiperelástico de apenas uma camada, homogêneo e isotrópico. LALLY et al., por sua vez, modela a endoprótese como material elástico linear e o tecido arterial como material hiperelástico, utilizando o modelo constitutivo de Mooney-Rivlin de 5 parâmetros. AURICCHIO et al., 2010 realiza o modelamento do stent como material autoexpansível e, do tecido arterial, como material isotrópico hiperelástico. Observa-se que nestes trabalhos são consideradas simplificações significativas frente as propriedades dos materiais, principalmente frente a problemas pós-operatórios observados em longos períodos.

3.6 Modelos de Memória de Forma

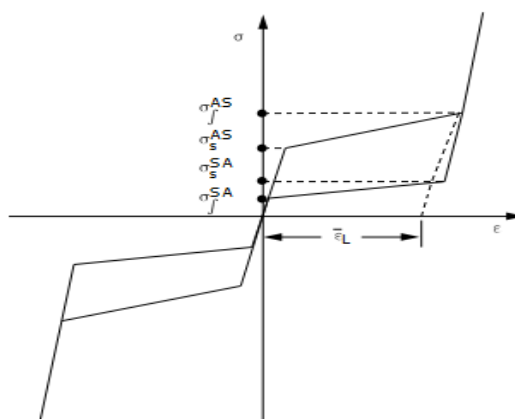
Uma das principais características das ligas de memória de forma é a capacidade do material de ser submetido a grandes deformações em ciclos de carga-descarga sem apresentar deformações permanentes, as tornando um tipo de material muito estudado para a proposição de soluções inovadoras [AURICCHIO, 2000].

O pacote ANSYS Mechanical, utilizado neste trabalho, possui duas bibliotecas para o modelamento de materiais de memória de forma, sendo elas a biblioteca de efeito de memória de forma e a de superelasticidade. Em seu trabalho, AZAOUZI et al., 2012, evidencia a capacidade do modelo de superelasticidade na reprodução do comportamento de um stent de nitinol, devido à capacidade deste material de ser submetido a grandes deformações, da ordem de 6%, sem perder a habilidade de retornar à sua forma original quando há o descarregamento das tensões. Devido a estas características, o modelo de superelasticidade foi escolhido como ideal para a reprodução do comportamento de um stent de nitinol neste trabalho.

Diversos autores tem utilizado diferentes abordagens. Em seu trabalho, ALAIMO et al., 2017 propõe utilizar o modelo simples de superelasticidade para simular um stent de nitinol para aplicação em parede arterial. Assim, neste trabalho, para o modelamento do stent de Nitinol analisado, será utilizado o modelo de superelasticidade proposto por AURICCHIO et al., 2000 e disponível como modelo constitutivo na biblioteca do software de elementos finitos ANSYS APDL. Tal modelo aborda o problema de uma perspectiva macroscópica, considerando que o material, ao sofrer deformação, passa por 3 fases distintas entre si, sendo elas a passagem entre as microestruturas envolvidas no modelo e a reorganização da microestrutura martensítica. Os efeitos de tal comportamento são expressos na curva do material de modo cíclico, como é mostrado na figura 3.3.

Figura 3.3 – Comportamento Superelástico de Material com Efeito de Memória de Forma.

Fonte: Adaptado de ANSYS(R) Product Launcher Release 17.0. **ANSYS 17.0 Help.**



Este modelo trata de maneira diferente as regiões de microestrutura martensítica (S) e a austenítica (A), sendo definido pelos valores de tensão de início de troca de fase para as direções de ida e retorno. A curva é, portanto, construída a partir da contribuição de ambas as parcelas de cada fase presentes em dado ponto de deformação, seja para o caso da ida ou retorno. É importante ressaltar, também, que os valores de tensão obtidos para cada ponto no retorno sempre serão menores em relação aos valores apresentados para a ida, devido às constantes materiais do modelo.

O equacionamento utilizado para este modelo é feito considerando uma perspectiva macroscópica, onde são considerados os mecanismos de transformação de fase através da troca

de microestrutura do material. Tais mecanismos são a troca da microestrutura de austenita para martensita (A-S), de martensita para austenita (S-A) e reorganização martensítica (S-S). Primeiramente são consideradas duas variáveis internas, sendo elas a fração de martensita (ξ_S) e a fração de austenita (ξ_A), onde o equilíbrio entre ambas as frações é

$$\xi_S + \xi_A = 1 \quad (1)$$

Sendo o comportamento do material considerado isotrópico, a pressão para transformação de fase é modelada pela função de Drucker-Prager

$$F = q + 3\alpha p \quad (2)$$

$$q = \sqrt{\frac{3}{2} \mathbf{S} : \mathbf{S}} \quad (3)$$

$$\mathbf{S} = \boldsymbol{\sigma} - p \mathbf{1} \quad (4)$$

$$p = \frac{1}{3} \boldsymbol{\sigma} : \mathbf{1} \quad (5)$$

Neste caso, α é o parâmetro material, $\boldsymbol{\sigma}$ corresponde ao tensor tensão de Cauchy, \mathbf{S} a parte desviadora de tensão e $\mathbf{1}$ é o tensor identidade. A evolução da fração martensítica ξ_S é dada por

$$\dot{\xi}_S \begin{cases} H^{AS} (1 - \xi_S) \frac{\dot{F}}{F - R_f^{AS}} & \text{Transformação A - S} \\ H^{SA} \xi_S \frac{\dot{F}}{F - R_f^{SA}} & \text{Transformação S - A} \end{cases} \quad (6)$$

