

Estudo transiente pelo método de elementos finitos do comportamento mecânico do Stent de Nitinol convencional com a aorta

Aristides Rivera Torres

Doutor em Engenharia Mecânica

Instituição: Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade do Estado do Amazonas

E-mail: artorres@uea.edu.br

Gilberto Garcia del Pino

Doutor em Engenharia Mecânica

Instituição: Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade do Estado do Amazonas

E-mail: gpino@uea.edu.br

Cleinaldo de Almeida Costa

Doutor em Medicina

Instituição: Universidade do Estado do Amazonas

E-mail: cleinaldocosta@uol.com.br

Guilherme Benjamin Brandão Pitta

Doutor em Medicina

Instituição: Programa de Doutorado em Biotecnologia, Rede Nordeste de Biotecnologia (RENORBIO),

Universidade Federal de Alagoas (UFAL)

E-mail: guilhermebbpitta@gmail.com

Marcos Dantas

Doutor em Engenharia Mecânica

Instituição: Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade do Estado do Amazonas

E-mail: marcosdantas73@hotmail.com

Ítalo Carvalo da Costa

MSc em Ciência e Engenharia de Materiais

Instituição: Escola de Engenharia, Faculdade Matias Machline

E-mail: italo@fmm.org.br

RESUMO

Aneurismas da aorta torácica constituem uma condição de alta gravidade, cujas consequências podem colocar em risco a vida do paciente. Apesar dos métodos de diagnóstico e dos controles intra e pós-operatórios, os aneurismas representam um desafio para os profissionais envolvidos, principalmente para os cirurgiões. O método de elementos finitos é um método numérico que vem sendo utilizado como abordagem inovadora para uma avaliação segura do stent quando implantado e acomodado na artéria aorta. No presente trabalho, realizou-se um estudo com o software ANSYS Workbench 2022 R2 sobre o comportamento mecânico do stent, mediante o método de simulação da resposta dinâmica a cargas que variam no tempo, utilizando a ferramenta de Análise Estrutural Transiente para realizar os cálculos dos deslocamentos, tensões e deformações ao longo do tempo.

Palavras-chave: Malhas. Stent Convencional. Triplo Stent. Artéria Aorta.

1 INTRODUÇÃO

O aneurisma de aorta compreende uma dilatação superior a 50% do diâmetro esperado para a artéria naquela região. Na literatura, discute-se amplamente sobre técnicas de mensuração do diâmetro na zona afetada, então, para considerar a maior dilatação, podem ser aceitas as medidas anteroposteriores e/ou transversais da parede externa da aorta, obtidas por métodos de ultrassonografia de abdome ou tomografia computadorizada (Wanhainen A, et al 2019¹, Chaikof EL, Dalman RL, et al 2017).

A classificação do aneurisma refere-se à sua localização, podendo ocorrer na porção ascendente ou descendente, como é o caso do Aneurisma da Aorta Abdominal (AAA). Sabe-se que o AAA é o tipo de aneurisma mais recorrente na população, acometendo principalmente indivíduos idosos e cuja ruptura representa cerca de 2% da mortalidade nesse público (Lavínia Penido Safe; Bruno Seibert Pinheiro et al 2022).

Geralmente o AAA resulta de um processo de degeneração, que pode culminar em necrose da túnica média e provocar, na parede da artéria, um adelgaçamento. Entre os principais fatores de risco para o desenvolvimento dessa patologia, destacam-se a idade avançada, o tabagismo, considerado o fator mais relevante, e o histórico familiar positivo para AAA principalmente, quando diagnosticada em familiares de primeiro grau. (KASPER, 2017; KUMAR et al., 2018). A principal causa é a degeneração arterial por aterosclerose. AAA tem alta mortalidade e como tratamento inicial se tem o controle dos fatores de risco ou se necessário a alternativa do procedimento cirúrgico para o reparo endovascular (EVAR) e cirurgia convencional aberta. (Marques Meirelles, C; Corrêa Resende, I et al., 2024)

Quando relacionamos a mudança do diâmetro da artéria ao aneurisma, observa-se que os aneurismas da aorta abdominal apresentam risco de ruptura e morte, sendo maior que 75% o risco de ruptura em 5 anos para AAA não tratado com diâmetro igual ou superior a 7cm, de 35% para os de 6cm e aproximadamente 25% para os de 5 a 5,9cm. Cerca de 66% dos pacientes com aneurismas rotos morrem precocemente antes da chegada ao serviço de saúde ou durante a intervenção cirúrgica (MASTRACCI; CINÀ, 2007).

