

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ
DEPARTAMENTO ACADÊMICO DE MECÂNICA
CURSO DE ENGENHARIA MECÂNICA

NICOLAS BRUGNOLO
RAFAEL FIRMINO DA SILVA

**SIMULAÇÃO NUMÉRICA VIA MÉTODO DOS
ELEMENTOS FINITOS DE STENT-GRAFT DE NITINOL**

TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO

CURITIBA
2017

NICOLAS BRUGNOLO
RAFAEL FIRMINO DA SILVA

**SIMULAÇÃO NUMÉRICA VIA MÉTODO DOS
ELEMENTOS FINITOS DE STENT-GRAFT DE NITINOL**

Monografia do Projeto de Pesquisa apresentada à disciplina de Trabalho de Conclusão de Curso - Tcc2 do Curso de Engenharia Mecânica da Universidade Tecnológica Federal do Paraná como requisito parcial para aprovação na disciplina.

Orientadora: Prof.^a Dr.^a Ana Paula C. S. Ferreira

CURITIBA
2017

TERMO DE APROVAÇÃO

Por meio deste termo, aprovamos a monografia do Projeto de Pesquisa "SIMULAÇÃO NUMÉRICA VIA MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS DE STENT-GRAFT DE NITINOL", realizado pelo alunos NICOLAS BRUGNOLO e RAFAEL FIRMINO DA SILVA, como requisito para aprovação na disciplina de Trabalho de Conclusão de Curso 2, do curso de Engenharia Mecânica da Universidade Tecnológica Federal do Paraná.

Prof.^a Dr.^a Ana Paula Carvalho da Silva Ferreira
Departamento Acadêmico de Mecânica, UTFPR
Orientadora

Prof. Dr. Ivan Moura Belo
Departamento Acadêmico de Mecânica, UTFPR
Avaliador

Prof. Dr. Marco Antônio Luersen
Departamento Acadêmico de Mecânica, UTFPR
Avaliador

Curitiba, 30 de novembro de 2017

RESUMO

BRUGNOLO, Nicolas; DA SILVA, Rafael Firmino. SIMULAÇÃO NUMÉRICA VIA MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS DE STENT-GRAFT DE NITINOL. 56 f. Trabalho de Conclusão de Curso – Curso de Engenharia Mecânica, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2017.

O presente trabalho apresenta um modelo numérico de um “Graft endovascular”. Grafts endovasculares são os principais dispositivos usados no tratamento de aneurismas de forma não-invasiva. Ainda assim, poucos estudos foram desenvolvidos buscando uma metodologia de avaliação dos mesmos. Uma análise pelo Método dos Elementos Finitos (MEF) é desenvolvida para avaliar a interação entre o Stent-Graft (SG) e a parede aórtica. Este método é escolhido por possibilitar tal análise e avaliar a efetividade do dispositivo. Uma pesquisa na literatura é feita para caracterizar corretamente as propriedades do material comercial de tal stent, bem como o comportamento mecânico de ambos, SG e aorta. Da mesma forma, são selecionados os tipos de elementos finitos e parâmetros de malha apropriados ao modelo, com o objetivo de obter resultados precisos. Para tal desenvolvimento, o principal desafio é selecionar corretamente as condições de contorno da interação entre stent e aorta. Por meio de uma deformação radial, são obtidos resultados de tensão equivalente. Ao fim, é discutida a análise de convergência, seguida de uma comparação qualitativa e quantitativa da distribuição de tensões com resultados encontrados na literatura, sendo então validada a metodologia.

Palavras-chave: Stent-Graft, Nitinol, Método dos Elementos Finitos.

ABSTRACT

BRUGNOLO, Nicolas; DA SILVA, Rafael Firmino. NUMERICAL SIMULATION THROUGH FINITE ELEMENT METHOD OF A NITINOL STENT-GRAFT. 56 f. Trabalho de Conclusão de Curso – Curso de Engenharia Mecânica, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2017.

The present work provides a numerical model of an "endovascular Graft". Endovascular grafts are the main devices used in the treatment of aneurysms in a non-invasive manner. However, few studies have been developed seeking an evaluating methodology. A Finite Element Method (FEM) analysis is developed to assess the interaction between the Stent-Graft (SG) and the aortic wall. This method is chosen due to the possibility of that analysis and because it evaluates the effectiveness of the device. A literature research is made to correctly characterize the properties of the commercial material of such stent, as well as the mechanical behavior of both, SG and aorta. In the same way, the finite element types and mesh parameters are appropriately selected to the model, in order to obtain accurate results. For this development, the main challenge is to properly select the boundary conditions of the assembly, SG and aorta. A radial displacement is applied aiming to obtain equivalent stress results. At last, a convergence analysis is made, followed by a qualitative and quantitative comparison of the stress distribution based on the literature, to finally validate the methodology.

Keywords: Stent-Graft, Nitinol, Finite Element Method.

LISTA DE SIGLAS

MEF	Método dos Elementos Finitos – <i>Finite Element Method</i>
SG	Stent-Graft
EVAR	Reparação Endovascular de Aneurisma – <i>Endovascular Aneurysm Repair</i>
AAA	Aneurisma Aórtico Abdominal – <i>Abdominal Aortic Aneurysm</i>
LMF	Liga com Memória de Forma – <i>Memory Shape Alloy</i>
ePTFE	Politetrafluoretileno expandido – <i>Expanded polytetrafluoroethylene</i>
A_s	Temperatura de início da transformação austenítica – <i>Austenitic transformation starting temperature</i>
A_f	Temperatura de fim da transformação austenítica – <i>Austenitic transformation finishing temperature</i>
M_s	Temperatura de início da transformação martensítica – <i>Martensitic transformation starting temperature</i>
M_e	Temperatura de fim da transformação martensítica – <i>Martensitic transformation ending temperature</i>
M_d	Temperatura máxima de deformação – <i>Maximum deformation temperature</i>
EMFU	Efeito de memória de forma unidirecional – <i>One-way shape memory effect</i>
EMFB	Efeito de memória de forma bidirecional – <i>Two-way shape memory effect</i>
E_a	Módulo de elasticidade da fase austenítica – <i>Austenite elasticity modulus</i>
σ_l^s	Tensão de escoamento – <i>Start of transformation loading stress</i>
σ_l^e	Tensão final da transformação sobre tensão – <i>End of transformation loading stress</i>
E_m	Módulo de elasticidade da fase martensítica – <i>Martensite elasticity modulus</i>
σ_u^s	Tensão inicial da transformação sobre descarga – <i>Start of transformation unloading stress</i>
σ_u^e	Tensão final da transformação sobre descarga – <i>End of transformation unloading stress</i>
α	Coeficiente de resposta entre tensão e compressão – <i>Material responses ratio between tension and compression</i>
x	Coordenada cartesiana na direção X do stent – <i>Cartesian coordinate on X direction for the stent</i>
y	Coordenada cartesiana na direção Y do stent – <i>Cartesian coordinate on Y direction for the stent</i>
z	Coordenada cartesiana na direção Z do stent – <i>Cartesian coordinate on Z direction for the stent</i>
r	Raio do stent – <i>Stent radius</i>
t	Ângulo de rotação – <i>Rotational angle</i>
a	Amplitude do stent – <i>Stent amplitude</i>
k	Número de passes da função – <i>Function's pitch number</i>
ϕ	Diâmetro de fio do stent – <i>Stent's wire diameter</i>
δ'	Variação na amplitude do stent – <i>Stent's amplitude variation</i>

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1 – Posicionamento do SG com a ajuda de um cateter	10
Figura 1.2 – Ligas de memória de forma – Tipos de publicações de janeiro de 1990 até setembro de 2013	11
Figura 1.3 – Número de documentos publicados por ano, desde 1996 até 2017	11
Figura 2.1 – Os oito tipos mais comuns de SG em uso	13
Figura 2.2 – Dimensões de um SG comum	14
Figura 2.3 – Demonstração da fixação ativa e passiva de um SG	14
Figura 2.4 – Fases possíveis de LMF e estruturas cristalinas	15
Figura 2.5 – Transformação de fases da LMF Flexinol NiTi	16
Figura 2.6 – Curva tensão x deformação do nitinol	17
Figura 2.7 – Forma dos elementos sólidos SOLID185 e SOLID186	21
Figura 2.8 – Forma do elemento tetraédrico SOLID285	22
Figura 3.1 – Curva parametrizada em MATLAB R2014b resultante das equações	25
Figura 3.2 – Stent modelado em <i>SolidWorks</i> 2014	26
Figura 3.3 – Stent modelado em <i>SolidWorks</i> 2014 e importado para o programa ANSYS <i>Workbench</i> R15.0	26
Figura 3.4 – 1/4 da geometria do stent selecionada no ANSYS <i>Workbench</i> R15.0	27
Figura 3.5 – 1/4 da geometria da aorta modelada no ANSYS <i>Workbench</i> R15.0	27
Figura 3.6 – Sistema de coordenadas cilíndricas posicionado ao conjunto stent-aorta	28
Figura 3.7 – Regiões de contato do stent e aorta como região alvo	29
Figura 3.8 – Exemplo de divisão de passos, sub-passos e testes de convergência do programa ANSYS	30
Figura 3.9 – Face interna da aorta selecionada para o deslocamento	31
Figura 3.10 – Faces selecionadas do stent como suporte sem atrito	32
Figura 3.11 – Resultados do primeiro modelo com descontinuidade.	32
Figura 3.12 – Batente posicionado na extremidade da aorta.	33
Figura 3.13 – Contato utilizado no segundo modelo	34
Figura 3.14 – Configurações de análise para o segundo modelo	35
Figura 3.15 – Simulação do segundo modelo com visualização da penetração da aorta no stent	36
Figura 3.16 – Stent de seção transversal quadrada modelado no <i>SolidWorks</i>	37
Figura 3.17 – Face de contato do stent de seção quadrada e da aorta	37
Figura 3.18 – Faces selecionadas para suporte sem atrito do stent de seção quadrada	38
Figura 3.19 – Resultados de tensões de von Mises para o stent de seção quadrada	38
Figura 3.20 – Stent de seção transversal circular modelado no <i>SolidWorks</i> , com deta- lhe no batente embutido	39

Figura 3.21–Seleção de superfícies de contato e alvo e suportes sem atrito	39
Figura 3.22–Resultados de tensões de von Mises para o stent de seção circular	40
Figura 3.23–Interface de configuração das definições do contato sem atrito no programa ANSYS	41
Figura 3.24–Configuração do conjunto stent-graft posicionado dentro da aorta	43
Figura 3.25–Fases selecionadas para suporte sem atrito do stent de seção circular com o graft	44
Figura 3.26–Face externa do graft que aplica-se o deslocamento	44
Figura 3.27–Resultados de tensões de von Mises para o conjunto stent-graft de seção circular	45
Figura 3.28–Gráfico de análise de convergência: tensão máxima vs. número de elementos	47
Figura 4.1 – Representação da tensão de von Mises	48
Figura 4.2 – Distribuição de tensão no corpo principal do stent graft	49
Figura 4.3 – Tipos de elementos utilizados pela seleção automática de malha do programa ANSYS	50
Figura 4.4 – Deformação axial máxima no stent, com ênfase na variação de amplitude	51
Figura 4.5 – Representação de um stent completo	51
Figura 4.6 – Análise de tensões na superfície interna da aorta	53

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1 – Propriedades do material nitinol-II.	18
Tabela 2.2 – Propriedades do material utilizado para a parede aórtica no modelo Mooney-Rivlin de três parâmetros.	19
Tabela 2.3 – Tensão limite de resistência e rigidez da aorta.	19
Tabela 2.4 – Propriedades do material hiperelástico para o aneurisma.	20
Tabela 3.1 – Deslocamento radial aplicado a aorta.	31
Tabela 3.2 – Tamanho dos elementos selecionados para o stent em cada simulação, com respectivos valores de tensão e número total de elementos.	46
Tabela 4.1 – Parâmetros e resultados referentes à simulação do terceiro modelo com stent de seção circular e batente embutido.	48
Tabela 4.2 – Parâmetros e resultados referentes à simulação do quarto modelo com stent de seção circular com batente embutido e graft.	52

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	9
1.1	Objetivos	10
1.2	Revisão da Literatura	10
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	13
2.1	Stent-Graft	13
2.2	Propriedades do Nitinol	14
2.3	Propriedades da Parede Aórtica	18
2.3.1	Tecido Saudável	18
2.3.2	Tecido Danificado	19
2.4	Tipo de Elemento Usado para Modelar o Stent	20
2.4.1	Elementos de Viga e Casca	20
2.4.2	Elementos Sólidos	21
2.4.2.1	Sólidos Axissimétricos	21
2.4.2.2	Sólidos Hexaédricos	21
2.5	Tipo de Elemento da Parede Aórtica	21
3	METODOLOGIA	23
3.1	Hipóteses Gerais e Simplificações	23
3.2	Desenvolvimento da Geometria	24
3.3	Inserção de Dados	25
3.4	Primeiro Modelo	28
3.5	Segundo Modelo	33
3.6	Terceiro Modelo	36
3.7	Detalhamento do contato sem atrito	40
3.8	Quarto Modelo	42
3.9	Análise de convergência	45
4	RESULTADOS	48
4.1	Terceiro Modelo	48
4.2	Quarto Modelo	51
4.3	Aorta	52
5	CONCLUSÕES	54
	REFERÊNCIAS	55

1 INTRODUÇÃO

Segundo [Mannick e Whittemore \(2014\)](#), um tratamento endovascular é necessário quando o diâmetro de um aneurisma é maior que 50mm. Um aneurisma, de acordo com [Rahimi \(2016\)](#), é uma condição quando ocorre a dilatação da artéria resultando num enfraquecimento do tecido da parede aórtica devido a pressão sanguínea. Há duas técnicas que podem ser aplicadas com o propósito de reduzir o risco de ruptura da parede aórtica, sendo elas: cirurgia aberta e reparação endovascular de aneurisma da aorta (EVAR). O último caso é investigado no presente estudo.

O procedimento EVAR consiste no posicionamento de um reforço dentro do vaso sanguíneo. Tal reforço é chamado Stent-Graft (SG), que é um tubo composto por um tecido e uma malha de metal tramados. Vários tipos de SGs são desenvolvidos para se encaixarem firmemente no tecido não-danificado e criar um caminho para o sangue dentro do aneurisma. O SG permite que o sangue passe sem empurrar o aneurisma aórtico abdominal (AAA), ao mesmo tempo que mantém a pressão sanguínea.

Stent-Grafts possuem diâmetro entre 10 a 20% maiores que o diâmetro interno médio da aorta, conforme indica [Schwarz \(2012\)](#) e possuem propriedades semelhantes a uma mola. O stent pode ser comprimido até seu diâmetro mínimo e então posicionado na área afetada. Ao se expandir ele permanece fortemente ligado à parede aórtica, como mostra a Figura 1.1. Algumas literaturas abordam a interação entre o SG e a parede aórtica. Ainda assim, simulações numéricas por MEF contribuem para o avanço da tecnologia nessa área, permitindo que diferentes formatos/geometrias e materiais sejam testados.

A modelagem de SGs é relativamente complexa, pois devem ser considerados três problemas principais do sistema:

- (i) O SG deve suportar uma deformação máxima de acordo com as ligas de memória de forma (LMF), bem como seguir uma geometria específica que deve ser parametrizada, visando gerar um modelo mais simples para a análise;
- (ii) As condições de contorno entre o SG e parede aórtica são pouco abordadas pela literatura, sendo que a mesma considera somente forças radiais, desconsiderando os carregamentos axiais no SG;
- (iii) As propriedades do material tanto do SG quanto da parede aórtica são conhecidas, porém, a modelagem pode encontrar entraves relativos a complexidade da resolução do sistema, sendo necessário reduzir o grau de complexidade do material, a fim de encontrar convergência nos resultados.

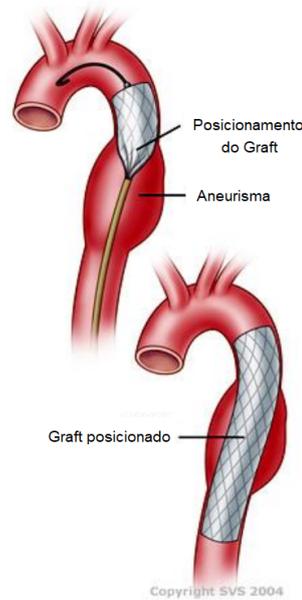


Figura 1.1 – Posicionamento do SG com a ajuda de um cateter.

Fonte: [EAGLETON \(2004\)](#)

1.1 OBJETIVOS

O presente estudo visa modelar e avaliar a interação entre o stent e a parede aórtica. O Método dos Elementos Finitos (MEF) é usado para desenvolver um modelo computacional. Para obter-se um modelo representativo, além das propriedades do material, são estudadas dimensões e formatos do stent, bem como o tecido tanto da parede aórtica não-danificada quanto da parede já lesionada.

1.2 REVISÃO DA LITERATURA

Os estudos de SGs datam dos idos de 1990, segundo [Greenhalgh e The \(2004\)](#), em que foi demonstrado que o procedimento EVAR era uma prática segura e plausível. No entanto, poucos estudos com relação a simulação numérica de SGs foram desenvolvidos até os anos 2000. Segundo [Jani et al. \(2014\)](#), além da complexidade do assunto, o desenvolvimento de tais dispositivos estar relacionado diretamente com o setor biomédico privado – o qual teve grande avanço desde a década de 90, limitou a publicação de artigos relacionados com o nitinol e LMF na forma de livros, como mostra a [Figura 1.2](#).

No contexto do MEF, segundo [Perrin et al. \(2015\)](#), somente na última década foram desenvolvidos estudos em engenharia com relação aos efeitos de longo prazo do procedimento EVAR e SGs, como mostra o gráfico mostrado na [Figura 1.3](#).

É possível notar um aumento significativo dos estudos no ano 2007. Neste período, foram elaborados estudos por meio da dinâmica dos fluidos, como [Howell et al. \(2007\)](#), assim como interações fluido-estrutura para estimar a ação mecânica no SG, no ano inte-

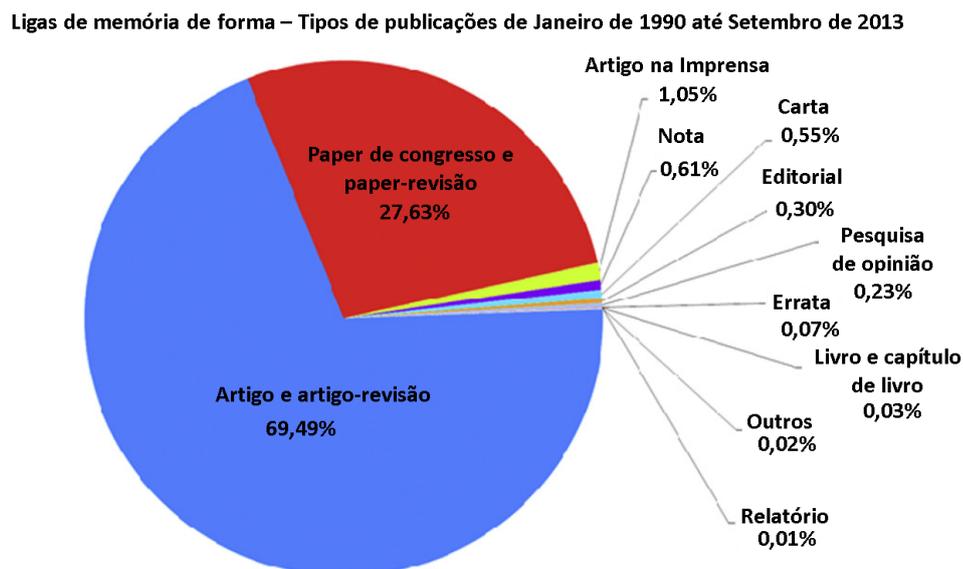


Figura 1.2 – Ligas de memória de forma – Tipos de publicações de Janeiro de 1990 até Setembro de 2013.