Mostrando a evolução da variável interna, onde

$$R_f^{AS} = \sigma_f^{AS} \left(\sqrt{\frac{2}{3}} + \alpha \right) \quad (7)$$

$$R_f^{SA} = \sigma_f^{SA} \left(\sqrt{\frac{2}{3}} + \alpha \right) \quad (8)$$

Aqui, os valores para as tensões correspondem com as constantes materiais para o fim da transformação de fase. Há também os parâmetros

$$H^{AS} \begin{cases} 1 & \text{se } \begin{cases} R_s^{AS} < F < R_f^{AS} \\ \dot{F} > 0 \end{cases} \\ 0 & \text{caso contrário} \end{cases} \quad (9)$$

$$H^{SA} \begin{cases} 1 & \text{se } \begin{cases} R_f^{SA} < F < R_s^{SA} \\ \dot{F} < 0 \end{cases} \\ 0 & \text{caso contrário} \end{cases} \quad (10)$$

Já o parâmetro α caracteriza a resposta material na tração e compressão sendo que, se ambas são idênticas, $\alpha = 0$ (von Mises). Por fim, a relação tensão-deformação

$$\sigma = \mathbf{D} : (\varepsilon - \varepsilon_{tr}) \quad (11)$$

Irá determinar a resposta de tensão do material, sendo regulada pela deformação de transformação

$$\varepsilon_{tr} = \xi \bar{\varepsilon}_L \frac{\partial F}{\partial \sigma} \quad (12)$$

4. METODOLOGIA

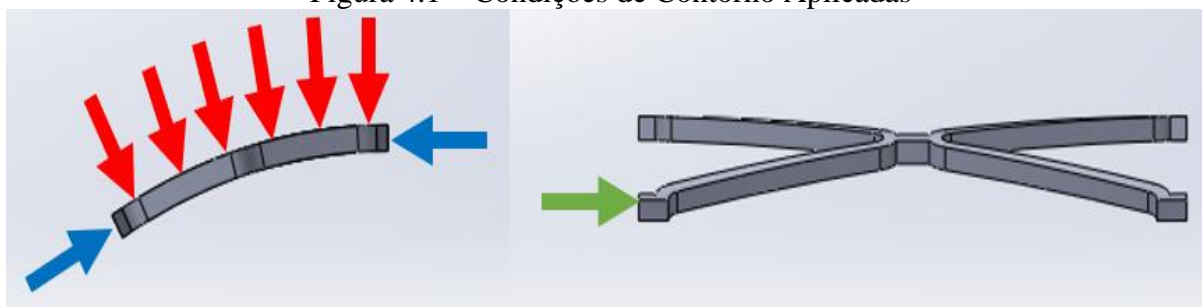
Neste trabalho, é proposto o desenvolvimento de um modelo equivalente para uma geometria de stent arterial de nitinol, de modo a reduzir o custo computacional para a simulação do mesmo e de interação desta estrutura com o tecido arterial. A geometria de referência escolhida será baseada nas informações fornecidas por AZAOUZI et al., 2012, uma vez que o trabalho fornece características geométricas importantes no design de stents comerciais, sendo estas a altura da parede (h), Espessura da parede (w), comprimento da aba (L) e número de repetições da unidade base ao longo do raio.

A primeira etapa é definir se existe um tamanho mínimo que pode ser usado para o estudo do modelo simplificado, estudando as possíveis unidades repetitivas, e um elemento de volume representativo. A geometria do stent possui repetição de unidades semelhantes ao longo do diâmetro e comprimento da endoprótese, gerando seu padrão de malha.

Uma vez definido o tamanho mínimo, associado a um volume representativo, pode-se obter respostas mecânicas deste volume, que será tido como uma referência a fim de encontrar um modelo simplificado que possa representar o mesmo comportamento mecânico.

Em todas as simulações serão realizados carregamentos e descarregamentos compressivos com imposição gradual de deslocamento radial até o valor de 2mm, reproduzindo as condições de operação da estrutura no vaso sanguíneo. Além disso, as faces laterais do modelo tem sua rotação restringida enquanto uma das faces perpendiculares à direção longitudinal tem seu deslocamento longitudinal igual a zero, de modo a restringir todos os graus de liberdade do modelo. Na figura 4.1, é possível observar as condições de contorno aplicadas. Por fim, as constantes materiais do modelo equivalente podem ser obtidas através do ajuste de curvas para as repostas de Força x Deslocamento do modelo de referência, de modo a garantir que o modelo equivalente apresente a mesma resposta mecânica que o de referência.