Nos últimos anos, uma nova abordagem técnica tem sido utilizada como ferramenta para o cuidado e tratamento do AAA, definida como reparo endovascular do aneurisma (REVA), na qual o AAA é corrigido sem a necessidade de cirurgia aberta, por meio do acesso pela região inguinal, com introdução de um cateter até a região do aneurisma, onde, após o posicionamento na zona da lesão, é liberada uma prótese do tipo stent que reveste a aorta dilatada, funcionando como um vaso sanguíneo artificial pelo qual o sangue pode fluir desviando-se do aneurisma. Consequentemente, há redução do risco de expansão e ruptura do AAA (Paravastu, 2014).

Os stents são estruturas metálicas trançadas, com abertura na parte inferior e superior, em forma de malha, que apresentam boa visibilidade e flexibilidade, introduzidos na luz vascular, cuja função é manter a perviedade do vaso e impedir as reestenoses decorrentes do desenvolvimento da hiperplasia miointimal,

evitando assim, a diminuição do fluxo sanguíneo por entupimento (França; Pereira, 2008).

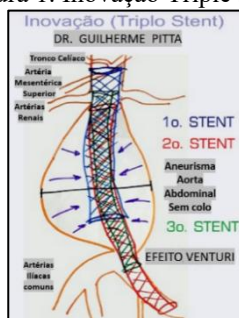
São utilizados diversos tipos de stent para restaurar a permeabilidade de artérias coronárias ateroscleróticas, e constatou-se que diferentes stents podem apresentar diferentes taxas em relação com a reestenose intra-stent, considerando-se a hipótese de que o nível de lesão vascular causada ao vaso por um stent determina o nível de reestenose.(Lally C, Dolan F,2005).

A escolha do stent a ser utilizado deve ser feita segundo a anatomia arterial e a morfologia da lesão, assim como as características do stent, tais como tamanho, extensão, flexibilidade e resistência à fratura, etc. Podem-se citar como os mais utilizados os de monofilamentos de metal tipo NiTi. (RODRIGUES et al., 2014).

Atualmente, estudos computacionais representam uma ferramenta muito importante a ser utilizada para investigar o comportamento mecânico dos stents e determinar a interação biomecânica entre o stent e a artéria em um procedimento de colocação de stent. São numerosos os estudos computacionais já realizados para investigar a expansão e o comportamento mecânico e caracterizar e avaliar diferentes tipos de designs de stents, como por exemplo os stents tipo expansíveis por balão (Dumoulin e Cochelin, 2000; Etave et al., 2001). No entanto, ainda são poucos os estudos que investigam a interação entre o stent e a artéria, embora a lesão vascular tenha sido hipotetizada como o estímulo para a formação de hiperplasia intimal oclusiva e eventual reestenose.

A finalidade principal da aplicação do método neste estudo é avaliar o comportamento mecânico, o mecanismo de expansão, as tensões e a distribuição das tensões no stent e as mudanças no comprimento, aplicando-o ao caso específico do triple stent (US 7,588,597B2), (figura 1) na implantação de stents, com o objetivo de minimizar a lesão vascular durante a implantação do stent e reduzir a reestenose.

Figura 1. Inovação Triple stent.



Fonte: Dr. Guilherme Pitta.

2 MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS

Trabalhar com a simulação numérica representa uma ferramenta de suma importância para definir variáveis importantes, que podem contribuir com os resultados da aplicação dessa técnica inovadora, possibilitando no caso do stent, o estudo de seu comportamento mecânico e a avaliação de parâmetros

associados com o modelo do stent . O estudo foi realizado com o uso dos softwares Autodesk Inventor, para a modelagem, e ANSYS, para o estudo do comportamento mecânico.