Fonte: Jani et al. (2014)



Figura 1.3 – Número de documentos publicados por ano, desde 1996 até 2017 sobre SGs, segundo a plataforma Scopus.

Fonte: Autoria própria (2017)

rior, em destaque para Li e Kleinstreuer (2006). Ainda segundo Perrin et al. (2015), tais estudos são limitados por não levarem em conta o procedimento de inserção do SG.

A partir do ano 2008, buscou-se desenvolver metodologias para a parametrização de stents. Um destes estudos é abordado por Gideon et al. (2009). No artigo, são fornecidas dimensões do stent, além de informações com relação ao método mais utilizado na simulação de SGs. Segundo os autores, a modelagem do problema envolve a restrição de um ponto específico e inserção de faixas de pressão isostáticas.

Ainda em 2008, [Kleinstreuer et al. \(2008\)](#) realizou um comparativo de tensões entre combinações de stents dos dois materiais mais utilizados – NiTi-I e NiTi-II, com três materiais de grafts mais utilizados – no caso PTFE, ePTFE e PET. Com base em deformações recomendadas tanto para compressão no catéter quanto ao superdimensionamento, foi feita a análise da força de oposição na aorta, tensões e distribuições. Os autores discutem ainda tensões de fadiga com resultados obtidos por experimentos, concluindo que enquanto a combinação do nitinol e PET prolonga a vida em fadiga de SGs, a conformidade de tal conjunto é muito inferior à associação nitinol-ePTFE.

No decorrer dos quatro próximos anos, uma vez que haviam estudos validando metodologias, foram elaborados estudos otimizando estruturas comerciais. Em 2012, [Schwarz \(2012\)](#) e [Abad et al. \(2012\)](#) realizaram a otimização de stents de nitinol. [Schwarz \(2012\)](#) realizaram a simulação estática, sujeitando o stent a forças radiais, pressões e deformações resultantes do superdimensionamento do stent, por meio da superfície de um graft adjacente ao stent. O intuito do estudo era otimizar uma geometria específica para uma situação em que o SG já estivesse posicionado sobre a aorta.

Já [Abad et al. \(2012\)](#) seguem uma aproximação diferente, realizando a simulação do procedimento prático de inserção do stent na aorta. Semelhantemente a [Schwarz \(2012\)](#), a deformação é transmitida ao stent por meio do graft conectado ao stent .

[Schwarz \(2012\)](#) comparam os resultados com experimentos realizados pelos mesmos, apenas concluindo que para a geometria estudada, a metodologia para otimizar o stent é válida. Por outro lado, [Abad et al. \(2012\)](#) realiza ainda um comparativo de tensões de fadiga com relação às geometrias-diamante mais utilizadas – incluindo [Kleinstreuer et al. \(2008\)](#), uma das principais referências.

[Amirjani et al. \(2014\)](#) realizou a otimização de um stent com base no MEF, via deformação aplicada sobre a aorta, juntamente com a simulação hemodinâmica da aplicação de um medicamento agregado ao SG. Segundo o mesmo, é realizada a avaliação quantitativa e qualitativa com relação as valores de tensão máxima e sua distribuição, obtendo valores coerentes com referências. Até o presente momento, com metodologias e estruturas avaliadas, o estudo de SGs vem tomando caminhos diversos. Estudos como [Shayan e Chun \(2015\)](#) têm avaliado materiais alternativos ao Eptfe, enquanto estruturas de graft possíveis vem sendo estudadas, como [Kuribayashi et al. \(2006\)](#), que desenvolveu uma aplicação de ligas com memória de forma em filmes finos de nitinol, visando desenvolver SGs com efeito de memória “origami”.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 STENT-GRAFT

Segundo Schwarz (2012), atualmente há oito tipos principais de SGs, conforme mostra a Figura 2.1. Os stents são geralmente projetados com base em princípios similares, apesar das dimensões em si serem distintamente diferentes. De forma geral, é considerado que as forças radiais são primariamente suportadas por um fio que é normalmente de aço inoxidável, ligas metálicas cromo-cobalto ou uma liga nitinol. O nitinol é uma liga de níquel-titânio, caracterizado como uma liga de memória superelástica, o qual mantém a capacidade de ser submetido a grandes tensões e ainda ser capaz de retornar plasticamente à sua geometria inicial quando a carga é removida.

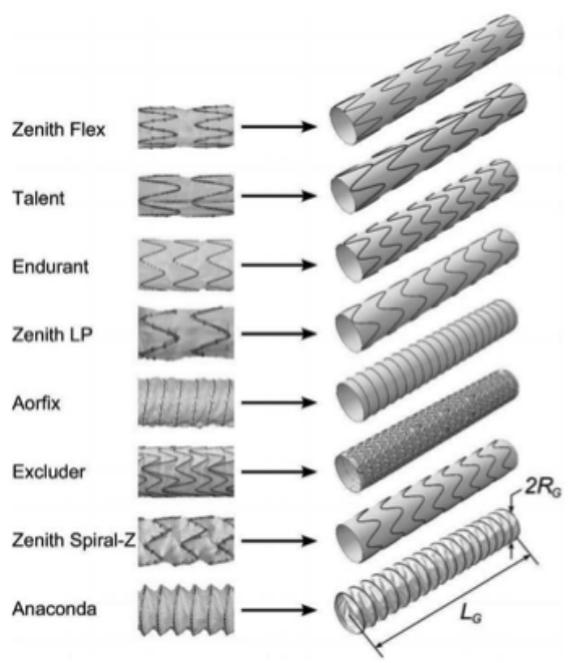


Figura 2.1 – Os oito tipos mais comuns de SG em uso.

Fonte: Demanget et al. (2013)

Para alguns dispositivos, a geometria do fio é sinusoidal e envolto helicoidalmente em torno do enxerto. Outros dispositivos tem fios sinusoidais mas utilizam segmentos individuais de fios espaçados ao longo do enxerto, onde cada segmento faz apenas uma revolução em torno do enxerto, como os stents Aorfix e Anaconda, como mostra a Figura 2.1.

Schwarz (2012) menciona também que o diâmetro do fio de um stent para um diâmetro entre 18 e 22 mm é de 0,5 mm. A amplitude de um anel axial é normalmente de 9mm, de acordo com Gideon et al. (2009), conforme mostra a Figura 2.2:

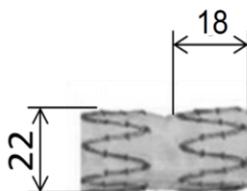


Figura 2.2 – Dimensões de um SG comum.

Fonte: Autoria própria (2017)

"O enxerto, que tem um comportamento de um tecido, é feito de politetrafluoretileno expandido (ePTFE), PTFE ou PET (Dacron) e é primariamente usado como um canal para o fluxo sanguíneo" (SCHWARZ, 2012, p. 8). Normalmente, o enxerto é suturado ou aderido ao interior ou exterior do stent dependendo do dispositivo.

Enquanto alguns dispositivos dependem inteiramente na fixação ativa do mesmo, todos incorrem ao menos alguma fixação passiva entre o SG e a superfície da artéria mesmo se utilizarem técnicas de fixação ativa, como mostra a Figura 2.3. "Tal fixação passiva é induzida por dimensionar o SG levemente (entre 10-20%) maior que o diâmetro nominal da artéria antes de frizar, inserir e aplicar o dispositivo" (SCHWARZ, 2012, p. 8).

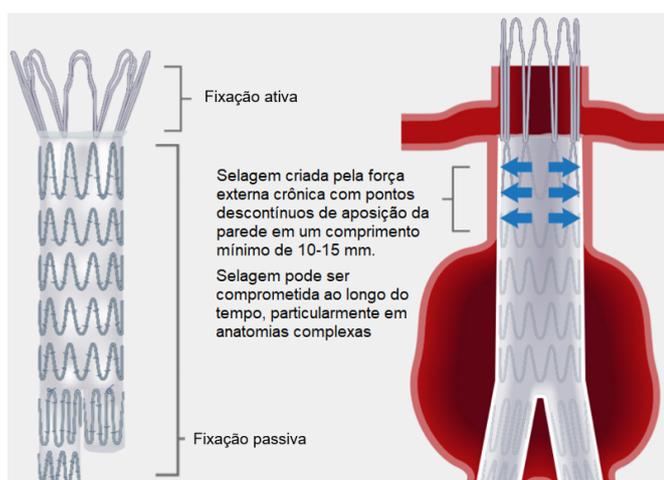


Figura 2.3 – Demonstração da fixação ativa e passiva de um SG.

Fonte: Trivascular Inc (2016)

2.2 PROPRIEDADES DO NITINOL

Stents são comumente feitos de nitinol, uma liga de níquel e titânio. O nitinol se diferencia dos outros materiais por ser uma LMF. De acordo com Schwarz (2012), peças feitas a partir do nitinol recuperam sua forma original após uma solicitação enquanto a deformação total for de 8 a 10% da forma original. Este comportamento só é interrompido quando a temperatura da peça for maior ou menor que um limite pré-estabelecido, dependendo do processo de produção e da composição da liga.

A aplicação de tais materiais é simples, segundo [Jani et al. \(2014\)](#), em que o material pode ser facilmente deformado pela aplicação de uma força externa, e irá contrair ou recuperar-se para sua forma original quando aquecido além de uma certa temperatura - na qual ocorre uma mudança de fase no material, seja pelo aquecimento externo ou interno (por efeito Joule). Ainda segundo [Jani et al. \(2014\)](#), este comportamento é benéfico em equipamentos posicionados por catéter, pois dispositivos de nitinol podem ser facilmente comprimidos em um catéter de pequeno diâmetro. SGs são posicionados em sua fase martensítica - à temperaturas abaixo da temperatura de início da transformação austenítica, sendo então transportados até o ponto de aplicação, e ao serem expostos à temperatura sanguínea, por troca de calor, alcançam a temperatura de início da transformação austenítica, deformando-se então até sua forma original (na fase austenítica).

LMFs podem ser formadas com duas fases diferentes, com três estruturas cristalinas diferentes (martensita maclada, martensita não-maclada e austenita) e seis transformações possíveis, como mostra a Figura 2.4.

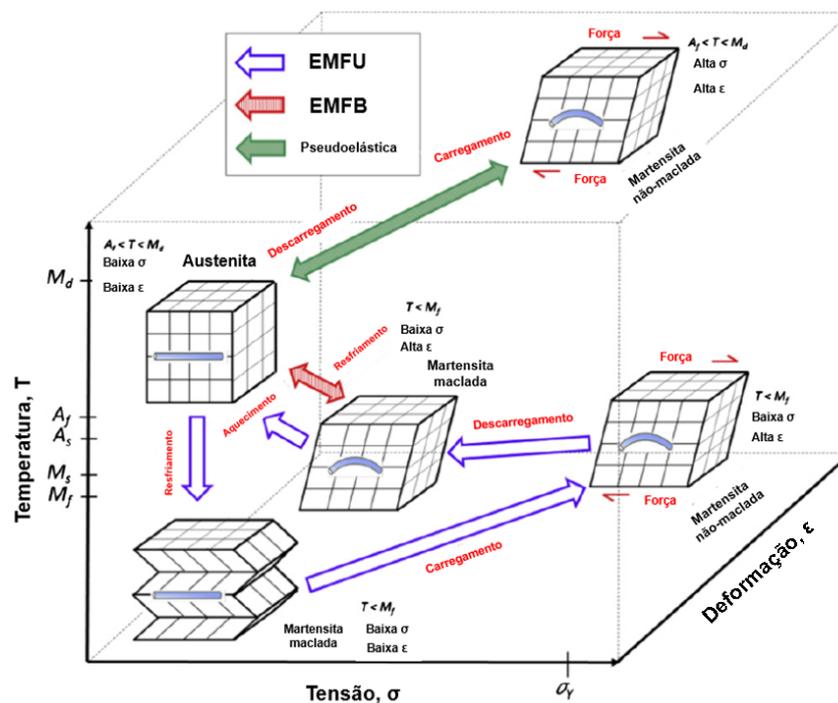


Figura 2.4 – Fases possíveis de LMF e estruturas cristalinas.

Fonte: [Jani et al. \(2014\)](#)

A estrutura austenítica é estável a altas temperaturas, enquanto a estrutura martensítica é estável a baixas temperaturas. Quando uma LMF é aquecida, ela começa a se transformar de martensita em austenita. A transformação começa acima da temperatura de transformação (A_s) e é completada ao alcançar a temperatura de fim da transformação austenítica (A_f).

Uma vez que a LMF esteja aquecida acima de A_s , ela começa a se contrair e

a se transformar na estrutura austenítica, isto é, retornando à sua forma original. Tal comportamento é possível mesmo sobre alto carregamento.

Durante o processo de resfriamento, a transformação começa a se reverter na temperatura de início da transformação martensítica (M_s) e é completada quando alcança a temperatura de fim da transformação martensítica (M_f), de acordo com a Figura 2.5.

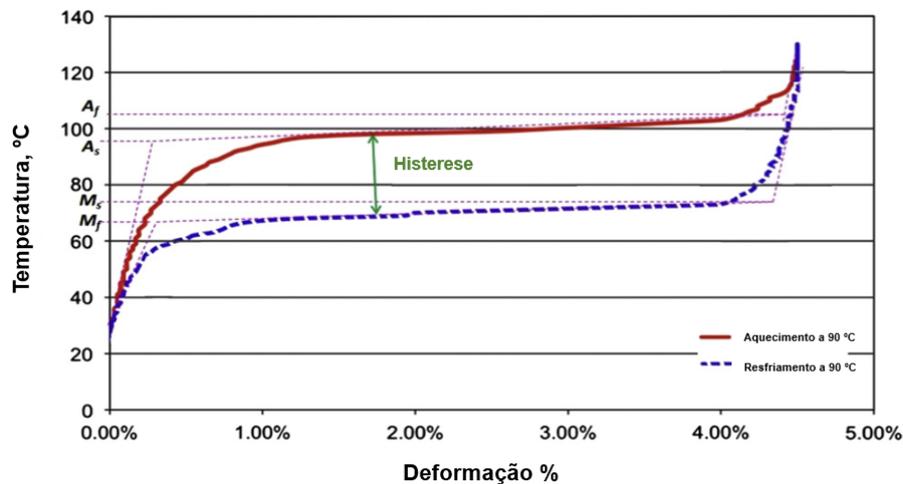


Figura 2.5 – Transformação de fases da LMF Flexinol NiTi.

Fonte: Jani et al. (2014)

Há ainda uma temperatura na qual a martensita não consegue mais suportar tensões induzidas e perde a memória de forma - (M_d). A partir desta temperatura, a LMF é permanentemente deformada, como um material metálico comum.

De acordo com Jani et al. (2014), podem haver três comportamentos distintos com relação à deformação, representados ainda na Figura 2.4:

- (i) Efeito de memória de forma unidirecional (EMFU): A LMF unidirecional retém um estado deformado após a reação de uma força externa, e então recupera sua forma quando sujeito a aquecimento;
- (ii) Efeito de memória de forma bidirecional (EMFB): Adicionalmente ao EMFU, o LMF bidirecional pode memorizar sua forma a ambas alta e baixa temperaturas. Entretanto, a EMFU é menos aplicada comercialmente, devido à necessidade de “treinamento” da forma da liga e ao fato de produzir cerca de metade da deformação em recuperação, quando em comparação ao EMFU do mesmo material, além de degradação das propriedades especialmente a altas temperaturas. Logo, EMFU proporcionam soluções mais confiáveis e econômicas;
- (iii) Pseudoelasticidade ou Superelasticidade: A LMF se reverte à sua forma original após a aplicação de carregamento a temperaturas entre A_f e M_d , sem a necessidade de qualquer ativação térmica.

De acordo com [Kleinstreuer et al. \(2008\)](#), o nitinol é uma LMF superelástica. Sendo assim, é necessário que sejam avaliadas as tensões no material de acordo com o ensaio tensão-deformação à temperatura de trabalho, a fim de reconhecer os pontos de início e fim das transformações de fase análogos ao laço de histerese temperatura-deformação. Logo, para uma certa temperatura, a curva tensão-deformação de uma LMF pode ser representada por um laço de histerese, como visto na Figura 2.6.

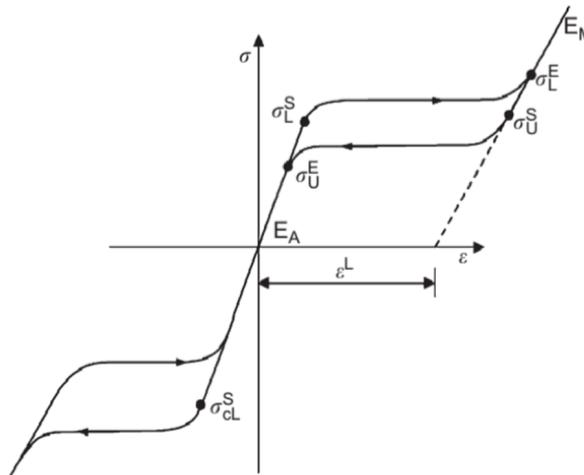


Figura 2.6 – Curva tensão x deformação do nitinol.

Fonte: [Kleinstreuer et al. \(2008, p. 2371\)](#)

A curva tensão-deformação segue a lei de Hooke com o módulo de elasticidade da fase austenítica (E_a), até a tensão de escoamento (σ_l^s), a qual representa o início da transformação martensítica. Neste ponto, a estrutura cristalina do material muda de austenita para martensita. Tal transformação causa um aumento na tensão sem aumento na carga de sollicitação, causado pelo aumento do volume na expansão dos cristais durante a transformação. Esta interação resulta no patamar observado entre σ_l^s e a tensão final de transformação sobre tração (σ_u^e). Deste ponto em diante, a curva segue de acordo com o módulo de elasticidade da fase martensítica (E_m) caso seja elevada a carga. No caso da descarga, a interrupção da carga de transformação marca o ponto onde a transformação se encerra, e o retorno do laço de histerese se inicia. Deste ponto em diante, a recuperação ocorre. Com a descarga, a retransformação da martensita em austenita se inicia no ponto de tensão inicial da transformação sobre descarga (σ_u^s), retornando até o início da curva, passando ainda pelo ponto de tensão final de transformação sobre descarga (σ_u^e), segundo [Kleinstreuer et al. \(2008\)](#). As demais propriedades do nitinol-II, a classe de nitinol mais utilizada em aplicações médicas, são fornecidas segundo dados experimentais, como mostra a Tabela 2.1, encontradas em [Kleinstreuer et al. \(2008\)](#).

O programa ANSYS fornece um modelo próprio para ligas com memória de forma, visando modelar as propriedades de tais ligas. Trata-se de um modelo simplificado, visto que só permite a especificação de um único módulo de elasticidade, o módulo austenítico.