Figura 4.1 – Condições de Contorno Aplicadas



4.1 – Modelo de Referência

ALAIMO et al., 2017, aborda em seu trabalho a otimização multi-objetivo para o design de stents de nitinol de modo a aumentar a sua vida em fadiga causada pela carga pulsante da artéria. Em seu trabalho, fornece as constantes materiais para o modelo superelástico do material nitinol, as quais serão adotadas para o modelo de referência e podem ser observadas na tabela 4.1.

AZAOUZI et al., 2012 aborda em seu estudo a inserção e carga mecânica à qual uma endoprótese arterial é submetida de modo a determinar o impacto das cargas impostas pela artéria na resposta mecânica do stent. Além disso, é realizado um estudo com diferentes parâmetros para a geometria do stent, de modo a otimizá-lo para esta aplicação.

No seu estudo, AZAOUZI et al., 2012 descreve um stent arterial como uma estrutura composta por nitinol e com diferentes geometrias de repetição, geralmente compostas por estruturas de parede fina e dispostas em formato de “V”. Uma vez que o estudo propõe a variação de diferentes parâmetros, dentre eles, espessura da parede (w), altura da parede (h), comprimento da aba (L) e número de repetições por diâmetro (N), serão adotados os padrões iniciais do estudo no presente trabalho, os quais são mostrados na tabela 4.2. As medidas descritas podem ser observadas na figura 4.2.

As geometrias deste stent para os os diferentes casos de estudo da geometria realística do stent foram geradas no software comercial de modelagem 3D Solidworks.

Para o estudo do tamanho do volume representativo, diferentes organizações das possíveis unidades de repetição foram simuladas. Além disso, também foi realizado estudo de sensibilidade malha. A geometria realística é dividida em diferentes quantidades de unidades de repetição, de modo a definir o menor tamanho possível para este estudo. Foram simulados os casos 1x1, 2x2 e 3x3, unidades repetitivas, sendo que as geometrias podem ser observadas respectivamente, nos casos A, B e C, na figura 4.3.

Tabela 4.1 – Parâmetros Materiais do Stent de Referência Analisado.

| <i>Parâmetros</i> | <i>Valores - Referência</i> |
|--------------------|-----------------------------|
| E [MPa] | 60000 |
| ν | 0,36 |
| σ SAS [MPa] | 416 |
| σ FAZ [MPa] | 442 |
| σ SSA [MPa] | 185 |
| σ FSA [MPa] | 104 |
| ξ | 0,04962 |
| α | 0,19 |

Tabela 4.2 – Parâmetros Geométricos do Stent de Referência Analisado.

| <i>Parâmetros</i> | <i>Valores</i> |
|-----------------------------|----------------|
| Altura da Parede (h) | 0,20 mm |
| Espessura da Parede (w) | 0,15 mm |
| Comprimento da Aba (L) | 2,25 mm |
| Número de Repetições | 12 |

Em posse das repostas de Força x Deslocamento para os casos descritos, foi realizada uma análise comparativa de Força/Área Superficial x Deslocamento para cada um dos casos de

modo a comparar a equivalência entre eles. O gráfico com a comparação dos referidos casos é apresentado na figura 4.4.

Figura 4.2 – Medidas de Projeto do Stent de Referência

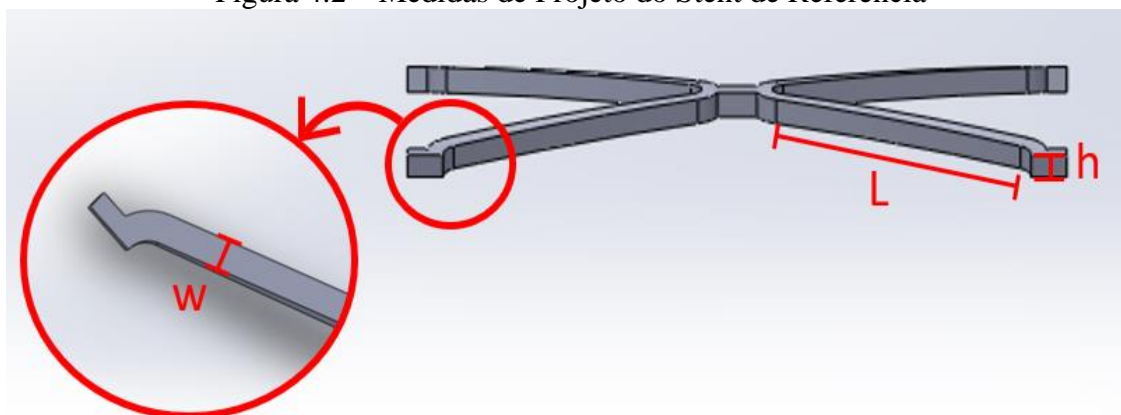
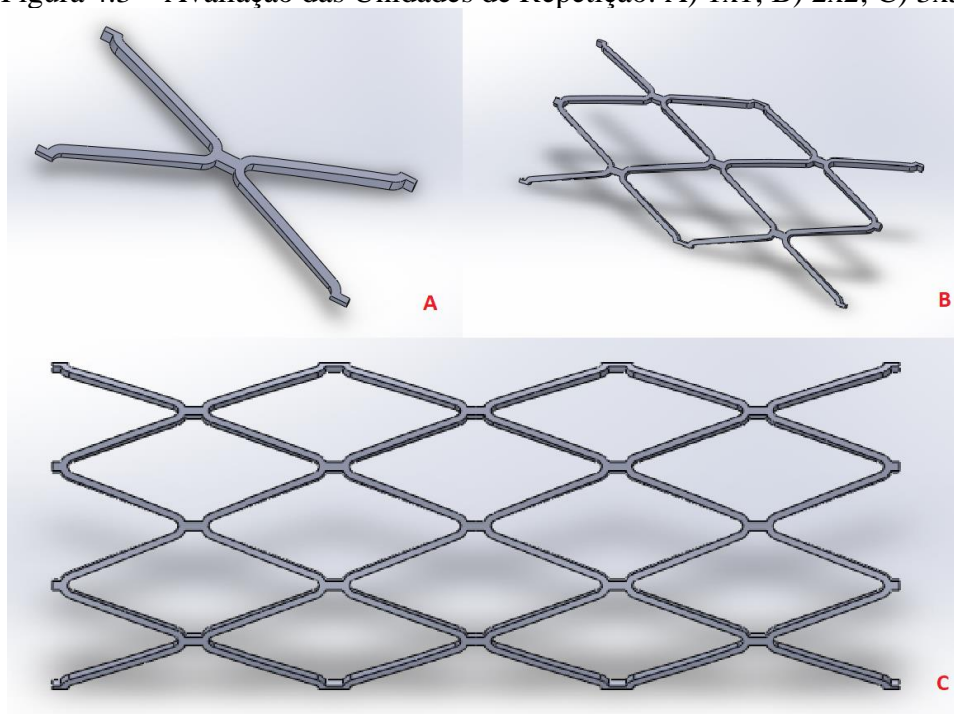


Figura 4.3 – Avaliação das Unidades de Repetição: A) 1x1; B) 2x2; C) 3x3.



Ao observar as respostas, é possível aferir a compatibilidade entre os modelos que, embora apresentem resultados diferentes de força, mantêm a mesma resposta mecânica quando esta é normalizada pela área de aplicação. Assim, a menor unidade repetitiva 1x1 pode ser considerada com um volume representativo, podendo ser tomada como base para a proposta do modelo mecânico simplificado.

Uma vez definida a geometria e unidade de repetição, foram definidos os parâmetros relativos à simulação da mesma. Primeiramente, em relação às condições de contorno, foi definido que as cargas seriam aplicadas de maneira radial de modo a simular de maneira mais fidedigna as condições de operação de uma endoprótese de nitinol. Além disso, foi utilizado o sistema de coordenadas cilíndrico sendo que, nesse caso, foi imposto um deslocamento radial

de maneira gradual até o valor de 2mm, simulando a curva de deslocamento durante a compressão do corpo na artéria. Além disso, condições de simetria foram aplicadas.

O modelo de referência foi discretizado com 184497 nós e 38280 elementos, sendo utilizado o elemento hexaédrico quadrático de 20 nós, devido à sua robustez e capacidade de suportar as propriedades necessárias para a solução do problema. O software utilizado para a simulação numérica foi o Ansys Workbench, considerando o modelo de material de memória de forma. Na figura 4.5, é possível observar a malha utilizada para a simulação do modelo de referência.