Segundo [Divringi e Ozcan \(2009\)](#), a curva real do nitinol possui dois módulos de elasticidade diferentes, um para a estrutura austenítica e um para estrutura martensítica. Logo, utilizou-se o módulo de elasticidade da fase austenítica. Ainda assim, tal modelo de liga pode ser representativo do material desejado, enquanto o modelo simulado estiver dentro da região elástica da curva tensão-deformação. Adicionalmente, além das propriedades descritas anteriormente referente ao material do stent, o programa ANSYS possui um outro campo que deve ser preenchido, relacionado a propriedade α do nitinol, que é um coeficiente de resposta do material entre tensão e compressão. De acordo com [Amirjani et al. \(2014\)](#), o coeficiente α do nitinol possui um valor de 0,09.

Tabela 2.1 – Propriedades do material nitinol-II.

Propriedade	Unidade	Valor para NiTi-II
Módulo de elasticidade da fase austenítica E_a	MPa	40000
Coeficiente de Poisson da fase austenítica ν_a	[-]	0,46
Módulo de elasticidade da fase martensítica E_m	MPa	18554
Coeficiente de Poisson da fase martensítica ν_m	[-]	0,46
Tensão inicial da transformação sobre tração σ_l^s	MPa	390
Tensão final da transformação sobre tração σ_l^e	MPa	425
Tensão inicial da transformação sobre descarga σ_u^s	MPa	140
Tensão final da transformação sobre descarga σ_u^e	MPa	135
Tensão inicial da transformação sobre compressão σ_{cl}^s	MPa	585
Deformação de transformação ϵ^l	[-]	0,04
Deformação limite $\epsilon_{m\acute{a}x}$	%	12

Fonte: [Kleinstreuer et al. \(2008\)](#)

Como o início da transformação da curva ocorre com tensões da ordem de 390 MPa, mostra-se razoável utilizar um modelo linear durante a deformação elástica, enquanto as tensões não excederem este valor para a análise.

2.3 PROPRIEDADES DA PAREDE AÓRTICA

Para obter-se resultados realísticos do modelo, é crucial definir as propriedades da aorta. Logo, são apresentadas propriedades usadas para definir o comportamento mecânico do material sob carregamento radial para ambas parede aórtica e tecido do aneurisma.

Segundo [O’Gara \(2003\)](#), sob circunstâncias reais, a aorta abdominal possui aproximadamente 20mm de diâmetro e pode ter uma espessura mínima de 2mm.

2.3.1 TECIDO SAUDÁVEL

Há estudos que indicam o comportamento e as propriedades do tecido aórtico humano, conforme indica [Geest et al. \(2004\)](#). Logo, é possível obter as propriedades mecânicas da parede aórtica necessárias ao desenvolvimento do modelo.

O comportamento da parede aórtica é assumido como homogêneo, incompressível e hiperelástico. Sendo assim, o material pode ser considerado do tipo Mooney-Rivlin de três parâmetros, cuja função de energia de deformação é descrita pela Equação (2.1):

$$W_{aorta} = C_1(I_1 - 3) + C_2(I_1 - 3)^2 + C_3(I_1 - 3)^3 \quad (2.1)$$

Os parâmetros C_1 , C_2 e C_3 referem-se ao material aórtico, segundo Geest et al. (2004) e I_1 é o primeiro invariante do tensor Cauchy-Green. A Tabela 2.2 mostra os parâmetros de material obtidos por uma média de cinco amostras de tecido vivo, segundo Geest et al. (2004). Logo, definido o comportamento mecânico do tecido saudável, os resultados do modelo constitutivo podem ser obtidos conforme a Tabela 2.3, a qual mostra a tensão limite de resistência da aorta, tal como a rigidez, análoga ao módulo de elasticidade.

Tabela 2.2 – Propriedades do material utilizado para a parede aórtica no modelo Mooney-Rivlin de três parâmetros.

	C_1 [kPa]	C_2 [kPa]	C_3 [kPa]
Average	11,80	1,54	2,07

Fonte: Geest et al. (2004, p.816)

Tabela 2.3 – Tensão limite de resistência e rigidez da aorta.

σ_{uaorta} [kPa]	Rigidez _{aorta} [kPa]
1210	5690

Fonte: Vorp et al. (1996, p. 275)

2.3.2 TECIDO DANIFICADO

Diferentemente do tecido saudável, a parede do aneurisma tem um comportamento anisotrópico quando comparado com relação ao alongamento longitudinal e radial. Com base em estudos anteriores, é assumido que a parede do aneurisma é homogênea, incompressível, e anisotrópica hiperelástica. O’Leary et al. (2014) propuseram uma equação para descrever o comportamento mecânico do material, segundo a Equação (2.2):

$$W_{AAA} = d_0 \left[e^{d_1 \frac{1}{2} \left(\frac{\lambda_\theta^2 - 1}{2} \right)} + e^{d_2 \frac{1}{2} \left(\frac{\lambda_L^2 - 1}{2} \right)} + e^{d_3 \left(\frac{\lambda_\theta^2 - 1}{2} \right) \left(\frac{\lambda_L^2 - 1}{2} \right)} \right] \quad (2.2)$$

Nesta equação, W_{AAA} é a energia de deformação, d_0 , d_1 e d_2 são parâmetros materiais do aneurisma e λ_θ e λ_L são alongamentos radiais e longitudinais, respectivamente. As propriedades do material podem ser obtidas segundo a Tabela 2.4, encontrada em O’Leary et al. (2014), como uma média de 28 pacientes.

Tabela 2.4 – Propriedades do material hiperelástico para o aneurisma.

d_0 [MPa]	d_1 [MPa]	d_2 [MPa]	d_3 [MPa]
0,44	306,83	213,84	218,81

Fonte: O’Leary et al. (2014)

O tecido do aneurisma tem um comportamento mecânico anisotrópico, sendo assim mais complexo, como descrito anteriormente. Simplificações podem ser feitas para desenvolver um modelo mais aceitável. Tais simplificações são abordadas na metodologia.

2.4 TIPO DE ELEMENTO USADO PARA MODELAR O STENT

Os tipos de elementos selecionados são analisados segundo a documentação do programa ANSYS® (2013), que fornece recomendações quanto ao modelo de elemento a ser utilizado.

Antes de escolher o tipo de elemento, deve ser escolhido se a análise será feita com base em linhas, áreas ou volumes completos. No primeiro caso, vigas são elementos aplicáveis. Esses tipos de elementos podem ser usados para dividir e refinar uma linha ou área. Para um volume completo, elementos sólidos podem ser usados. Os mesmos podem ter formas pré-definidas diferentes como hexaédricas ou tetraédricas, cada qual com suas vantagens e desvantagens.

2.4.1 ELEMENTOS DE VIGA E CASCA

Elementos de casca não são aceitáveis para modelar o stent devido a característica circular do SG, de acordo com a documentação do programa ANSYS® (2013). Cascas só podem fornecer espessura a áreas. Sendo assim, uma forma cilíndrica maciça não pode ser modelada com elementos de casca. Ainda assim, elementos de casca podem ser úteis à modelagem da parede aórtica, em casos como Schwarz (2012), em que a parede aórtica é simplificada como uma superfície de contato com o stent, sem que haja interferência com o mesmo.

Há várias seções de elementos de viga disponíveis. Então é possível criar um elemento cilíndrico ao longo de uma linha. Portanto, elementos de viga são tipos de elementos os quais podem ser usados para modelar o stent. Entretanto, de acordo com a documentação do programa ANSYS® (2013), há algumas restrições em termos das propriedades do material para os elementos.

Alguns modelos para materiais não-lineares, especialmente os modelos de ligas com memória de forma não se encaixam com o modelo de elementos de viga na maioria dos casos, conforme descrito na biblioteca do software ANSYS® (2013). Logo, elementos de viga não são utilizados neste estudo.

2.4.2 ELEMENTOS SÓLIDOS

Elementos sólidos são usados para modelar volumes. Há uma grande gama de elementos sólidos. Os principais são os modelos axissimétricos, hexaédricos e tetraédricos.

2.4.2.1 Sólidos Axissimétricos

Sólidos axissimétricos são especialmente projetados para modelos axissimétricos. Esta é uma vantagem para o Stent e aorta, pois os mesmos são rotacionados em torno de um eixo. Porém, de acordo com a documentação do ANSYS® (2013), elementos comuns neste tipo de aplicação, como o SOLID272, não são capazes de suportar condições de contato, logo é necessário restringir os efeitos de atrito ao trabalho.

2.4.2.2 Sólidos Hexaédricos

Sólidos hexaédricos possuem entre 8 e 20 nós e podem ter diferentes formas: cubóide, prismática, piramidal e tetraédrica, como mostrado na Figura 2.7. Como o stent possui uma forma arredondada com fortes gradientes de curvatura nas extremidades, elementos cúbicos não são úteis em criar uma malha apropriada, quando usados em um número menor de nós. Assim, os elementos de 20 nós podem ser usados para amenizar tais efeitos, mas aumentariam muito o tempo de cálculo. Logo, elementos tetraédricos de quatro nós são a opção mais adequada. Um modelo de elemento tetraédrico de quatro nós é ilustrado na Figura 2.8.

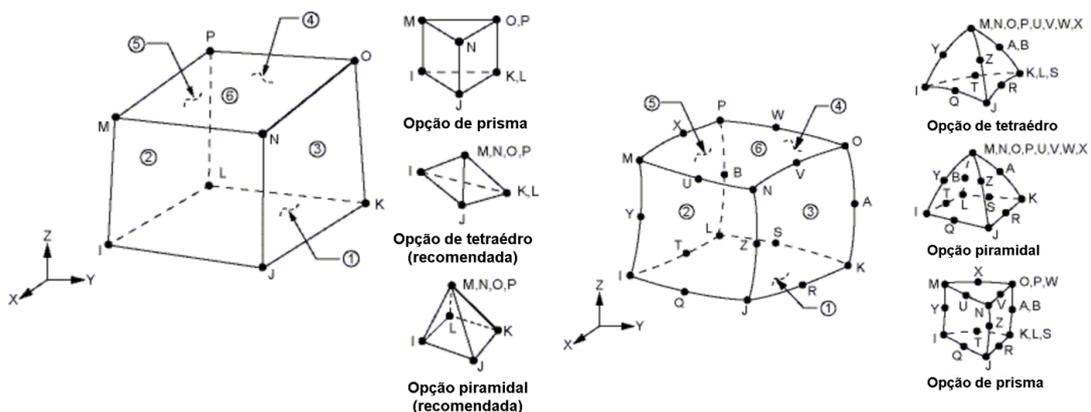


Figura 2.7 – Forma dos elementos sólidos SOLID185 (à esquerda) e SOLID186 (à direita).

Fonte: ANSYS® (2013)

2.5 TIPO DE ELEMENTO DA PAREDE AÓRTICA

Para discretizar a parede aórtica para cálculos do MEF, pode-se usar elementos de casca e elementos sólidos. A escolha mais simples para o tipo de elemento da aorta é o elemento de casca. Neste caso, um elemento estrutural de quatro ou oito nós, pode

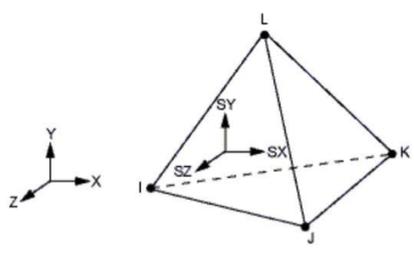


Figura 2.8 – Forma do elemento tetraédrico SOLID285.

Fonte: ANSYS® (2013)

ser usado. Visto que a aorta é modelada como um cilindro parcial com uma espessura constante, um elemento de casca pode ser aplicado à superfície média da parede aórtica.

A análise de elementos sólidos feita para o stent também é válida para os elementos da aorta. Outros aspectos do modelo numérico tais como o número de elementos usado na convergência dos dados, as condições de contorno e o carregamento analisados são abordados no decorrer da metodologia.

3 METODOLOGIA

3.1 HIPÓTESES GERAIS E SIMPLIFICAÇÕES

São assumidas algumas hipóteses e simplificações à simulação, conforme detalhado a seguir.

Primeiramente, como descreve [Abad et al. \(2012\)](#), o enxerto graft pouco impacta no comportamento expansivo do stent. Sendo assim, o graft pode ser desconsiderado dentro da simulação e no modelo.

Segundo [Amirjani et al. \(2014\)](#), o coeficiente de atrito entre o stent e as células endoteliais da artéria possui valor da ordem de 0,045. Ainda segundo [Amirjani et al. \(2014\)](#), tal valor pode ser desconsiderado em simulações mais simples, a fim de simplificar a simulação.

Adicionalmente, a literatura caracteriza o comportamento mecânico do material selecionado na simulação, no caso o nitinol. Tais propriedades puderam ser adicionadas ao programa ANSYS *Workbench*, considerando-se que essas propriedades são constantes na temperatura da corrente sanguínea de $37^{\circ}C$, como descrito por [Schwarz \(2012\)](#).

Para a modelagem do stent, uma geometria que segue alguma forma matemática é desejável, segundo [Amirjani et al. \(2014\)](#). Logo, opta-se por uma geometria parametrizável, como a do SG Zenith Flex, cujo formato segue uma forma de onda sinusoidal com seção transversal circular. A aorta deve ser modelada como um tubo cilíndrico. Ambos aorta e aneurisma possuem comportamento hiperelástico, como descrito no Capítulo 2. Da mesma forma como aplicada ao stent, as propriedades do material podem ser inseridas no programa ANSYS *Workbench*.

Em circunstâncias reais, um aneurisma possui diâmetro variável, mantendo o stent em contato parcial com a parede aórtica enfraquecida. Entretanto, para simplificar a simulação, considera-se que ambos aorta e parede do aneurisma são do mesmo diâmetro. Tal hipótese implica no contato total entre stent e aneurisma, bem como com relação à parede aórtica.

A aorta pode ser modelada como um tubo cilíndrico de 20mm de diâmetro interno e espessura de 2mm, conforme indica [Geest et al. \(2004\)](#). No modelo, é assumida a espessura mínima para reduzir condições críticas. Quanto à extensão do cilindro, assume-se um comprimento prévio de 40mm, o qual é maior que a amplitude do SG.

Devido a pouca quantidade de dados disponíveis para os efeitos da fixação ativa, não serão considerados os esforços causados pela mesma. Para ambos stent e parede

aórtica, foi assumida axissimetria. Logo, visando facilitar a análise, é possível simular apenas uma seção circunferencial das estruturas. Para tal análise, o escorregamento com fricção entre parede aórtica e stent foi desconsiderado.

Finalizando, desconsideram-se, por simplificação, os efeitos da temperatura no modelo. Dessa maneira, a simulação considera a região superelástica do nitinol, evitando, assim, que o material perca sua propriedade de memória de forma. Além disso, a expansão térmica de ambos stent e parede aórtica foi desconsiderada.

3.2 DESENVOLVIMENTO DA GEOMETRIA

A análise pelo MEF de um stent envolve a própria geometria, o comportamento do material e as condições de contorno, segundo Schwarz (2012). Dentre os oito modelos mostrados anteriormente, a geometria mais simples de ser parametrizada – tanto em programas de análise de dados como MATLAB, quanto à facilidade de modelagem, para o caso de programas como *SolidWorks*, foi a do modelo Zenith Flex. Quanto às propriedades do material e condições de contorno, a literatura fornece dados suficientes à simulação, como mostrado anteriormente.

Para desenvolver o modelo geométrico do stent, um modelo matemático foi criado com base no programa MATLAB R2014b. Após feita a formulação das equações e verificada a similaridade com o modelo adotado para análise, obtiveram-se as seguintes equações paramétricas do stent:

$$x = r \cdot \cos(t) \quad (3.1)$$

$$y = r \cdot \text{sen}(t) \quad (3.2)$$

$$z = a \cdot \text{sen}(k \cdot t) \quad (3.3)$$

Como mostrado nas Equações (3.1), (3.2) e (3.3), x , y e z são as coordenadas cartesianas da curva, r é o raio do stent, t é o ângulo de rotação no eixo z , a representa a amplitude do stent e k é o número de passes da função de onda, a qual representa o stent em si. Um modelo mostrando a curva parametrizada, em MATLAB R2014b, resultantes das equações pode ser visto na Figura 3.1, para um intervalo de $0 \leq t \leq 2\pi$.

A amplitude a e o diâmetro de fio do stent ϕ foram escolhidos de acordo com o descrito por Gideon et al. (2009). O raio do stent r foi criado com base no diâmetro da aorta, e que também é definido de acordo com o catálogo do fabricante de stent Cook Medical (2012). Logo, os parâmetros obtidos foram: $a = 9mm$, $r = 9,75mm$ e $\phi = 0,5mm$.

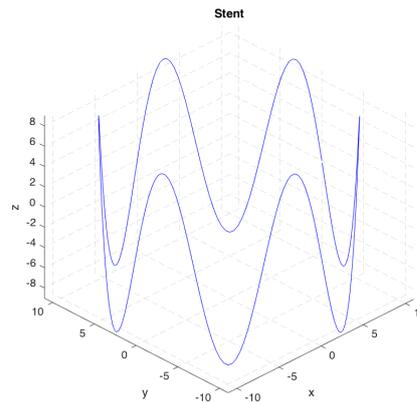


Figura 3.1 – Curva parametrizada em MATLAB R2014b resultante das equações.

Fonte: Autoria própria (2017)

Dessa maneira, as equações foram inseridas no programa *SolidWorks* 2014, de modo a modelar a geometria apropriada.

3.3 INSERÇÃO DE DADOS

As equações parametrizadas no programa MATLAB são inseridas no *SolidWorks* através da criação de um esboço 3D, com o recurso "curva derivada de equações". Logo, na tentativa de gerar a curva em um intervalo fechado de $0 \leq t \leq 2\pi$, percebe-se uma limitação do programa, que permite apenas a utilização desse recurso de curva derivada de equações em um intervalo aberto, com $0 \leq t < 2\pi$. Assim, atribui-se um valor para t , que seja o mais próximo de 2π , mas que o *software* ainda permita a utilização do recurso. Dessa maneira, como a curva gerada não está com suas extremidades conectadas, mostra-se necessária a criação de uma *Spline* que conecte essas extremidades. Essa conexão pode ser aproximada por uma reta, pois, nessas condições de proximidades de um extremo ao outro, essa linearidade não influencia no modelo.

Com isso, cria-se um recurso chamado "curva composta", para conectar e transformar essas duas curvas criadas em uma só, evitando assim, erros no modelo. Portanto, criou-se, então, um plano ortogonal a essa curva e, nesse plano, um círculo de diâmetro de $0,5\text{mm}$ foi criado, o qual representa o diâmetro (ϕ) do fio de nitinol utilizado na estrutura do Stent. Por fim, utilizou-se do recurso "varredura", no *SolidWorks*, do esboço dessa seção circular ao longo da curva gerada, e assim, concluir a modelagem da geometria do stent no programa, conforme ilustrado pela Figura 3.2.

Posteriormente, a geometria foi importada para o *software* ANSYS *Workbench* R15.0, como mostra a Figura 3.3.