Figura 4.4 – Gráfico para Comparação de equivalência de Unidades de Repetição

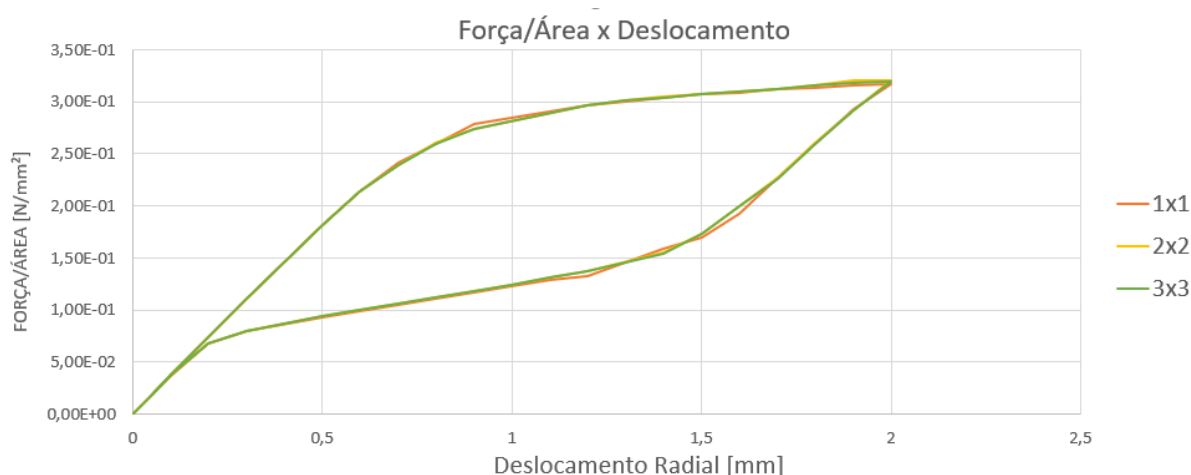
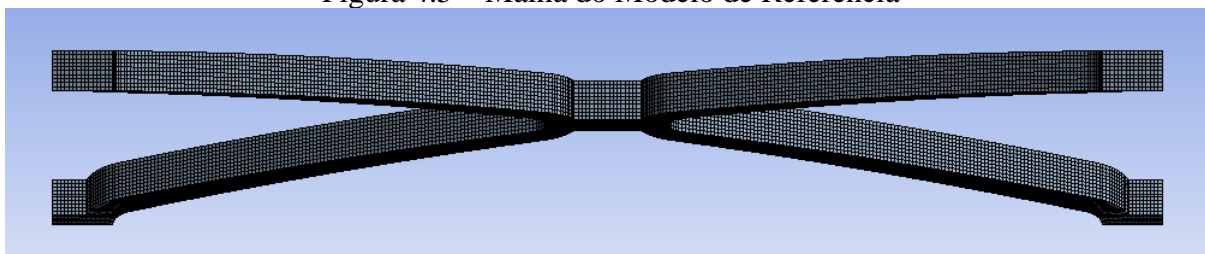


Figura 4.5 – Malha do Modelo de Referência



4.2 – Modelo Equivalente

O modelo equivalente, por sua vez, foi modelado diretamente no software de análise numérica Ansys APDL. O uso deste software permite a realização da análise de maneira mais dinâmica através do uso de códigos para implementação dos comandos. Foi considerado um tubo de diâmetro igual ao do modelo de referência.

O primeiro passo para análise foi, portanto, a construção de um modelo simplificado com área útil equivalente ao modelo de repetição individual, o qual pode ser observado na figura 4.6. As condições de contorno utilizadas foram as mesmas do modelo de referência, adaptadas à nova geometria. A escolha do elemento utilizado, por sua vez, foi pautada em uma análise dos elementos disponíveis que possuem a capacidade de suportar a propriedade envolvida na simulação, ou seja, a propriedade de ligas de memória de forma, ou Shape Memory Alloy. A escolha mais indicada para este estudo seria o uso de elementos de casca, devido à necessidade de um número menor de nós necessários para a realização de uma análise de qualidade. Porém, uma vez que os elementos de casca presentes na biblioteca do software não suportam a opção e biblioteca material escolhida para a análise, foi escolhido o elemento sólido hexaédrico

quadrático de 20 nós, que possui esta tecnologia de material implementada. As propriedades de ambos os modelos podem ser visualizadas na tabela 4.3.

Figura 4.6 – Modelo Equivalente

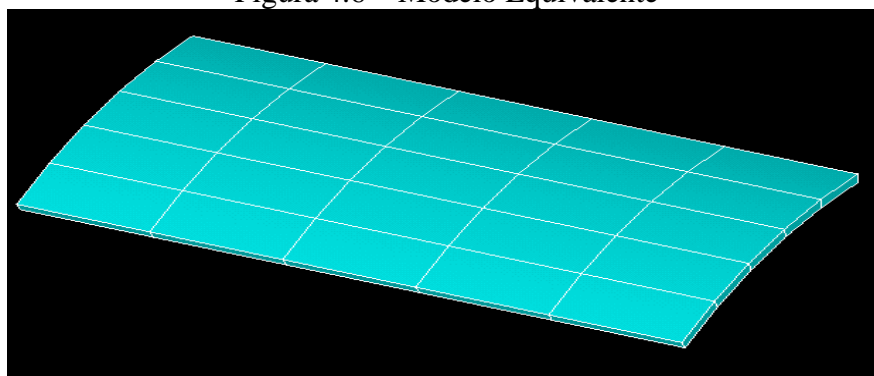


Tabela 4.3 – Comparação entre Modelos Realista e Equivalente

| <i>Parâmetros</i> | <i>Modelo de Referência</i> | <i>Modelo Equivalente</i> |
|----------------------------|-----------------------------|---------------------------|
| <i>Diâmetro [mm]</i> | 10 | 10 |
| <i>Espessura [mm]</i> | 0,2 | 0,1 |
| <i>Comprimento [mm]</i> | 5,5691 | 5,5691 |
| <i>Número de Elementos</i> | 2204 | 25 |
| <i>Número de Nós</i> | 14062 | 228 |

Uma vez que o modelo equivalente possui relação de volume e distribuição de massa diferentes, é esperado que suas constantes de materiais mudem. Assim, é necessário realizar um ajuste de curvas de Força x Deslocamento. Uma vez que ambos modelos possuem a mesma área projetada (sem vazios), e um deslocamento radial é imposto em uma superfície com nós, as forças de reação nestes mesmos nós podem ser obtidas para comparação.

O ajuste de curvas realizado teve como objetivo identificar os constantes materiais com as quais o modelo equivalente apresentasse a resposta mecânica semelhante ao de referência, utilizando o mesmo modelo material. Esse procedimento foi realizado a partir do uso de um algoritmo genético implementado pelo autor em MATLAB, o qual gerava indivíduos com diferentes valores para as propriedades analisadas e utilizava da otimização para identificar o indivíduo mais “apto” a cada geração, ou seja, o indivíduo que melhor se aproximasse da curva de referência. O algoritmo de otimização utilizado executava o ANSYS APDL, que gera um vetor de Força, $\bar{F}_{equivalente}$, a serem comparados com os dados de referência, \bar{F}_{Ref} , realizando o ajuste da curva equivalente. A função objetivo utilizada é dada por:

$$f_{objetivo} = \frac{\sum (\bar{F}_{Ref} - \bar{F}_{equivalente}(x))^2}{Máx\{\bar{F}_{Ref}\}} \quad (13)$$

Onde os componentes do vetor $\mathbf{x} = [E; \nu; \sigma_{SAS}; \sigma_{FAS}; \sigma_{SSA}; \sigma_{FSA}; \varepsilon; \alpha]$ são respectivamente, o módulo de elasticidade, o coeficiente de Poisson, tensões de início e fim para a troca de microestrutura na fase de ida, tensões de início e fim para troca de microestrutura na fase reversa, deformação máxima residual e relação entre as respostas mecânicas do corpo em tração e compressão, que são as incógnitas do problema. Deve-se mencionar a normalização pelo valor máximo de força da curva de referência, de modo a não priorizar a otimização nos

pontos mais próximos da origem, onde pequenas diferenças absolutas ainda podem implicar em grandes divergências percentuais.

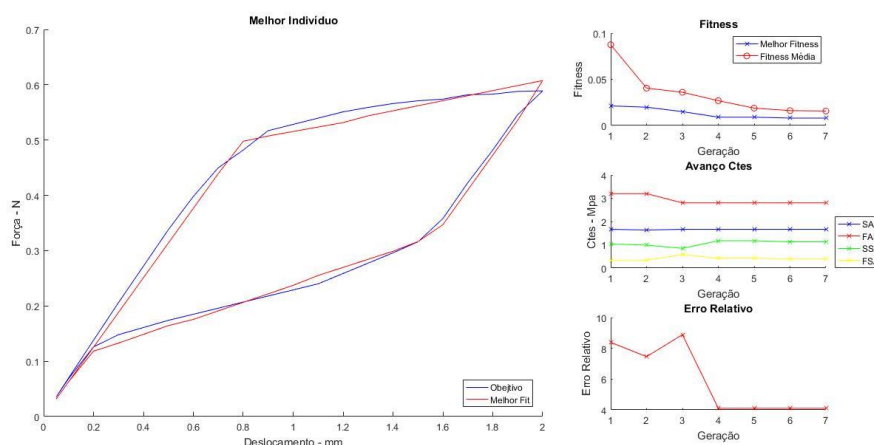
Vale citar, também, que para o caso equivalente, as constantes obtidas através do fitting de curvas perdem seu significado físico em relação às propriedades do material nitinol, sendo utilizadas apenas para o ajuste da resposta mecânica do modelo equivalente.

5. RESULTADOS E DISCUSSÕES

O resultado da otimização dos parâmetros de material é apresentado na Figura 5.1, mostrando a convergência do algoritmo para o melhor indivíduo. A análise permitiu, portanto, identificar as propriedades materiais de modo a permitir ao modelo equivalente apresentar resposta mecânica semelhante ao de referência com o custo computacional e de tempo extremamente reduzidos.

Observando a Figura 5.1, é possível identificar o comportamento típico dos materiais de memória de forma, caracterizado por duas fases bastante distintas, as quais são definidas pelas tensões de início e fim de troca de microestrutura. O modelo equivalente é capaz de reproduzir de maneira fidedigna o comportamento do material nitinol, apresentando as duas regiões características do mesmo, as quais representam as zonas de troca de microestrutura.

Figura 5.1 – Ajuste obtido para a Curva Força x Deslocamento do Modelo Equivalente em Relação à Referência com o algoritmo genético implementado.