Após importar a geometria do stent para o ANSYS, foi selecionado apenas um quarto da estrutura, a qual representa três ondas da geometria, sendo duas completas e a

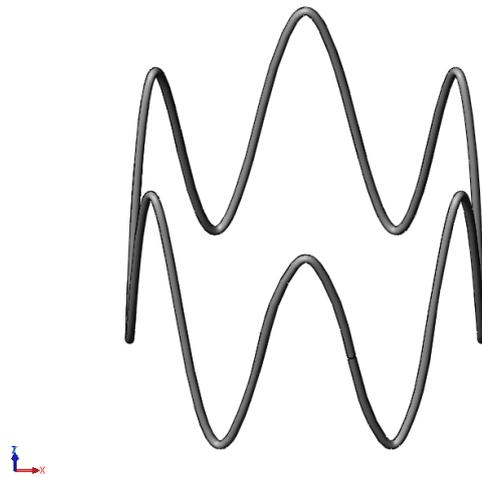


Figura 3.2 – Stent modelado em *SolidWorks* 2014.
Fonte: Autoria própria (2017)

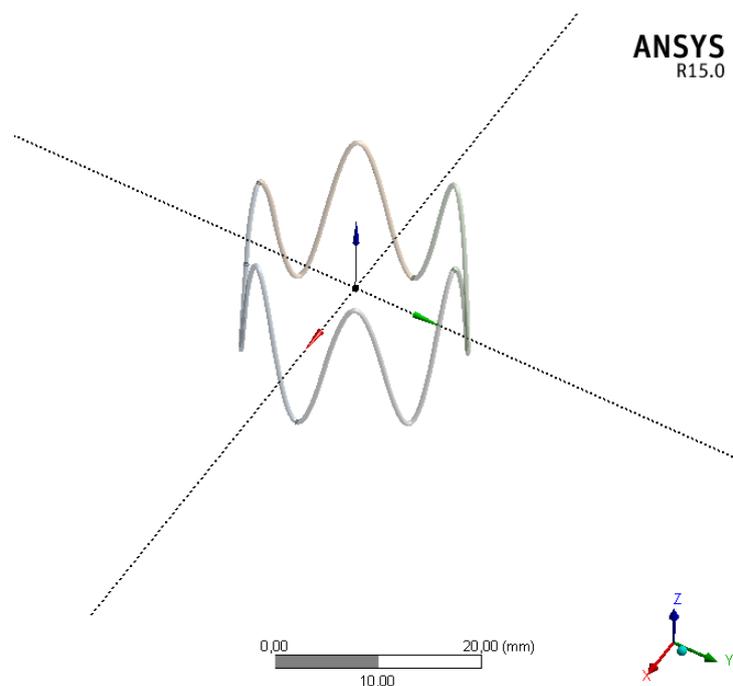


Figura 3.3 – Stent modelado em *SolidWorks* 2014 e importado para o programa ANSYS *Workbench* R15.0.

Fonte: Autoria própria (2017)

outra particionada, com meia onda em cada extremidade do corte, conforme demonstra a Figura 3.4. Devido a simetria axial do modelo, é possível realizar tal simplificação para auxiliar na subseqüente simulação.

A aorta, por sua vez, foi modelada diretamente no *software* ANSYS. Primeiramente, a aorta foi modelada de forma separada do stent. Assim, conforme dito anteriormente, suas dimensões foram definidas com comprimento de 19mm, diâmetro interno de

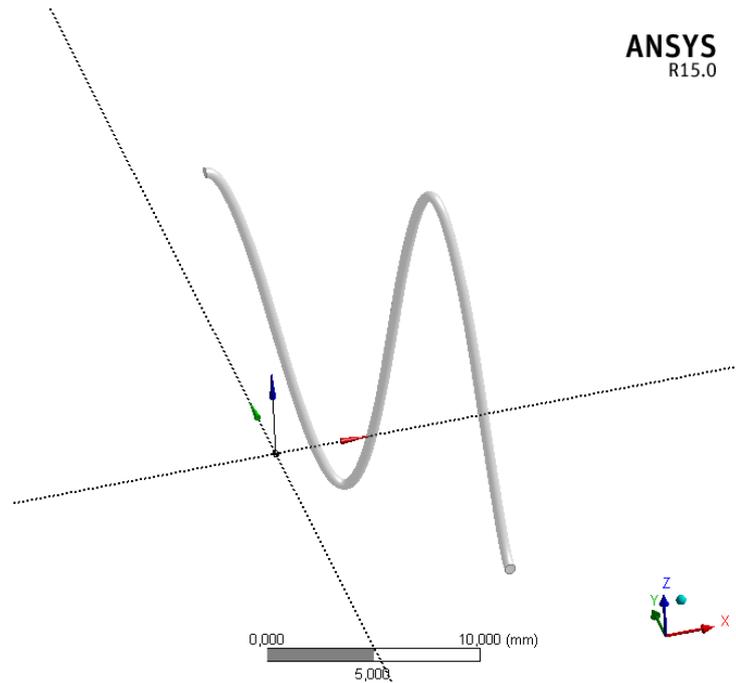


Figura 3.4 – 1/4 da geometria do stent selecionada no ANSYS *Workbench* R15.0.
 Fonte: Autoria própria (2017)

20mm e espessura da parede de 2mm. Devido a axissimetria da aorta, mostrou-se possível, também, a simplificação do modelo para um quarto da geometria total, conforme mostram as Figuras 3.4 e 3.5.

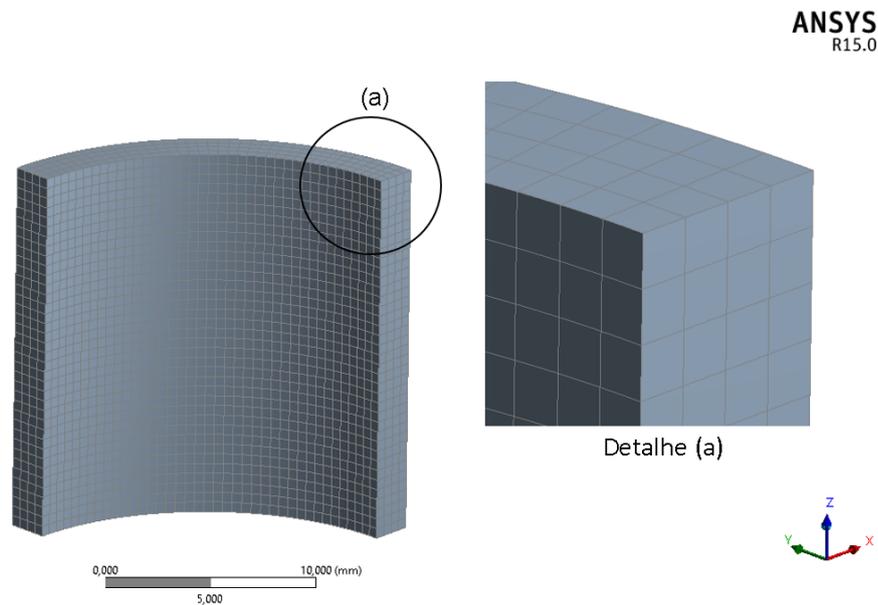


Figura 3.5 – 1/4 da geometria da aorta modelada no ANSYS *Workbench* R15.0.
 Fonte: Autoria própria (2017)

3.4 PRIMEIRO MODELO

O primeiro modelo foi realizado com um quarto do stent e aorta, como mostrado nas Figuras 3.4 e 3.5. Para tal, foi necessário criar um sistema de coordenadas local cilíndricas, com origem localizada no centro da aorta, tanto radial como axialmente, como mostrado na Figura 3.6, para facilitar a análise.

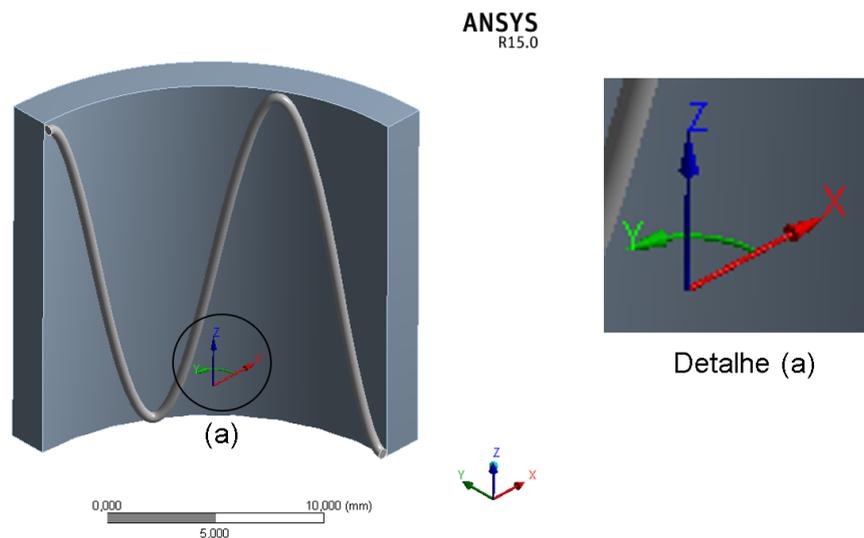


Figura 3.6 – Sistema de coordenadas cilíndricas posicionado ao conjunto stent-aorta, conforme detalhe (a)

Fonte: Autoria própria (2017)

Além disso, ao inserir-se a geometria no programa ANSYS, o próprio *software* reconheceu o contato entre os sólidos, automaticamente, e propôs uma conexão do tipo *bonded*. Contudo, verificou-se a associação das superfícies da aorta e do stent, para certificar-se que seria a ligação mais adequada para os objetivos da simulação. Conforme o assumido dentro das hipóteses, o contato deveria se desenvolver sem fricção. Segundo a documentação do programa ANSYS® (2013), quando há um comportamento de deslizamento entre as superfícies, seja tangencial ou não, deve-se utilizar um contato sem ou com atrito. Contudo, de acordo com Kleinstreuer et al. (2008), Schwarz (2012) e Abad et al. (2012) pode-se negligenciar o atrito entre as superfícies, confirmando a escolha da configuração entre as faces sem fricção, *frictionless*, como demonstra a Figura 3.7.

Define-se uma malha automática para a simulação a fim de obter resultados mais rapidamente, além de evitar problemas relacionados à dispersão dos dados, adotando-se então a malha proposta pelo *software* deixando a análise de convergência para uma etapa posterior.

O método mais utilizado para simular stents, na grande maioria dos casos, envolve a fixação de um único ponto da malha resultante e inserção de uma pressão isostática, no caso a faixa de pressão correspondente á sistole e diástole, como realizados por Schwarz

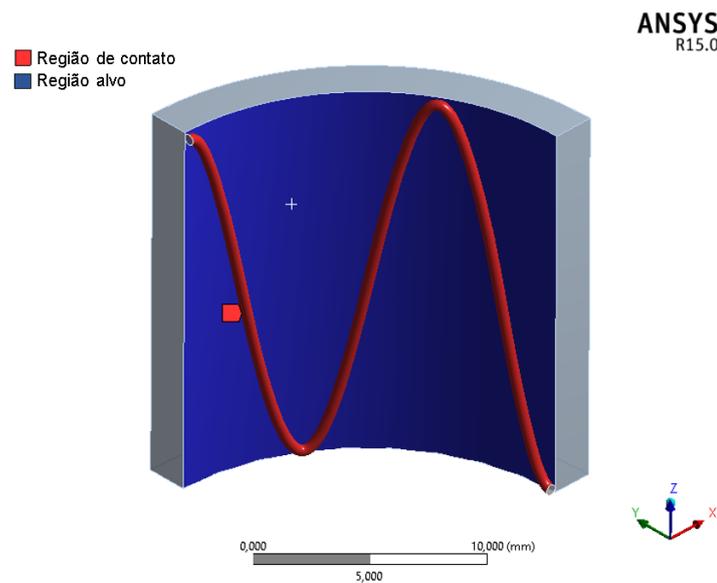


Figura 3.7 – Regiões de contato do stent - em vermelho, e aorta - em azul, como região alvo.

Fonte: Autoria própria (2017)

(2012) e Gideon et al. (2009). Tal abordagem permite avaliar a interação do stent, no entanto, necessita da análise completa do mesmo, o que demanda grande poder computacional e pequena margem para erros, ou tentativas. Logo, uma abordagem com base na deformação mostrou-se mais viável do ponto de vista analítico, como descrevem Abad et al. (2012) e Schwarz (2012). Ainda segundo Abad et al. (2012), deslocamentos radiais são desejáveis pois emulam os procedimentos de posicionamento do stent no catéter. Tais posicionamentos podem ser separados de duas formas: no momento da inserção, em que o stent deve ser posicionado com diâmetro externo menor que o diâmetro da face interna da aorta, e após liberação, em que o stent entra em contato com a aorta, por efeito da auto-expansão do material.

Posteriormente, nas configurações de análise do programa ANSYS, define-se o controle de passos, *step controls*. A quantidade de etapas da simulação é estipulada para ocorrer em dois passos. Estes representam o comportamento que o *software* aplica o deslocamento na aorta. O primeiro passo demonstra a expansão da aorta radialmente, e o segundo a compressão da aorta até a posição inicial. Para convergir a um resultado, o programa subdivide esses passos em sub-passos. Dessa maneira, configura-se a quantidade de sub-passos inicial como 10, ou seja, a primeira e a segunda etapa são subdivididas em 10 unidades. Contudo, o programa avalia a solução da simulação, e tenta convergir facilmente a um resultado, porém, caso tal convergência não consiga ser alcançada, o programa ainda subdivide um sub-passo em mais etapas. Estas são chamadas de sub-passos mínimo e máximo. Logo, o programa faz um incremento do deslocamento através de um sub-passo e tenta resolver. Caso atinja a convergência, o programa avança para

o segundo sub-passo, e caso contrário, ele reduz o incremento, de maneira iterativa, em sub-etapas, entre uma faixa de valores mínimo e máximo que são inseridas manualmente, até convergir. Assim, tal quantidade de sub-etapas foi definida como 1, para o seu valor mínimo, e 40 para o valor máximo.

A Figura 3.8 exemplifica o funcionamento do programa ANSYS para a divisão dos passos, sub-passos e subdivisão dos últimos em relação a seus valores mínimos e máximos para o teste de convergência. No exemplo são utilizados 2 passos, os quais são divididos em 5 sub-passos inicial cada e são subdivididos em sub-etapas com valores mínimo e máximo de sub-passos de 1 e 8, respectivamente.

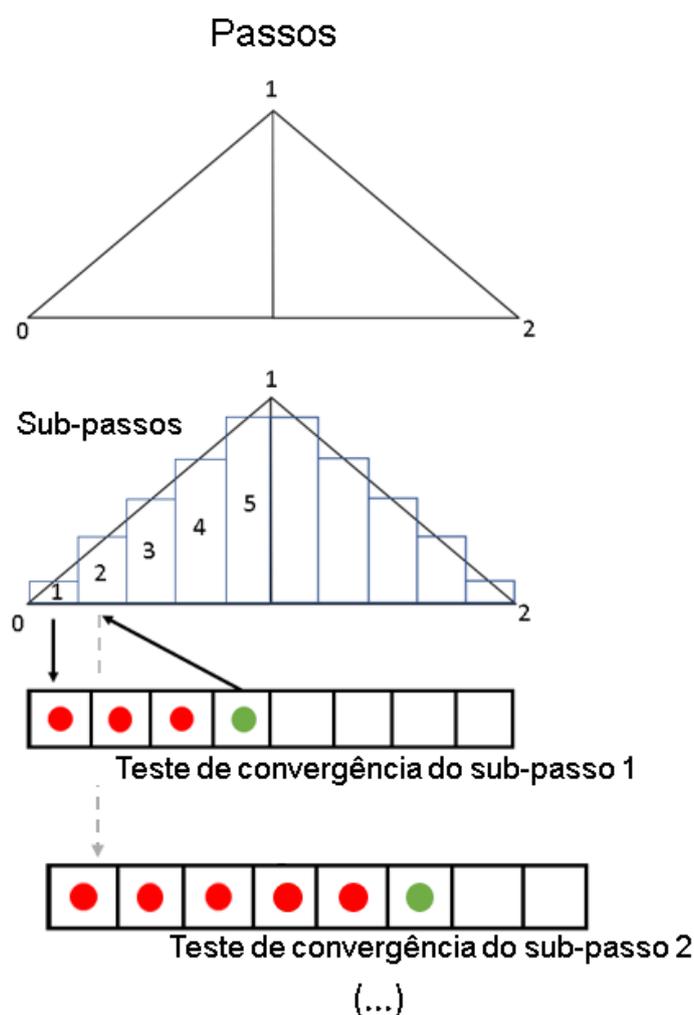


Figura 3.8 – Exemplo de divisão de passos, sub-passos e testes de convergência do programa ANSYS.

Fonte: Autoria própria (2017)

Tais passos foram descritos da seguinte maneira, no primeiro passo selecionou-se a face interna da aorta, conforme ilustrado na Figura 3.9 para expandir-se 1mm radialmente, na direção X, e o segundo passo para a aorta comprimir-se até a posição inicial. Além disso, o deslocamento axial na direção Z foi fixado em 0, para que o stent não se

movimentasse axialmente. De maneira semelhante, a direção Y também foi fixada em 0, para que não houvesse rotação da aorta ao aplicar-se o deslocamento. Para tal, aplicou-se um deslocamento radial, utilizando-se o sistema de coordenadas cilíndricas criado a partir do centro da aorta, tabelado com os valores descritos na Tabela 3.1.

Utiliza-se deste artifício de selecionar a face interna da aorta, para causar o deslocamento no stent, devido a geometria do mesmo. Pelo fato da maneira que o stent é projetado, utilizando-se de um fio circular, a seleção de uma face onde seja possível aplicar um deslocamento direcional em relação a um sistema de coordenada torna-se impraticável. Como dito anteriormente, outros estudos que realizaram o mesmo procedimento utilizam-se da mesma metodologia deste trabalho, como Schwarz (2012) em um de seus modelos, ou ainda, fixam um ponto da malha em todos os graus de liberdade, tal como Schwarz (2012) em outro modelo, e aplicam diversos deslocamentos nos demais pontos. Ainda, outros autores utilizam de geometrias que possibilitam uma face externa do stent, onde tal seleção de face é possível, para aplicar-se o deslocamento desejado, como realiza Abad et al. (2012).

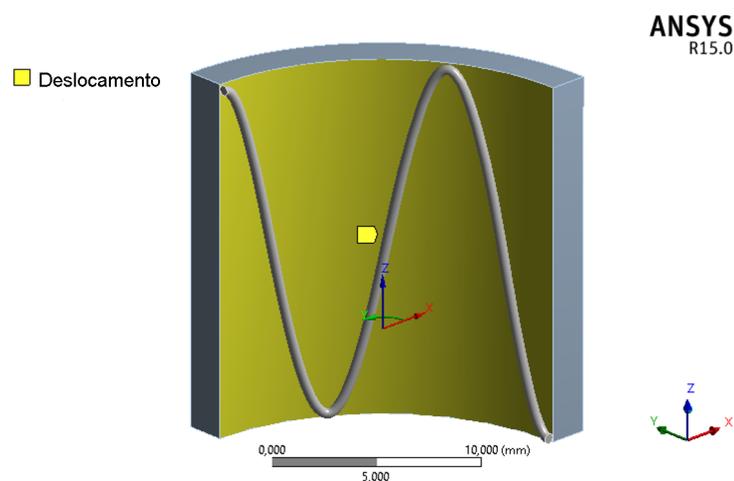


Figura 3.9 – Face interna da aorta - em amarelo - selecionada para o deslocamento.

Fonte: Autoria própria (2017)

Tabela 3.1 – Deslocamento radial aplicado a aorta.

Passos	Tempo [s]	X [mm]	Y [mm]	Z [mm]
0	0	0	0	0
1	1	1	0	0
2	2	0	0	0

Fonte: Autoria Própria

Na sequência, utilizou-se das duas seções transversais do stent que foram seccionadas, de acordo com a Figura 3.10 como suportes sem atrito, para que o stent se deslocasse livremente na direção axial, e ainda assim acompanhasse o deslocamento radial da aorta.