Com esse modelo, foi possível alcançar uma precisão com erro relativo máximo de até 4.1% entre os pontos da curva equivalente e de referência através do ajuste realizado com algoritmo genético, comprovando a capacidade desta metodologia para reprodução do comportamento original do stent. Além disso, foi possível observar uma grande redução de tempo computacional na simulação do modelo equivalente, sendo o tempo utilizado até 40 vezes menor utilizando o mesmo computador (Processador Intel i5 1.8GHz) para ambas as análises. Na tabela 5.1, é possível observar uma comparação entre os tempos de cálculo para os modelos de referência e equivalente. O resultado dos parâmetros de material obtidos para o modelo equivalente, juntamente com os valores de referência são apresentados na Tabela 5.2.

Ao observar os valores dos parâmetros para os casos de referência e equivalente, é perceptível a redução na ordem de grandeza das constantes materiais relativas ao módulo de elasticidade e tensões de início e fim das trocas de microestrutura utilizadas para o modelo equivalente em relação à referência. Tal redução se deve, principalmente, devido ao aumento

da rigidez do modelo tubular em relação à geometria original, vazada e com unidades de repetição.

Tabela 5.1 – Comparação entre Tempos de Cálculo entre Modelos

| Parâmetro | Valores - Referência | Valores - Equivalente |
|----------------------|----------------------|-----------------------|
| Tempo de Cálculo [s] | 2532 | 57 |

Tabela 5.2 – Constantes Materiais do Modelo de Referência e Obtidas para o Modelo Equivalente.

| Parâmetros | Valores - Referência | Valores - Equivalente |
|----------------------|----------------------|-----------------------|
| E [MPa] | 60000 | 10,8352 |
| ν | 0,36 | 0,1635 |
| σ_{SAS} [MPa] | 416 | 1,7527 |
| σ_{FAZ} [MPa] | 442 | 2,6310 |
| σ_{SSA} [MPa] | 185 | 1,0070 |
| σ_{FSA} [MPa] | 104 | 0,4555 |
| ξ | 0,04962 | 0,7073 |
| α | 0,19 | 0,19 |

Deve-se ressaltar, também, a existência de pontos concentradores de tensão na geometria original, que sofrem as maiores deformações, mas, devido ao fato de possuírem área pequena em relação à área de aplicação do deslocamento, não influenciam diretamente na força de reação total da estrutura.

Uma vez em posse dos resultados para ambas as geometrias, de referência e equivalente, foi possível plotar ambas de modo a comparar o comportamento de tensão x deformação em pontos de deformação mínima e máxima para a geometria de referência e de tensão média para a equivalente, conforme apresentado nas Figura 5.2 e Figura 5.3.

Ao observar os gráficos na Figura 5.2, é possível notar a grande diferença na magnitude entre pontos submetidos a maior e menor tensão sendo, no primeiro caso, o nó submetido à curva completa do modelo material enquanto, no segundo caso, a deformação no nó permanecendo dentro da região inicial elástica do modelo.

Figura 5.2 – Comparação entre Gráficos de Tensão x Deformação pra os Nós de Máxima e Mínima Deformação do Modelo de Referência e Nó do Modelo Equivalente

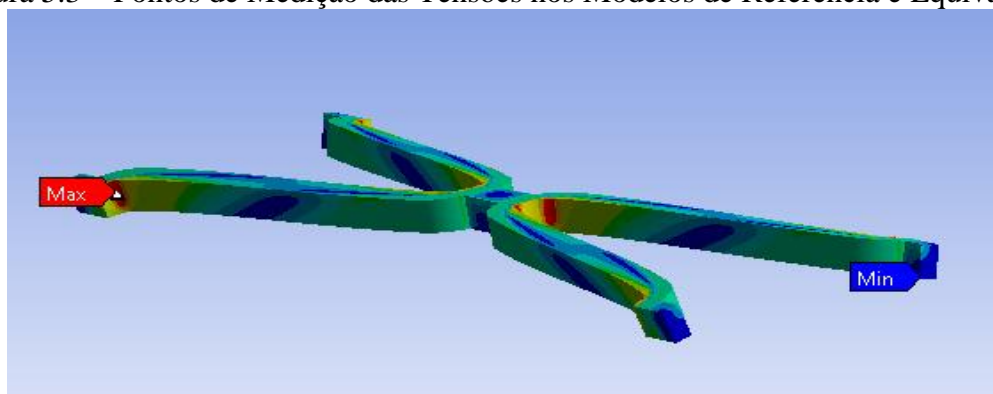


Também é possível notar o diferente formato da curva Tensão x Deformação do material utilizado em relação às curvas de referência. Esta diferença ocorre devido às diferentes características geométricas de ambas geometrias e à necessidade da adaptação das constantes do material para a replicação da resposta mecânica equivalente em relação ao modelo de referência. Vale notar que a deformação ao longo da geometria equivalente se dá de forma

muito mais homogênea, devido às características da geometria e que, para replicar a resposta mecânica da geometria de referência, as constantes materiais da geometria equivalente apresentam uma ordem de grandeza muito menor, o que é refletido também na curva tensão x deformação apresentada.

Na figura 5.3, é possível observar os pontos da malha em ambos os modelos onde foram medidas as tensões máxima e mínima para o caso de referência e tensão na face para o caso equivalente.

Figura 5.3 – Pontos de Medição das Tensões nos Modelos de Referência e Equivalente



6. CONCLUSÕES

A obtenção de um modelo equivalente que possa reproduzir a resposta mecânica de um stent realístico se mostrou possível através deste trabalho. A metodologia desenvolvida, também, se mostrou adequada para o estudo do carregamento envolvido na inserção de um stent padrão de nitinol – compressão e posterior expansão – considerando o modelo de material de memória de forma.

A realização de um estudo de tamanho do volume representativo para a estrutura, através da avaliação de diferentes organizações para as unidades de repetição, permitiu aferir a representatividade de uma unidade individual em relação à resposta mecânica total do stent arterial. Tal estudo permitiu a realização de análises com apenas uma unidade de repetição, as tornando muito menos custosas computacionalmente, com a garantia de que o volume analisado é representativo em relação à resposta mecânica do todo.

O modelo de material de memória de forma com a opção de superelasticidade ativada se mostrou capaz de reproduzir as características do material e permitiu, portanto, a criação de um modelo equivalente através da variação das constantes do material. Além disso, vale ressaltar o número reduzido de nós e elementos na geometria equivalente, permitindo assim a realização de simulações de muito menor custo computacional e tempo de execução. Devido a isso, a metodologia utilizada permitiu, portanto, a criação de um modelo mecanicamente equivalente para stents arteriais que fornece uma alternativa para a interação global entre as estruturas do stent e parede arterial, possibilitando a inserção de outros fatores pertinentes ao problema na análise, como a interação stent-artéria com as propriedades de hiperelasticidade, viscoelasticidade, anisotropia e contato entre superfícies. É importante ressaltar, porém, que ainda existem limitações no modelo de contato sugerido, uma vez que, nesse caso, são desconsiderados os efeitos localizados que ocorreriam na análise de um stent de geometria realista.

Para futuros trabalhos, recomenda-se realizar esta análise para diferentes geometrias de stents, visto a vasta gama de geometrias e métodos de expansão existentes atualmente, de modo

a comprovar a eficácia da metodologia para outros tipos de geometria com unidades de repetição diferentes.

7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALAIMO, G.; AURICCHIO, F.; CONTI, M.; ZINGALES, M. Multi-objective optimization of nitinol stent design. **Medical Engineering and Physics**. Junho, 2017.

AURICCHIO, F. A robust integration-algorithm for a finite-strain shape-memory-alloy superelastic model. **Internacional Journal of Plasticity**. Junho, 2000.

AURICCHIO, F.; CONTI, M.; DE BEULE, M.; DE SANTIS, G.; VERHEGGHE, B. Carotid artery stenting simulation: From patient-specific images to finite element analysis. **Medical Engineering & Physics**, outubro 2010.

AZAOUZI, M.; MAKRADI, A.; BELOUETTAR, S. Deployment of a self-expanding stent inside an artery: A finite element analysis. **Materials and Design**, maio 2012.

CAIAFFO VALDEZ, Laura. **Metodologia para Determinação de Modelo Equivalente de um Stent através de Modelos Multilineares de Plasticidade**. 2019. 12 fls. Monografia (Trabalho de Conclusão do Curso em Engenharia Mecânica) – Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2019.

COLOMBO, Antonio; STANKOVIC, Goran; MOSES, Jeffrey W. Selection of Coronary Stents. *Journal of the American College of Cardiology*, v.40, n.6, p.1021-1033, setembro 2002.
DAI, Y.; HU, H.; WANG, J.; YUAN, D.; ZHENG, T. Design and mechanical properties testing of a new cross-helical popliteal artery Stent. **Medicine in Novel Technology and Devices**, julho 2021.

FORMENTON, Ana Bárbara Krummenauer. **Metodologia numérico-experimental para caracterização de paredes arteriais**. Porto Alegre: UFRGS, 2014. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica), Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2014.

HOLZAPFEL, Gerhard; GASSER, Thomas C.; OGDEN, Ray 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, n.1-3, p.1-48, julho 2000.

JUNQUEIRA, L.C; CARNEIRO, José. **Histologia Básica**. 10 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2004.

LALLY, C.; DOLAN, F.; PRENDERGAST, P.J. Cardiovascular stent design and vessel stresses: a finite element analysis. **Journal of Biomechanics**, v.38, n.8, p.1574-1581, agosto 2005.

WU, W.; YANG, D.-Z; QI, M.; WANG, W.-Q. An FEA method to study flexibility of expanded coronary stents. **Materials Processing Technology**, dezembro 2006.