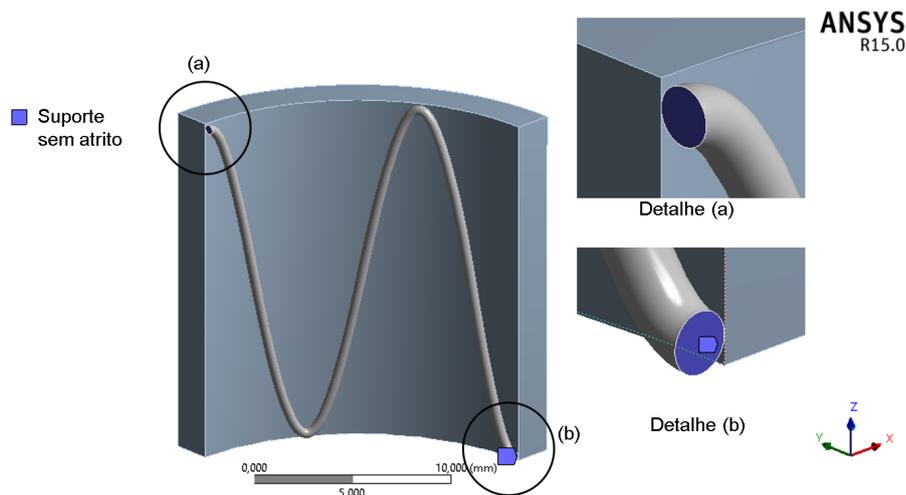


Figura 3.10 – Faces selecionadas do stent como suporte sem atrito.

Fonte: Autoria própria (2017)

Contudo, o comportamento do stent deu-se de maneira não conforme com os resultados esperados da simulação. Além disso, houveram descontinuidades ao longo do mesmo, onde a geometria apresentou uma ruptura e desprendimento da parede aórtica, conforme ilustra a Figura 3.11. Como foram utilizadas condições de expansão na aorta, era esperado perceber uma diminuição na amplitude de onda do stent ao final do processo. Porém, tal alteração não é visualizada. As condições de contorno podem ser um dos motivos mais plausíveis para tal. Foram usadas somente duas superfícies de contato laterais para realizar o deslizamento dos suportes. Sendo assim, se faz necessária a utilização de mais uma superfície para restringir o stent axialmente em um sentido, e liberando uma das faces laterais para que o mesmo se movimente axial e radialmente.

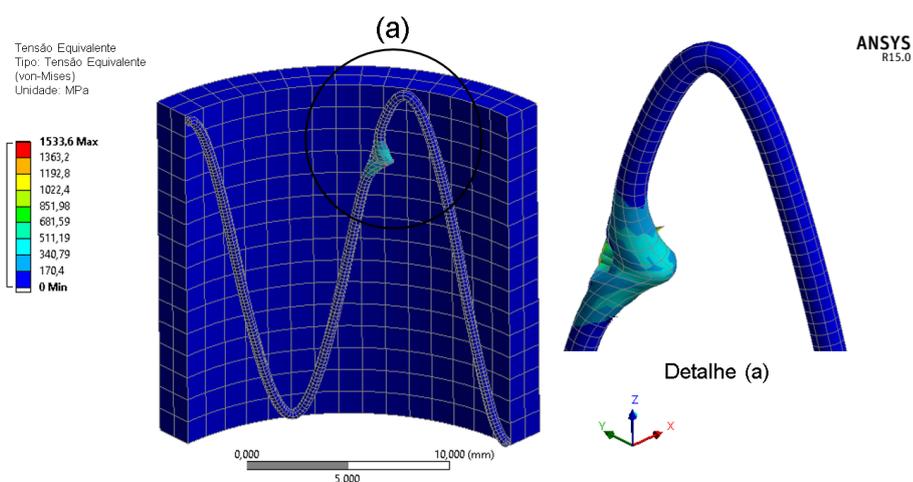


Figura 3.11 – Resultados do primeiro modelo com descontinuidade, conforme detalhe (a).

Fonte: Autoria própria (2017)

Assim, mostrou-se necessário partir para um segundo modelo, reavaliando o método utilizado e introduzindo soluções possíveis ao sistema, sem desconsiderar os acertos

do primeiro.

3.5 SEGUNDO MODELO

Esse modelo se aprofunda nas condições de contorno. Na documentação do programa ANSYS percebeu-se a possibilidade de não somente utilizar-se do contato sem atrito – que possibilita tanto deslizamento entre as faces de contato quanto pequena penetração, mas também levantou-se a possibilidade de utilizar-se do contato de *no separation* (sem separação) – que permite deslizamento entre as geometrias, e não permite penetração. Contudo, após realizar-se alguns testes, verificou-se que o contato de sem separação não era o contato mais adequado, pois não era possível terminar a simulação, devido a erros de solução, associada a formulação específica que esta configuração necessita, e demanda ferramentas computacionais avançadas, o que é discutida posteriormente.

Assim, a geometria foi alterada de maneira que utilizou-se de um terceiro corpo, o qual foi utilizado como um batente. Este corpo foi posicionado em uma das extremidades da aorta, como mostrado na Figura 3.12. A inserção deste terceiro corpo teve o objetivo de limitar, ativamente, o deslocamento axial do stent em uma das extremidades, permitindo-o deslizar-se livremente a outra.

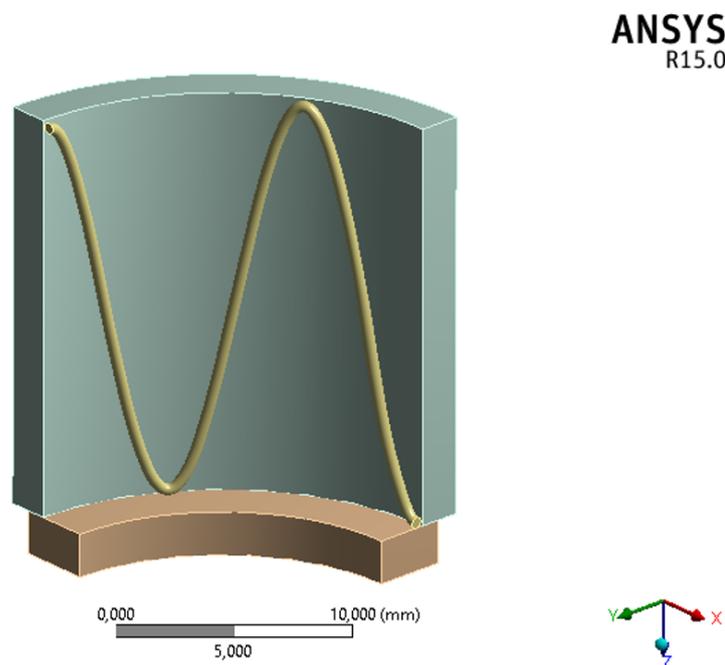


Figura 3.12 – Batente posicionado na extremidade da aorta.

Fonte: Autoria própria (2017)

Tal abordagem foi realizada buscando verificar se ocorrem alterações na amplitude dos laços do stent, as quais não foram visualizadas no primeiro modelo. A interpretação física deste batente pôde ser relacionada com a própria fixação ativa de um SG, conforme mostrado na Figura 2.3, a qual na realidade é representada com grampos que

fixam o SG na aorta, e cuja fixação passiva se dá pela própria expansão dos anéis, que o mantém posicionado na região de interesse. Escolhe-se as propriedades de um aço carbono comum para o batente, com módulo de elasticidade de 207 GPa, coeficiente de Poisson de 0,3 e com as seguintes dimensões: diâmetro interno 18mm, diâmetro externo 24,5mm e altura 2mm.

Assim, novamente os parâmetros utilizados no primeiro modelo foram mantidos, como a malha automática, e o contato entre o stent e a aorta. Contudo, neste caso, necessitou-se inserir mais dois contatos, representados na Figura 3.13. O primeiro deles sendo o contato entre o stent e o batente, o qual também optou-se por um contato sem atrito. O segundo contato, entre a aorta e o batente, que foi um contato sem atrito, para que o terceiro corpo apenas servisse como um limitador de movimento do stent, e evitar-se qualquer outra interferência que pudesse ocorrer.

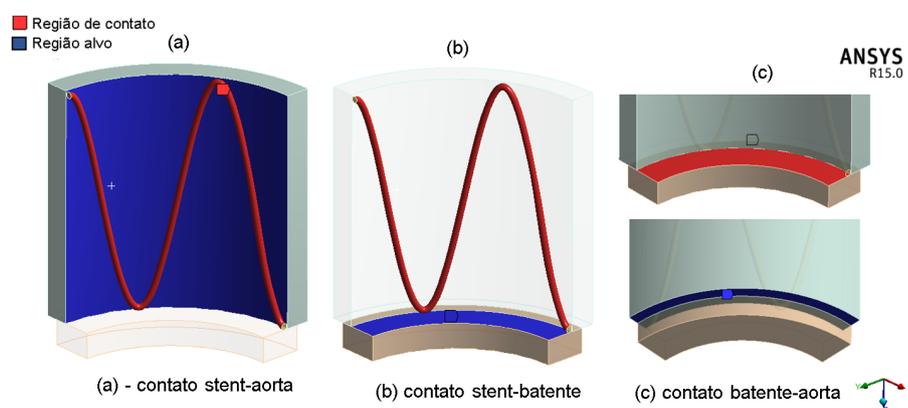


Figura 3.13 – Contato utilizado no segundo modelo, conforme detalhe (a),(b) e (c).

Fonte: Autoria própria (2017)

Além das condições de análise selecionadas no primeiro modelo, outras foram adicionadas para definir-se totalmente a simulação. Limitou-se a face inferior do batente em todos os graus de liberdade, para que não houvesse qualquer movimento deste corpo. Adicionou-se um suporte sem atrito na face do batente que estava em contato com o stent, para que este pudesse deslocar-se sobre a superfície do batente, conforme mostrado na Figura 3.14(b). O limitador foi primeiramente modelado no programa ANSYS, porém o *software* reconheceu o batente como uma extensão da aorta, e assim, foi necessário modelá-lo junto às outras geometrias no programa *SolidWorks*, e exportar o conjunto para o ANSYS. Além disso, adicionou-se também um suporte sem atrito na face inferior da aorta – que estava em contato com o batente – para não restringir o movimento de compressão e expansão da aorta, conforme ilustrado pela Figura 3.14(c), e por fim, um outro suporte sem atrito na face superior da aorta, para que o stent pudesse deslocar-se ao longo da aorta, demonstrado na Figura 3.14(a).

Manteve-se o mesmo deslocamento radial de 1mm na face interna da aorta, conforme aplicado na primeira simulação, porém no sentido oposto. Ou seja, primeiramente

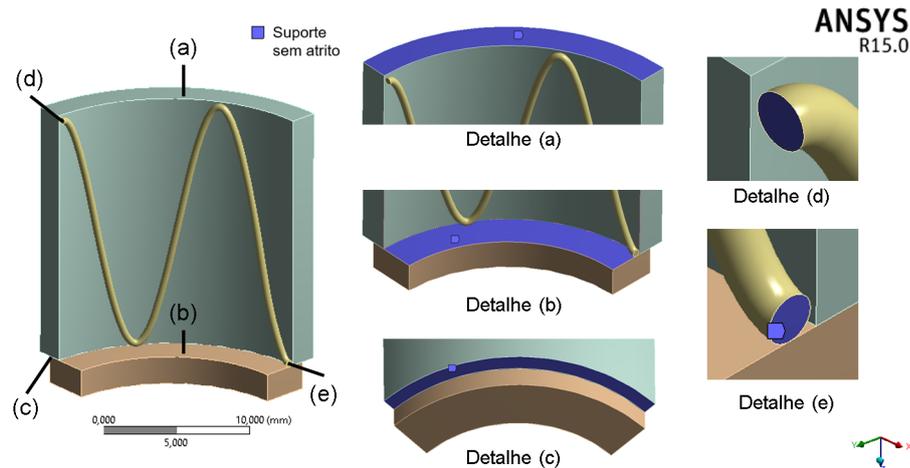


Figura 3.14 – Configurações de análise para o segundo modelo, suportes conforme detalhes (a),(b),(c),(d) e (e).

Fonte: Autoria própria (2017)

o stent foi comprimido 1mm e no segundo passo expandido 1mm. Isso deve-se ao fato de que ao expandir a aorta, para causar uma expansão indireta no stent, houve separação das duas superfícies de contato, seguido de rupturas na geometria do stent. Portanto, alterou-se as dimensões da aorta e do stent, de modo que ficassem 2mm diametralmente maiores, representando assim, sua forma expandida. Tal aumento no diâmetro representa 12% de aumento no diâmetro da aorta, com o stent inserido, como descreve Schwarz (2012). Desta forma, o stent estaria expandido no começo da simulação, sendo na sequência comprimido, e por fim, voltando à posição inicial, expandido. A mesma quantidade de passos e sub-passos mantiveram-se inalteradas, para utilizar-se das mesmas justificativas propostas anteriormente.

Entretanto, após simular o segundo modelo, verificou-se que com o deslocamento da aorta, o stent manteve-se imóvel, e apenas o batente sofreu deformações devido a aorta. Foram analisadas as combinações das condições de contorno, intercalando as condições de contato e de análise. Notou-se, ainda assim, que o stent não sofria qualquer deformação, e como resultado, nenhuma alteração de tensões, de maneira que o stent praticamente não participava da simulação, sem sofrer qualquer interferência das outras duas geometrias. Percebeu-se também, que ao comprimir-se a aorta, a mesma penetrava o stent, sem sofrer qualquer tipo de alteração de tensões, tal qual o stent, conforme demonstrado na Figura 3.15.

Observou-se com base nos resultados da segunda simulação, que mesmo com a inserção de um batente, a simulação não era capaz de realizar corretamente a deformação sobre o stent, pois ainda que fosse definida a condição de contato entre stent e batente, não havia movimento relativo do stent em relação ao batente. Além disso, não foi evidenciado movimento entre aorta e batente - condição básica desejada na simulação. A

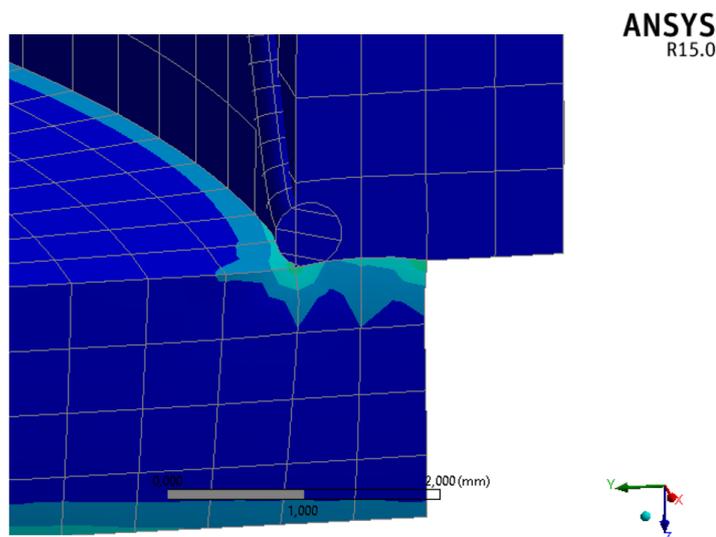


Figura 3.15 – Simulação do segundo modelo com visualização da penetração da aorta no stent.

Fonte: Autoria própria (2017)

documentação do programa ANSYS evidencia um parâmetro chamado tolerância de penetração, o qual foi mantido como controlado pelo próprio *software*, que pode ter sido a causa da penetração da aorta no stent. Outra causa possível pode ser entendida como a seleção automática da formulação ou o comportamento do contato, o que é discutido posteriormente.

3.6 TERCEIRO MODELO

Após verificar que a definição do recurso *frictionless support* não seria a restrição ao sistema, opta-se por uma terceira abordagem. Decide-se comparar a geometria usada com modelos mais simples, e de execução mais rápida, do ponto de vista computacional. Por meio do projeto de um stent com sessão transversal quadrada, seria possível simular um stent cujo contato com aorta caracterizasse um contato de face, e não de linha, como visto até então. Além disso, como o sistema deveria necessariamente descrever uma superfície comum a ambos aorta e stent, poderia ser construído um batente embutido no próprio stent, por meio de um recurso de extrusão no programa *SolidWorks*. Assim permite-se restringir o movimento de forma mais próxima da realidade.

Utilizando os recursos de loft, espelhamento de corpos e padrões lineares, foi possível modelar um stent com sessão de 0,4x0,4mm, como mostra a Figura 3.16:

Após realizada a modelagem do stent e inserção dentro do programa ANSYS, foram seguidos os mesmos passos do primeiro modelo, até a descrição da superfície de contato entre stent e aorta e o suporte sem atrito. Foi selecionada a face interior do stent como sendo a face de contato principal com a aorta, conforme ilustrada pela Figura 3.17,

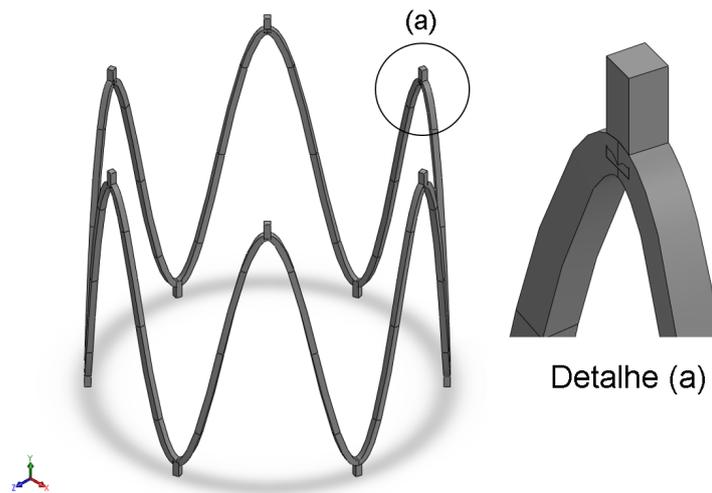


Figura 3.16 – Stent de seção transversal quadrada modelado no *SolidWorks*, com detalhe no batente embutido detalhe (a).

Fonte: Autoria própria (2017)

e então adicionada a base do batente embutido aos suportes sem atrito, de forma que pudesse haver deslizamento do batente dentro do mesmo plano que a base da aorta seria deslocada, demonstrado pela Figura 3.18.

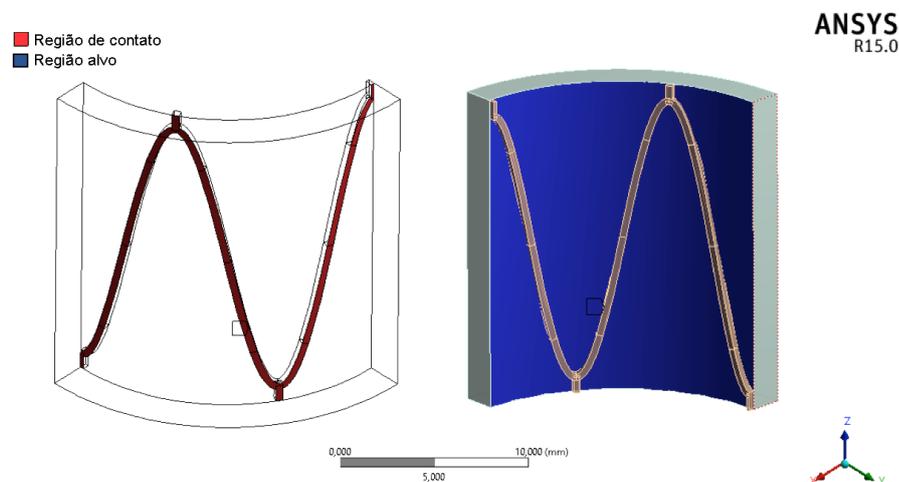


Figura 3.17 – Face de contato do stent de seção quadrada e da aorta.

Fonte: Autoria própria (2017)

Simulando então o stent com tais condições de contorno, foram obtidos resultados de tensões de von Mises, conforme mostra a Figura 3.19.

Observa-se, segundo a figura, valor de tensão de von Mises máxima da ordem de 154 MPa. Comparando os resultados obtidos por Kleinstreuer et al. (2008) e Amirjani et al. (2014), é possível verificar similaridade na magnitude das tensões, da ordem de MPa. Essa análise quantitativa permite validar a metodologia demonstrada até o presente momento. É observado um aumento da amplitude de onda do stent de aproximadamente δ' igual a 0,5mm.

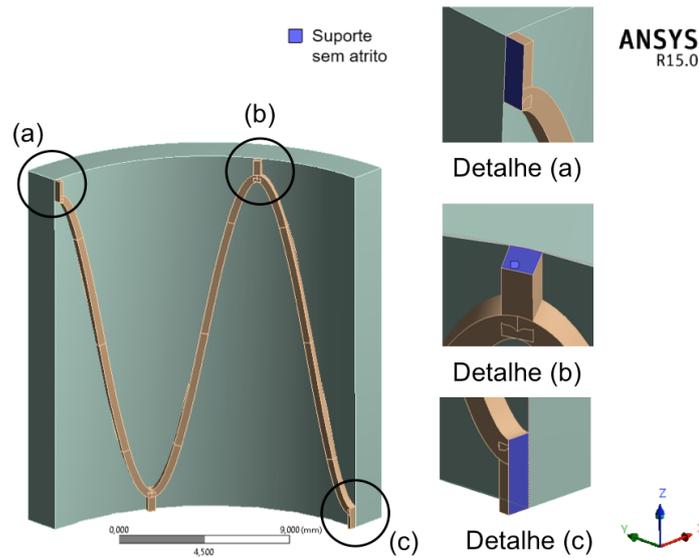


Figura 3.18 – Faces selecionadas para suporte sem atrito do stent de seção quadrada, suportes conforme detalhes (a), (b) e (c).

Fonte: Autoria própria (2017)

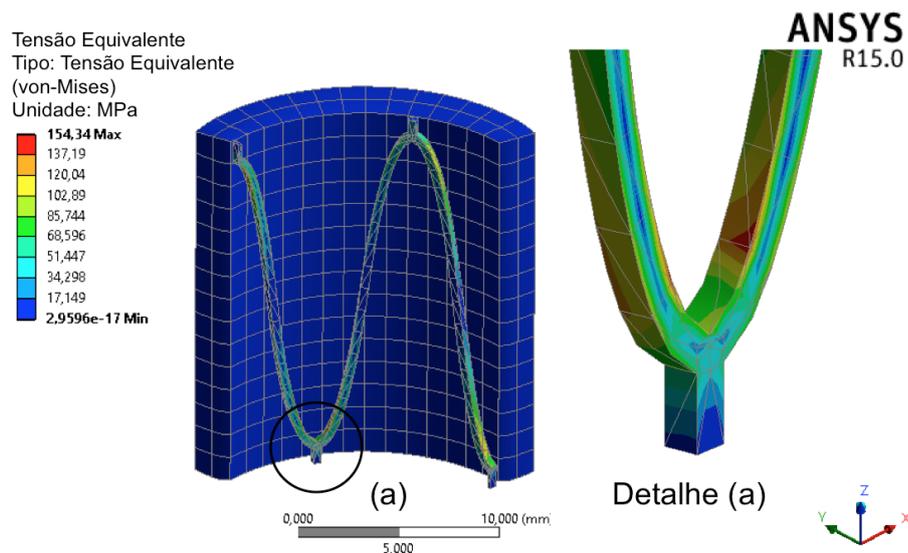


Figura 3.19 – Resultados de tensões de von Mises para o stent de seção quadrada, conforme detalhe (a).

Fonte: Autoria própria (2017)

Como a simulação referente a seção quadrada foi efetiva, e os resultados obtidos foram conforme o previsto, decidiu-se então voltar para a seção circular do stent inicial, e inserir-se o batente, conforme a Figura 3.20, de maneira similar ao da seção quadrada.

Utilizou-se dos mesmos passos descritos na simulação com a seção quadrada, tais como, definição das superfícies de contato e alvo, seleção das corretas faces para atribuição dos suportes sem atrito, como ilustrado pela Figura 3.21, e por fim, o mesmo deslocamento da face interna da aorta realizada em dois passos, com o primeiro a aorta comprimindo-se e depois expandindo-se até a forma inicial.

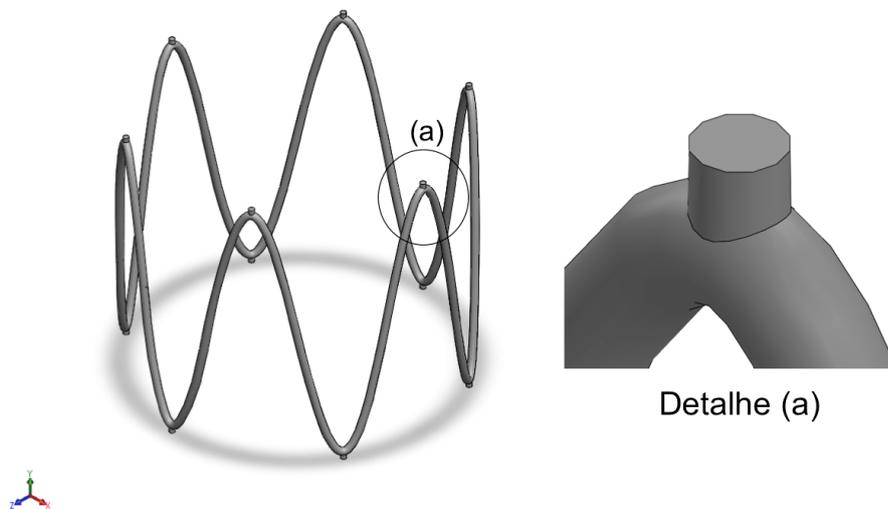


Figura 3.20 – Stent de seção transversal quadrada modelado no *SolidWorks*, com detalhe no batente embutido detalhe (a).

Fonte: Autoria própria (2017)

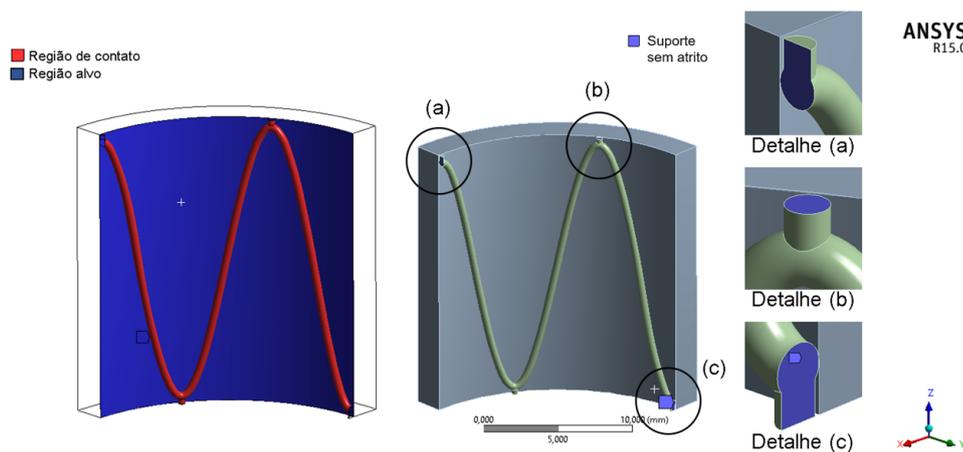


Figura 3.21 – Seleção de superfícies de contato e alvo - em vermelho e azul, respectivamente - e suportes sem atrito, conforme detalhes (a), (b) e (c).

Fonte: Autoria própria (2017)

Dessa maneira, a simulação pertinente a seção circular também teve resultados satisfatórios, realizando o movimento correto entre stent e aorta, sem perceber-se descontinuidades, variações bruscas de tensões e afastamento relativo entre as superfícies, o que invalidaria a simulação, conforme o primeiro e o segundo modelos. Obteve-se também valores de tensão dentro da faixa de valores esperados, comparativamente a resultados obtidos por [Kleinstreuer et al. \(2008\)](#), bem como mudanças na amplitude de onda do stent, a serem abordados no próximo capítulo. A Figura 3.22, demonstra os resultados obtidos com a simulação da seção circular.

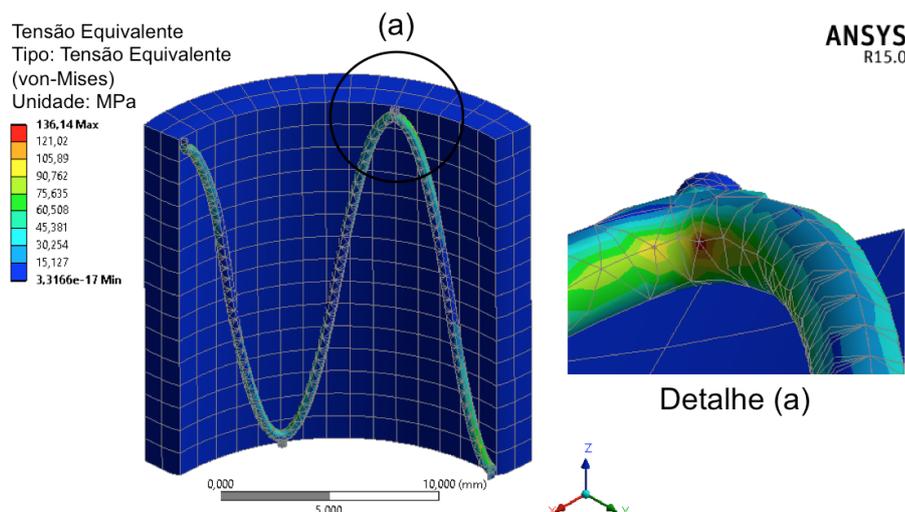


Figura 3.22 – Resultados de tensões de von Mises para o stent de seção circular, conforme detalhe (a).

Fonte: Autoria própria (2017)

3.7 DETALHAMENTO DO CONTATO SEM ATRITO

Definidas as estratégias de simulação, e validando a metodologia da mesma, realizou-se a revisão das definições dos parâmetros do contato sem fricção. A Figura 3.23 representa a interface do programa ANSYS, referente as definições do contato sem atrito entre a aorta e o stent. Para configurar-se o contato sem fricção da maneira mais apropriada para a simulação, baseando-se na documentação do ANSYS® (2013), os seguintes parâmetros foram alterados, a fim de obter-se resultados mais precisos:

- (a) Comportamento: O comportamento do contato foi selecionado como assimétrico – *asymmetric*, devido ao stent ter sido definido como a superfície de contato e a aorta como a superfície alvo. Essa definição assimétrica garante que o contato (stent) não possa penetrar a superfície alvo (aorta), para que então o contato mais adequado ocorresse. A documentação do programa ANSYS® (2013) proporciona diretrizes para a correta seleção das superfícies de contato e alvo, as quais embasam esta escolha.
- (b) Formulação: Quanto às definições avançadas, selecionou-se a formulação como sendo o método do lagrangiano aumentado – *augmented Lagrange*, devido ao fato que esse método, de acordo com o ANSYS® (2013), reduz a sensibilidade de rigidez ao contato, e além disso, permite uma menor penetração entre as geometrias, em relação aos outros métodos de formulação disponíveis no programa. O ideal para esta simulação seria a formulação lagrangiana normal, pelo fato de não permitir qualquer penetração entre as geometrias. Porém, esta formulação adiciona mais um grau de liberdade ao sistema, o que aumenta o tempo de convergência e necessita

Details of "Frictionless"	
[-] Scope	
Scoping Method	Geometry Selection
Contact	5 Faces
Target	1 Face
Contact Bodies	
Target Bodies	
[-] Definition	
Type	Frictionless
Scope Mode	Manual
Behavior	Asymmetric (a)
Trim Contact	Program Controlled
Suppressed	No
[-] Advanced	
Formulation	Augmented Lagrange (b)
Detection Method	Nodal-Projected Normal From Contact (c)
Penetration Tolerance	Program Controlled
Normal Stiffness	Manual
Normal Stiffness Factor	1, e-004 (d)
Update Stiffness	Each Iteration (e)
Stabilization Damping Factor	0,
Pinball Region	Program Controlled
Time Step Controls	None
[-] Geometric Modification	
Interface Treatment	Adjust to Touch (f)

Figura 3.23 – Interface de configuração das definições do contato sem atrito no programa ANSYS.

Fonte: Autoria própria (2017)

de maior poder computacional para suportar a simulação, fugindo do escopo deste trabalho.

- (c) Método de detecção: No método de detecção, optou-se pelo normal nodal projetada pelo contato – *nodal-projected normal from contact* – devido essa opção ser baseada em uma projeção de contato de superfícies, o que ajusta-se às condições deste trabalho, devido ao contato entre duas superfícies, sendo elas do stent e da aorta.
- (d) Fator de rigidez normal: Por padrão, o programa ANSYS define um fator de rigidez – *stiffness factor* – de 1.0 para contato sem atrito. A documentação do programa sugere, para problemas de flexão pura, um fator de 0,01. Porém, o programa também descreve que podem haver dificuldades de convergência. Sendo assim, é sugerido pela documentação que sejam usados fatores menores de rigidez, da ordem de 0,0001
- (e) Atualizar rigidez: A rigidez normal do sistema foi definida para ser atualizada pelo programa a cada iteração. A utilização de tal método – segundo a documentação do

programa ANSYS® (2013) – é uma abordagem conservadora, devido às incertezas relacionadas aos resultados da simulação.

- (f) Tratamento de Interface: Ainda nas configurações do contato entre o stent e aorta, optou-se, quanto ao tratamento da interface stent-aorta, pelo recurso ajustar ao toque – *adjust to touch*, o qual permite ao programa reconhecer o espaçamento – também chamado de região de *Pinball*, entre as duas superfícies em contato - ajustá-las, estreitando ou aumentando tal espaçamento. Este ajuste garante que a região de contato ocorra efetivamente.

Após a definição desses parâmetros realizou-se nova simulação referente ao stent de seção circular utilizando-se da metodologia validada. Os resultados deste modelo são apresentados no próximo capítulo.

Anteriormente, no segundo modelo, levantou-se a possibilidade de que a penetração ocorrida entre o stent e aorta tenha sido devido ao parâmetro do *software* ANSYS de tolerância a penetração serem ajustadas como controlado pelo programa. Contudo, ao configurar-se as condições de contato para o terceiro modelo, verifica-se que apesar do mesmo parâmetro ter, também, sido controlado pelo programa, não verifica-se penetração entre as geometrias. De acordo com a documentação do ANSYS® (2013), como descrito previamente, outros parâmetros tal como o comportamento assimétrico e a formulação do contato, podem limitar a penetração a valores muito pequenos, ou até mesmo nulos, o que verifica-se com a nova simulação realizada com o terceiro modelo de seção transversal circular.

Por fim, julgou-se necessário a criação de um último modelo, o qual necessitou-se realizar a inserção do graft na simulação, para garantir que erros semelhantes ao do primeiro modelo não ocorressem, tal como rupturas ao longo do stent, e o desprendimento da aorta no stent, fazendo com que o stent não participasse efetivamente da simulação. Criou-se este modelo para que ao invés de comprimir-se o stent, como havia sido realizado anteriormente no segundo e terceiro modelo, o stent seria expandido – em concordância com o procedimento médico – e subsequentemente, comprimido.

3.8 QUARTO MODELO

Neste modelo, necessitou-se inserir o graft para participar da simulação. Como anteriormente, no primeiro modelo, ao expandir-se a face interna da aorta, para causar uma expansão no stent, não foi possível verificar-se a tal expansão no stent, e devido ao fato da geometria do mesmo, por ser composta de um fio circular de nitinol, não favorecer a identificação, no programa ANSYS, da expansão unicamente do stent, foi necessário a criação de uma superfície que ficasse em contato com o stent, no seu menor diâmetro.

Assim, a participação do graft deu-se como imprescindível, para que a correta expansão do stent ocorresse. Dessa maneira, modelou-se o graft no próprio *software* ANSYS, e atribui-se as propriedades do material ePTFE. De acordo com Kleinstreuer et al. (2008), o ePTFE pode ser representado dentro do programa como um material linear elástico, isotrópico e com módulo de elasticidade de 1,84 GPa e coeficiente de Poisson de 0,35.

Assim, o graft foi modelado com um diâmetro externo de 19,0mm, para que sua superfície mais externa ficasse tangente ao diâmetro interno do stent, e com uma espessura de $100\mu\text{m}$, descrita por Shayan e Chun (2015) como sendo a menor medida recomendada para grafts de ePTFE. A representação gráfica do conjunto SG inserido dentro da aorta pode ser ilustrado pela Figura 3.24.

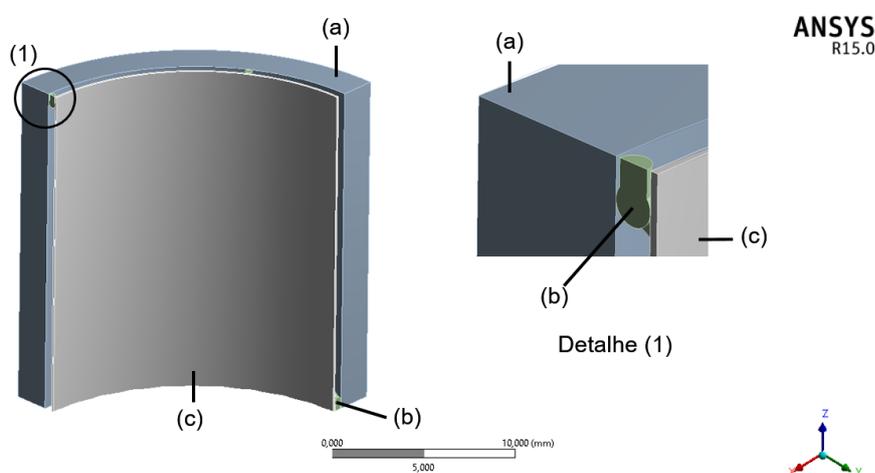


Figura 3.24 – Configuração do conjunto stent-graft posicionado dentro da aorta, conforme detalhe 1, aorta representada por (a), stent por (b) e graft por (c).

Fonte: Autoria própria (2017)

Com a adição de um novo corpo ao modelo, mostrou-se necessário a criação de mais um contato, dessa vez, entre o stent e o graft. Dessa forma, inseriu-se o mesmo contato utilizado entre o stent e aorta, como descrito no terceiro modelo. Um contato sem atrito, com os mesmos parâmetros descritos anteriormente, exemplificados pela Figura 3.23.

Por sua vez, com a inserção do graft, necessitou-se re-avaliar as condições de análise. As mesmas áreas selecionadas para o suporte sem atrito do stent, mantiveram-se inalteradas em relação ao terceiro modelo, com o stent de seção circular, como demonstra a Figura 3.25. O deslocamento aplicado na face interna da aorta, por sua vez, foi alterado. Assim, apenas fixou-se as coordenadas Y e Z em 0, para que não houvesse rotação e deslocamento axial, respectivamente. A coordenada X ficou livre, para que a aorta acompanhasse o movimento de expansão do stent. Com relação ao graft, selecionou-se a superfície externa, que está em contato com o stent, e adicionou-se um deslocamento, conforme Figura 3.26. Este ocorreu em dois passos, sendo o primeiro passo a expansão do

graft 1 mm radialmente na direção X do sistema de coordenadas local, e o segundo passo com a compressão do graft até o estado inicial. Além disso, restringiu-se as coordenadas Y e Z, para que não ocorressem os mesmos movimentos de rotação e deslocamento axial de maneira similar aos descritos para a aorta.

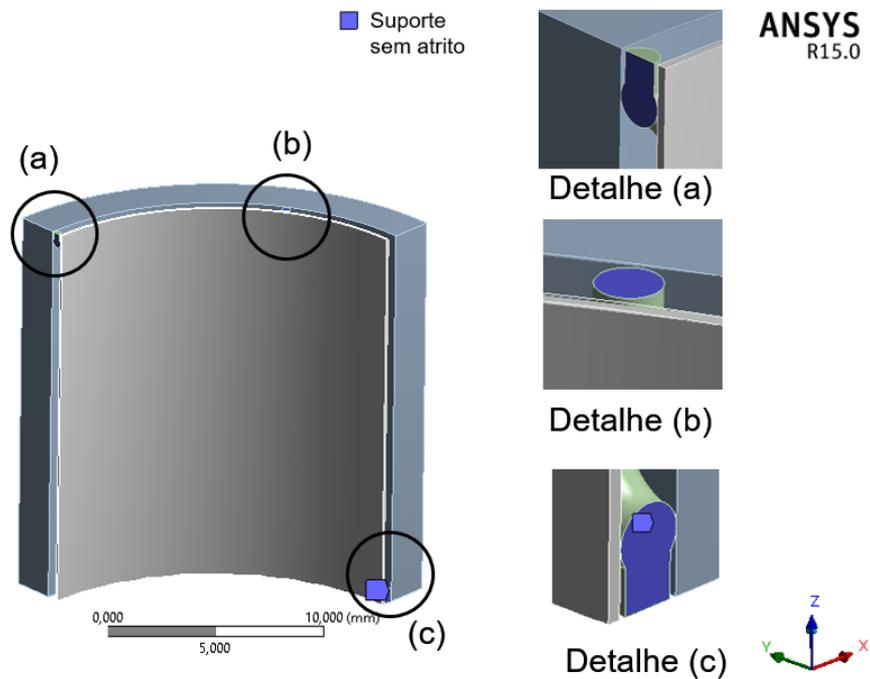


Figura 3.25 – Faces selecionadas para suporte sem atrito do stent de seção circular com o graft, suportes conforme detalhes (a), (b) e (c).

Fonte: Autoria própria (2017)

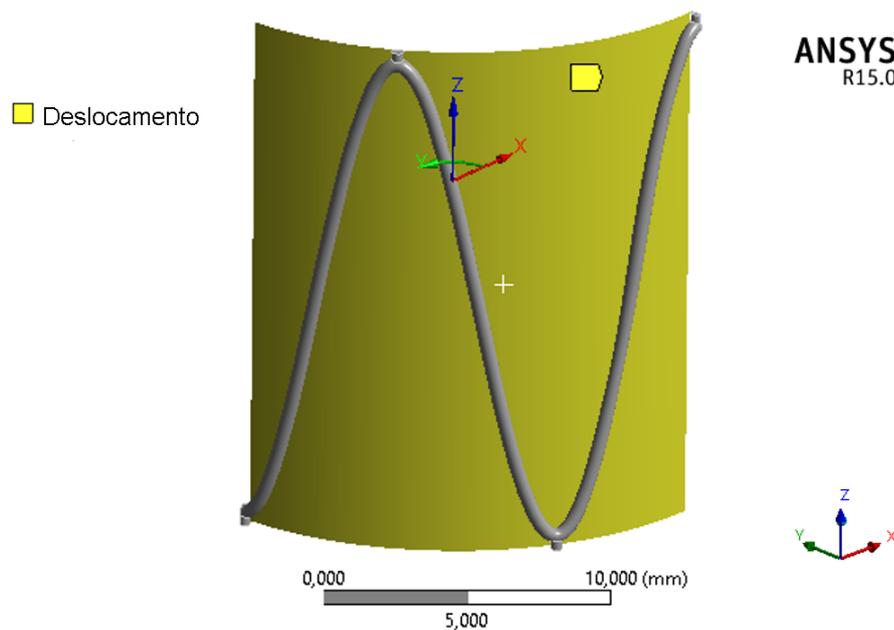


Figura 3.26 – Face externa do graft que aplica-se o deslocamento.

Fonte: Autoria própria (2017)

Após aplicar-se o deslocamento, verifica-se que o graft expandiu-se e causou o mesmo movimento no stent e conseqüentemente, o stent na aorta. Assim, obteve-se valores de tensão nos mesmo pontos que foram obtidos nos modelos anteriores, como ilustra a Figura 3.27, referente ao modelo com a malha automática prescrita pelo *software*. Verifica-se também, que os valores de tensão assemelham-se aos previamente obtidos, apesar da metodologia utilizada diferir-se em, primeiramente compressão da parede interna da aorta, e no presente resultado, expansão da parede externa do graft. Como descrito nos resultados do terceiro modelo de seção circular, os valores de tensão encontram-se dentro da faixa obtida por Kleinstreuer et al. (2008). Os resultados deste modelo são discutidos no próximo capítulo.

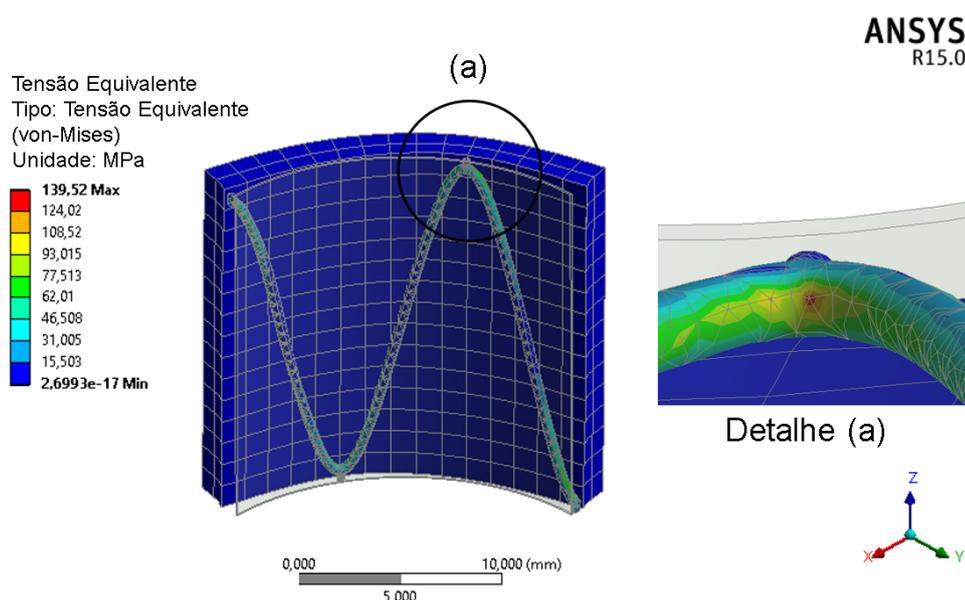


Figura 3.27 – Resultados de tensões de von Mises para o conjunto stent-graft de seção circular, conforme detalhe (a).

Fonte: Autoria própria (2017)

3.9 ANÁLISE DE CONVERGÊNCIA

Após a validação da metodologia adotada e da configuração correta dos parâmetros de contato, como demonstrado pela Figura 3.23, verificou-se também a necessidade de refino de malha, para a obtenção dos resultados finais de maneira mais adequada, com uma maior acurácia e com a análise de convergência dos mesmos.

Assim, inseriram-se quatro malhas diferentes. A primeira referente ao corpo da aorta, onde definiu-se uma malha de dimensionamento de corpo – *body sizing* – na qual determinou-se o tipo de malha por tamanho de elementos. O tamanho do elemento selecionado foi de 0,5mm, ou seja, uma quantidade de 4 elementos radiais indo do diâmetro interno até o diâmetro externo da aorta, resultando uma espessura do corpo da aorta de 2mm. Além disso os elementos foram também distribuídos axialmente, totalizados em 38,

preenchendo os 19mm da extensão da aorta. Concluiu-se que esta quantidade de elementos era suficiente para a veia, devido ao fato da mesma não demonstrar grandes variações de tensão. A segunda malha foi selecionada para a face interna da aorta, onde escolheu-se uma malha de mapeamento de superfície – *mapped face meshing*. Tal escolha deve-se ao fato desta região ser uma região de interesse.

A terceira malha foi atribuída ao graft, e escolheu-se uma malha de tamanho de corpo, similarmente àquela utilizada na aorta. Optou-se por uma malha controlada pelo programa, pois como descrito por [Abad et al. \(2012\)](#) o graft pouco importa em relação à expansão do stent, e por isso, sua malha foi mantida como selecionada pelo *software*.

Adicionalmente, a quarta malha escolhida também foi de dimensionamento de corpo, mas para o stent. Previamente havia-se determinado que o tamanho dos elementos seria selecionado pelo próprio programa. Contudo, ao determinar-se a metodologia abordada nas simulações anteriores, necessitou-se refinar a malha para verificar variações nos resultados de tensão. Dessa maneira, traçou-se uma estratégia de análise de convergência dos mesmos. Assim, seleciona-se o tamanho dos elementos para uma nova simulação, avalia-se os resultados e, de maneira iterativa, diminui-se o tamanho dos elementos em subsequentes simulações até verificar-se a estabilização dos resultados.

O tamanho dos elementos selecionados para o stent em cada simulação é apresentado na Tabela 3.2, a qual demonstra os valores de tensão respectivos, tal qual o número total de elementos.

Tabela 3.2 – Tamanho dos elementos selecionados para o stent em cada simulação, com respectivos valores de tensão e número total de elementos.

Simulação	Tamanho dos elementos [mm]	Tensão máxima [MPa]	Número total de elementos
1	0,25	127,54	12.862
2	0,20	124,15	19.236
3	0,17	137,23	28.475
4	0,15	148,95	37.295
5	0,14	139,1	38.301
6	0,13	139,27	48.196
7	0,12	139,21	60.610

Fonte: Autoria Própria

Por fim, a Figura 3.28 ilustra um gráfico referente a análise de convergência do modelo proposto, utilizando-se do conjunto SG em expansão internamente à aorta. Percebe-se que há uma estabilidade nos resultados a partir da seleção do tamanho dos elementos para 0,14mm, com valores semelhantes de tensão máxima na faixa de 139 MPa. Contudo, verificou-se também similaridade com o valor obtido com a simulação referente à malha automática, de 139,52 MPa, conforme demonstra a Figura 3.27. Tal

fato evidencia que a simulação pode ter convergido já na primeira configuração referente ao quarto modelo.

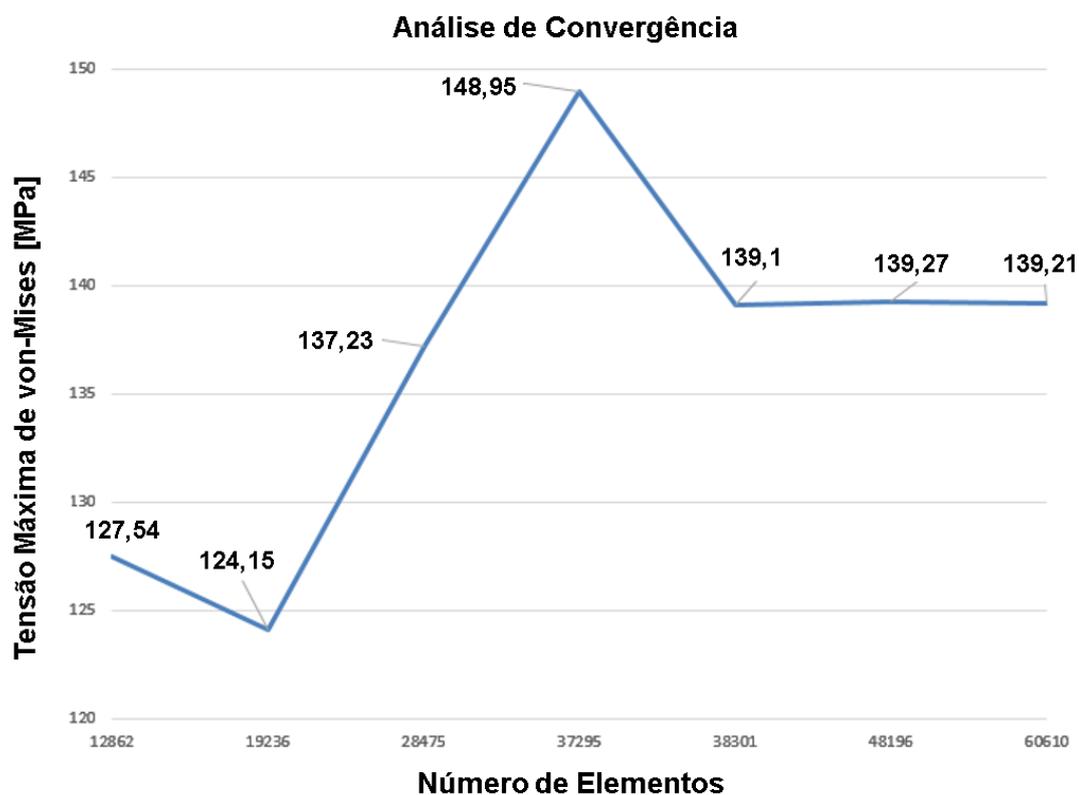


Figura 3.28 – Gráfico de análise de convergência: tensão máxima vs. número de elementos.

Fonte: Autoria própria (2017)

4 RESULTADOS

4.1 TERCEIRO MODELO

Os resultados do terceiro modelo são apresentados de acordo com a Tabela 4.1.

Tabela 4.1 – Parâmetros e resultados referentes à simulação do terceiro modelo com stent de seção circular e batente embutido.

Sub-passos inicial	Sub-passos mínimo	Sub-passos máximo	Número de elementos	Tamanho dos elementos [mm]	Variação de amplitude δ' [mm]	Tensão máxima [MPa]
10	1	40	108.832	0,1	0,22	154

Fonte: Autoria própria (2017)

Observando os resultados encontrados por Amirjani et al. (2014) e Kleinstreuer et al. (2008), conforme mostram as Figuras 4.1 e 4.2, respectivamente, o ponto de maior tensão no stent é localizado na região próxima ao contato com a aorta, e próximo ao ponto de maior curvatura do mesmo, como mostra o detalhe (a) da Figura 3.22. Logo, conclui-se que a adição de um batente não alterou significativamente os resultados, ainda que a junção do batente no stent constitua um concentrador de tensões.

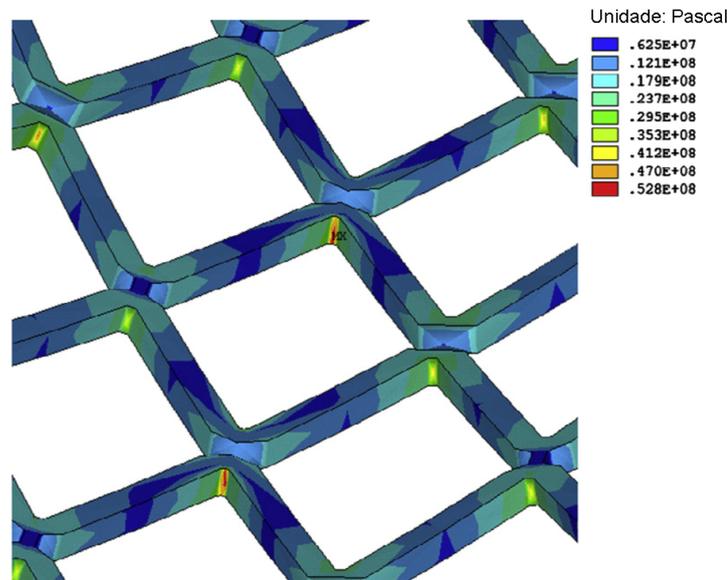


Figura 4.1 – Representação da tensão de von Mises.

Fonte: Amirjani et al. (2014)

Amirjani et al. (2014) realizam a otimização de um stent de nitinol com base em um formato paramétrico, desenvolvendo uma metodologia de multi-parâmetros avaliando tensões equivalentes de von Mises a respeito do recuo e tensões de cisalhamento sobre a

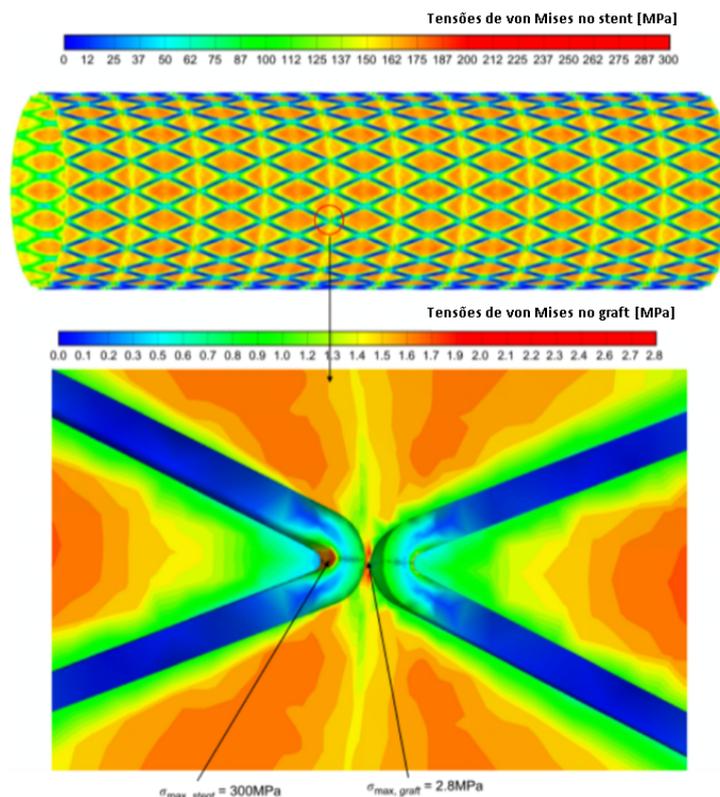


Figura 4.2 – Distribuição de tensão no corpo principal do stent graft.

Fonte: Kleinstreuer et al. (2008)

parede aórtica. Kleinstreuer et al. (2008) realiza a simulação dos dois procedimentos de inserção do SG - compressão sobre o catéter, a fim de estudar a mecânica de SGs e a influência dos diferentes materiais utilizados no graft - PTFE, ePTFE e PET.

Do ponto de vista quantitativo tem-se que a máxima tensão no stent do terceiro modelo de seção circular foi de 154 MPa e no trabalho de Amirjani et al. (2014) foi de 52,8 MPa. Neste estudo, o objetivo dos autores foi otimizar um stent com relação a uma série de restrições, tanto de tensão, quanto de recuo e dimensões máximas do stent. Logo, é esperado que os valores encontrados sejam abaixo dos avaliados para um problema estático em que a única restrição é uma deformação máxima recomendada.

Analisando os resultados obtidos por Kleinstreuer et al. (2008), a simulação levou em conta um fator de segurança com valor de 2,01, além da inserção de uma pressão sanguínea constante de cerca de 20 kPa. Sendo assim, é possível afirmar que o valor de tensão real obtido no trabalho referido foi da ordem de 150 MPa, valor próximo do obtido na simulação. Adicionalmente, do ponto de vista qualitativo a máxima tensão no presente modelo ocorre na mesma região do trabalho de Kleinstreuer et al. (2008), indicando um modelo coerente.

Pode ser observado também que no decorrer das simulações, o programa ANSYS realizou a seleção automática da malha. Ainda assim, analisando os resultados da malha

automática no primeiro e terceiro modelos, é possível verificar uma mudança no tipo de elemento utilizado. Enquanto no primeiro modelo o programa selecionou um elemento de blocos com oito nós para modelar a malha – Figura 4.3 (a), no terceiro modelo – tanto para o stent de seção quadrada – Figura 4.3 (b), quanto para o de seção circular – Figura 4.3 (c), foi selecionado um tipo de elemento tetraédrico. Possivelmente, devido à inserção do batente, se fez necessário o uso de tais elementos à análise. Além disso, segundo a documentação ANSYS® (2013), tais elementos tetraédricos são mais recomendados à simulação de elementos com grandes gradientes de curvatura, podendo ser um dos motivos para a obtenção de resultados mais coerentes.

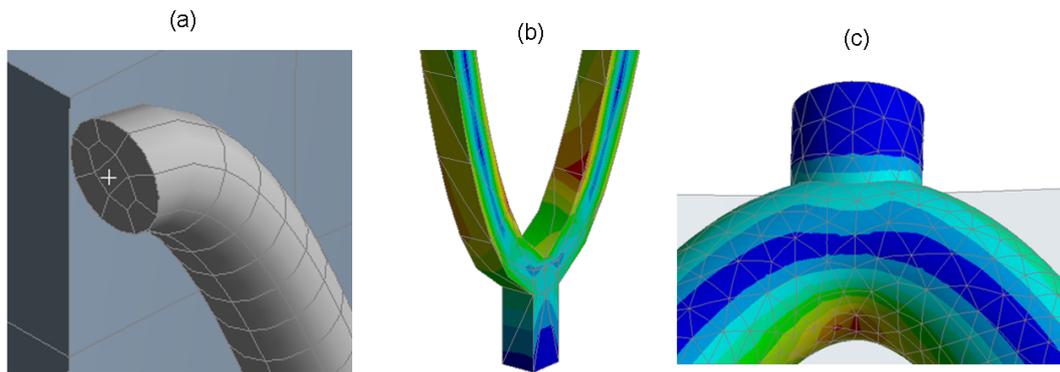


Figura 4.3 – Tipos de elementos utilizados pela seleção automática de malha do programa ANSYS, em (a) elementos de blocos e (b) e (c) elementos tetraédricos.

Fonte: Autoria própria (2017)

Os resultados foram considerados satisfatórios também do ponto de vista do comportamento da curva Tensão x Deformação do nitinol, não sendo observado um comportamento plástico, com tensões menores que a tensão de início da transformação martensítica. Foram obtidos valores com base em uma deformação máxima recomendada, segundo Schwarz (2012), de 12%. Analisando a deformação no stent ao longo do terceiro modelo, foi possível observar que mesmo com o valor máximo de deformação recomendada sendo atingido, a tensão máxima no stent ficou muito abaixo da região de início da transformação martensítica do material. Tal fato pode estar relacionado ao formato senoidal do stent, que proporciona uma deformação axial do mesmo, aumentando ou diminuindo a amplitude de onda, sem que haja aumento significativo da tensão, conforme observado na Figura 4.4. No caso do terceiro modelo, mostrado na Figura 4.4, foi obtido valor de variação na amplitude máxima δ' do stent de 0,22 mm. Pode ser então considerado adequado simular o stent com base em deformações até 12% da geometria original.

Adicionalmente, a adição do batente possibilitou a construção de um modelo completo do stent, conforme mostra a Figura 4.5, possibilitando assim a análise do projeto como um todo, em trabalhos posteriores.

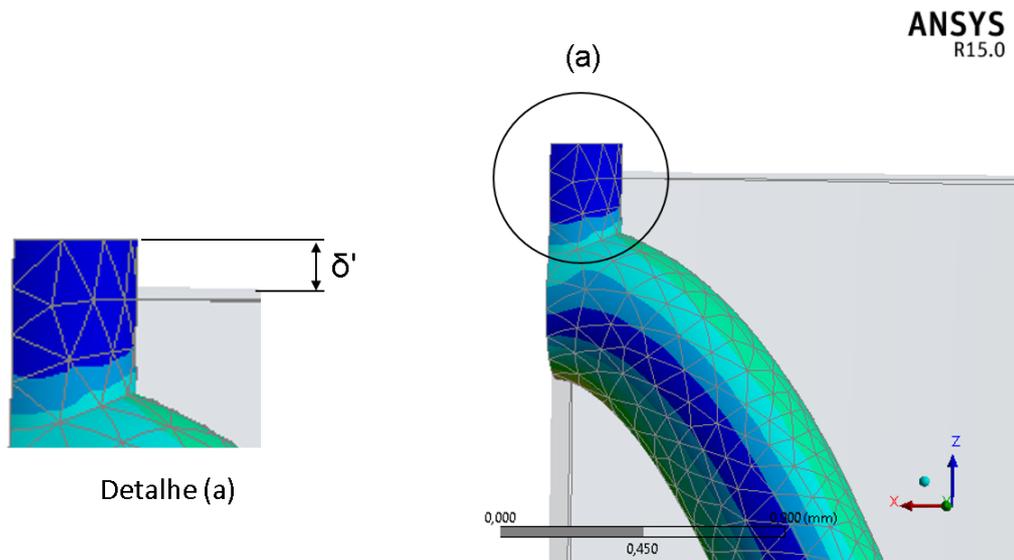


Figura 4.4 – Deformação axial máxima no stent, com ênfase na variação de amplitude no detalhe (a) - δ' .

Fonte: Autoria própria (2017)

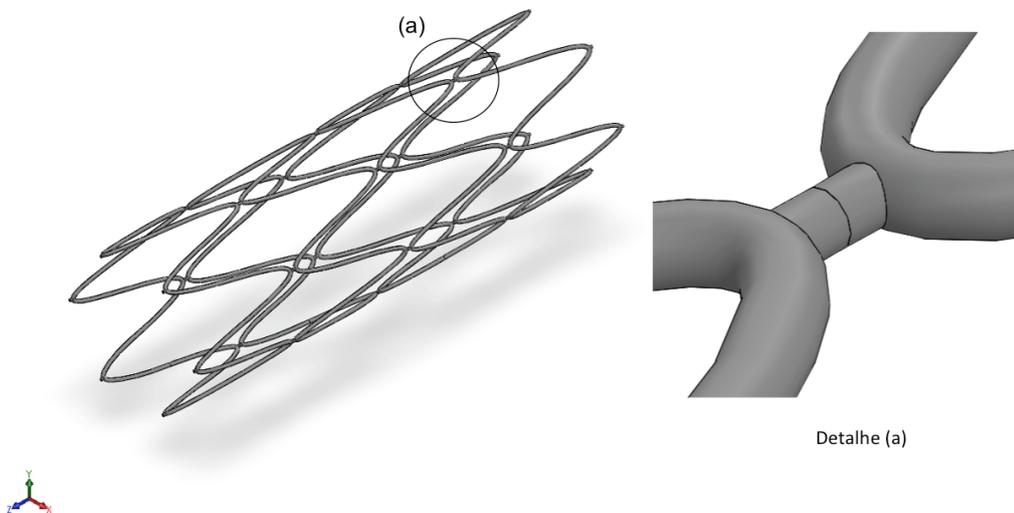


Figura 4.5 – Representação de um stent completo.

Fonte: Autoria própria (2017)

4.2 QUARTO MODELO

Assim como o realizado anteriormente, é feito um comparativo entre os resultados do terceiro e quarto modelos, além do comparativo com a literatura. Os resultados do quarto modelo são apresentados segundo a Tabela 4.2.

Qualitativamente, o resultado obtido no quarto modelo é considerado satisfatório, pois como é possível observar nas Figuras 3.22, 3.27 e 4.2, o ponto de maior tensão - mesmo após refinamento da malha, e sobre condições de tensão ao invés de compressão no

Tabela 4.2 – Parâmetros e resultados referentes à simulação do quarto modelo com stent de seção circular com batente embutido e graft.

Sub-passos inicial	Sub-passos mínimo	Sub-passos máximo	Número de elementos	Tamanho dos elementos [mm]	Variação de amplitude δ' [mm]	Tensão máxima [MPa]
10	1	40	38.301	0,1	0,26	139

Fonte: Autoria própria (2017)

modelo, não sofreu mudança em sua posição. Quantitativamente, como não é observada grande mudança na magnitude de tensão máxima, é possível afirmar que tal modelo é satisfatório. Com relação ao aumento de amplitude da onda os resultados mostram um pequeno aumento, da ordem de 0,04 mm. Tal diferença possui pequeno valor mas ainda assim pode ser um dos motivos para a tensão máxima no quarto modelo ser aproximadamente 10 MPa menor com relação ao terceiro modelo. Devido ao aumento na amplitude da onda sinusoidal, pode haver uma diminuição nas tensões.

4.3 AORTA

Uma análise de tensões na aorta mostra-se necessária para verificar a validade do quarto modelo. Para tanto, seleciona-se uma tensão equivalente de von Mises na face interna da aorta, a fim de obter resultados demonstrando que a expansão do stent, de fato, não causa danos catastróficos na região de contato. Em tal superfície, como dito anteriormente, foi selecionada uma malha de mapeamento de face, para que esta análise fosse facilitada. A Figura 4.6 mostra os resultados para a simulação da aorta com malha refinada referentes ao quarto modelo.

Percebe-se, que as tensões de grandes magnitudes encontram-se na região do contato entre o stent e a aorta, sendo possível visualizar a silhueta do stent, em amarelo. Contudo, os maiores resultados são visualizados nas arestas laterais da aorta, as quais têm valores em torno de 10,9 kPa. De acordo com [Vorp et al. \(1996\)](#), a tensão limite de resistência da aorta encontra-se na faixa de 1210 kPa. Segundo [Geest et al. \(2006\)](#), os limites de resistência podem variar dependendo do gênero, com valores entre 943 kPa e 581 kPa, sendo valores máximos e mínimos para homens e mulheres, respectivamente.

Com isso, conclui-se que mesmo a tensão atingindo valores de até 10,9 kPa na aorta, ainda encontra-se em uma faixa segura, para não causar danos ao tecido saudável.

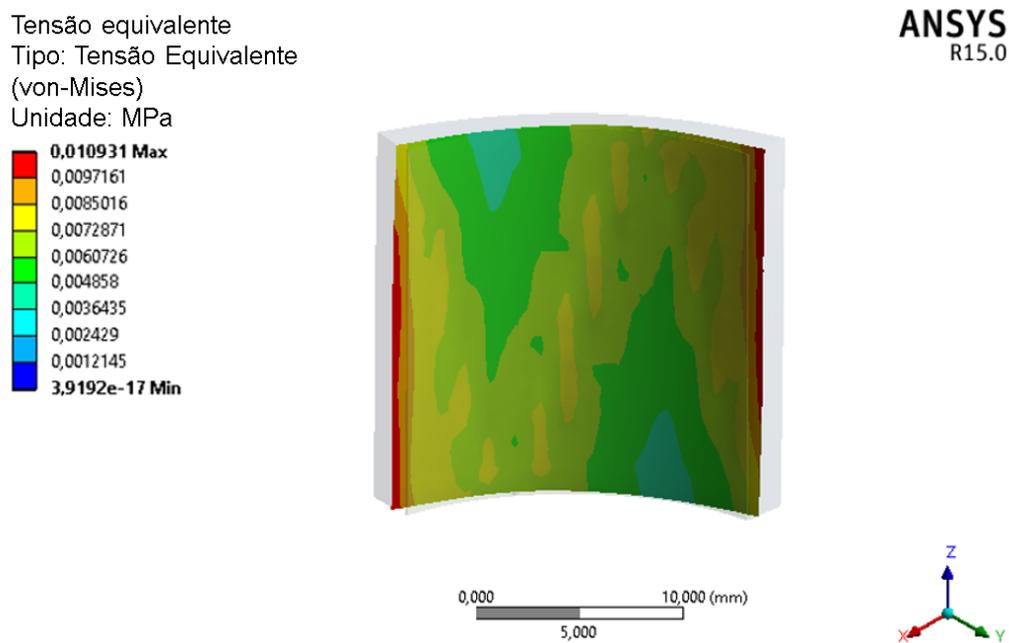


Figura 4.6 – Análise de tensões na superfície interna da aorta.

Fonte: Autoria própria (2017)

5 CONCLUSÕES

A partir dos resultados apresentados é possível concluir que o presente estudo propôs uma metodologia válida para a simulação de um SG de nitinol do modelo Zenith Flex de forma coerente, através da interação pelo contato entre stent e aorta.

Por meio de uma deformação radial, foi possível notar como a interação da aorta afeta diretamente a geometria do stent, com mudanças tanto dimensionais, como o aumento da amplitude da onda sinusoidal característica do stent, e das tensões máximas causadas na estrutura do stent.

Foi possível traçar um paralelo com os estudos na área de SGs em geral, e perceber semelhanças no comportamento mecânico de tais componentes.

A partir do presente trabalho, é possível construir um modelo completo mais próximo do real, com a geometria completa e abrindo margem para utilização de metodologias mais adotadas, como por inserção de pressões de sístole e diástole.

Com a obtenção de um modelo ideal, é possível então partir para uma simulação mais complexa, com modelos envolvendo atrito entre aorta, graft e stent ou até mesmo de simulações de pressões ou fluxo sanguíneo.

Propõe-se também, para estudos futuros, a simulação do stent completo, com mais de um anel, em que o stent mantenha-se fixado em uma região saudável da aorta, e parte de seu corpo fique imerso na região com o próprio aneurisma, para verificar-se também, os efeitos da flexão ao longo do stent, quando não há a fixação passiva em grande parte de sua extensão.

Análises de fadiga do stent, devido as compressões de sístole e diástole da aorta, tal como a mensuração da quantidade de ciclos que o stent suporta, após inserido no corpo humano, também são sugestões pertinentes a trabalhos futuros.

Finalmente, conclui-se que os objetivos propostos por este trabalho, a fim de conseguir determinar uma metodologia válida para a simulação do modelo de stent escolhido e simular corretamente o movimento da aorta e suas implicações nas variações de tensão do stent, foram atingidos.

REFERÊNCIAS

- ABAD, E. M. K.; PASINI, D.; CECERE, R. Shape optimization of stress concentration-free lattice for self-expandable nitinol stent-grafts. **Journal of biomechanics**, v. 45, n. 6, p. 1028–1035, 2012.
- AMIRJANI, A.; YOUSEFI, M.; CHESHMAROO, M. Parametrical optimization of stent design; a numerical-based approach. **Computational Materials Science**, v. 90, p. 210–220, 2014.
- ANSYS®. **Help Viewer**. 2013.
- COOK MEDICAL. **Endovascular Aortic Repair - Abdominal**. [S.l.], 2012. Disponível em: <https://www.cookmedical.com/data/resources/AI-BUSM-AAATSP-EN-201212_WEB.pdf>.
- DEMANGET, N. et al. Finite element analysis of the mechanical performances of 8 marketed aortic stent-grafts. **Journal of endovascular therapy**, v. 20, n. 4, p. 523–535, 2013.
- DIVRINGI, K.; OZCAN, C. Advanced shape memory alloy material models for ansys. **Ozen Engineering Inc**, 2009.
- EAGLETON, M. J. **Thoracic Aortic Aneurysm**. Society for Vascular Surgery, 2004. Disponível em: <<https://vascular.org/patient-resources/vascular-conditions/thoracic-aortic-aneurysm#treatments>>.
- GEEST, J. P. V. et al. Gender-related differences in the tensile strength of abdominal aortic aneurysm. **Annals of the New York Academy of Sciences**, v. 1085, n. 1, p. 400–402, 2006.
- GEEST, J. P. V.; SACKS, M. S.; VORP, D. A. Age dependency of the biaxial biomechanical behavior of human abdominal aorta. **Transactions of the ASME-K-Journal of Biomechanical Engineering**, v. 126, n. 6, p. 815–822, 2004.
- GIDEON, V.; KUMAR, P.; MATHEW, L. Finite element analysis of the mechanical performance of aortic valve stent designs. **Trends in Biomaterials and Artificial Organs**, v. 23, n. 1, p. 16–20, 2009.
- GREENHALGH, R.; THE, E. Comparison of endovascular aneurysm repair with open repair in patients with abdominal aortic aneurysm (evar trial 1), 30-day operative mortality results: randomised controlled trial. **The Lancet**, v. 364, n. 9437, p. 843–848, 2004.
- HOWELL, B. A. et al. Computational fluid dynamics within bifurcated abdominal aortic stent-grafts. **Journal of Endovascular Therapy**, v. 14, n. 2, p. 138–143, 2007.
- JANI, J. M.; LEARY, M.; SUBIC, A.; GIBSON, M. A. A review of shape memory alloy research, applications and opportunities. **Materials & Design**, v. 56, p. 1078–1113, 2014.
- KLEINSTREUER, C.; LI, Z.; BASCIANO, C.; SEELECKE, S.; FARBER, M. A. Computational mechanics of nitinol stent grafts. **Journal of biomechanics**, v. 41, n. 11, p. 2370–2378, 2008.

- KURIBAYASHI, K. et al. Self-deployable origami stent grafts as a biomedical application of ni-rich tni shape memory alloy foil. **Materials Science and Engineering: A**, v. 419, n. 1, p. 131–137, 2006.
- LI, Z.; KLEINSTREUER, C. Analysis of biomechanical factors affecting stent-graft migration in an abdominal aortic aneurysm model. **Journal of biomechanics**, v. 39, n. 12, p. 2264–2273, 2006.
- MANNICK, J. A.; WHITTEMORE, A. D. Abdominal aortic aneurysms. **Vascular Surgical Techniques**, p. 107, 2014.
- O’GARA, P. T. Aortic aneurysm. **Circulation**, v. 107, n. 6, 02 2003. Disponível em: <<http://circ.ahajournals.org/content/107/6/e43.full>>.
- O’LEARY, S. A. et al. The biaxial biomechanical behavior of abdominal aortic aneurysm tissue. **Annals of biomedical engineering**, v. 42, n. 12, p. 2440–2450, 2014.
- PERRIN, D. et al. Patient-specific numerical simulation of stent-graft deployment: Validation on three clinical cases. **Journal of biomechanics**, v. 48, n. 10, p. 1868–1875, 2015.
- RAHIMI, S. A. Abdominal aortic aneurysm. **Emedicine/Medscape**, 2016. Disponível em: <<http://emedicine.medscape.com/article/1979501-overview#a5>>.
- SCHWARZ, C. D. **Modeling of the radial compressive properties of an aortic stent graft**. Dissertação (Mestrado) — The University of Iowa, 2012.
- SHAYAN, M.; CHUN, Y. An overview of thin film nitinol endovascular devices. **Acta biomaterialia**, v. 21, p. 20–34, 2015.
- TRIVASCULAR INC. **Product Overview**. 2016. Disponível em: <<http://www.trivascular.com/expanding-evar>>.
- VORP, D. A. et al. Wall strength and stiffness of aneurysmal and nonaneurysmal abdominal aorta. **Annals of the New York Academy of Sciences**, v. 800, n. 1, p. 274–276, 1996.