O Método dos Elementos Finitos (MEF) apresenta atualmente um nível de desenvolvimento que permite a sua utilização pela generalidade dos profissionais da área de projetos e de estruturas. A aplicação do método resulta na aplicação das diferenças finitas, que, antes do aparecimento dos computadores, apresentava o inconveniente de requerer a resolução de grandes sistemas de equações lineares, inconveniente que se evita com métodos de relaxação baseados na sucessiva diminuição de um conjunto de resíduos. Método de extrema importância na engenharia biomédica e no desenvolvimento de dispositivos médicos, pela possibilidade de análises precisas e seguras como etapa de discussão antes da implantação em humanos. Resulta muito importante para uma pesquisa a seleção do material adequado para o processo específico já disso depende os resultados no tempo do processo, a funcionabilidade da peça e a vida útil do elemento produzido (Mendes CS, Garcia del Pino G, Torres AR, et al. 2021)

Neste caso, a formulação do MEF pode ser baseada no método dos deslocamentos e em modelos de equilíbrio, estando associada ao método dos deslocamentos, a partir da definição dos graus de liberdade, das forças, da matriz de rigidez e do tipo de análise.

No que se refere à simulação de um stent dentro da aorta usando elementos finitos (FEA), existem diversos estudos e práticas na literatura que oferecem dados e informações sobre como modelar adequadamente a interação mecânica entre o stent de Nitinol com a parede da aorta. Um aspecto a considerar é o tipo de malha associado com resultados experimentais, que revelam um aumento na resistência à tração com o aumento da quantidade de elementos em contato (G Garcia del Pino g, Bezazi A., Torres AR, et al, 2023)

O stent, por sua vez, pode ser representado por feixes ou hastes com elementos do tipo B31 (beams), criteriosamente adaptados ao comportamento do Nitinol via subrotina (user subroutine, como no Abaqus) PMC.

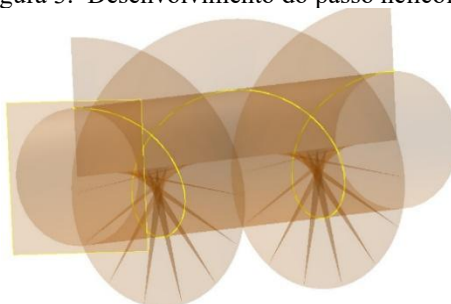
Utilizando esse método, modelou-se um stent de Nitinol, ajustando-se parâmetros, tais como o diâmetro, o comprimento máximo, a fim de converter o modelo plano do stent para a forma final cilíndrica e tridimensional. As figuras 2,3,4 e 5, mostram os passos para a modelagem do stent Lumini segundo as células do protótipo físico objeto do estudo.

Figura 2. Stent Lumini, comprimento de 100mm.



Fonte: Autoria própria

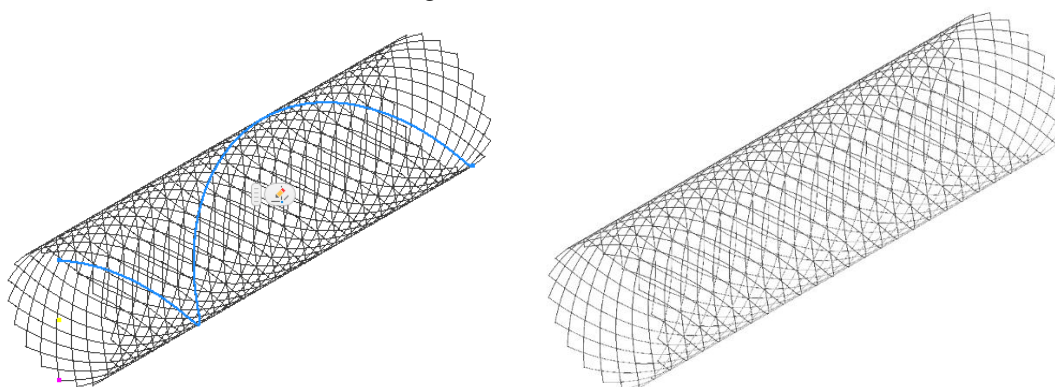
Figura 3. Desenvolvimento do passo helicoidal.



Fonte: Autoria Própria

Uma vez definida a base do desenvolvimento do modelo (figura 3), trabalha-se na criação do modelo do stent em sua configuração tridimensional, considerando-se o diâmetro do fio de Nitinol e o diâmetro externo de 19 mm para o stent, assim como o comprimento (figura 4).

Figura 4. Modelo Lumini.

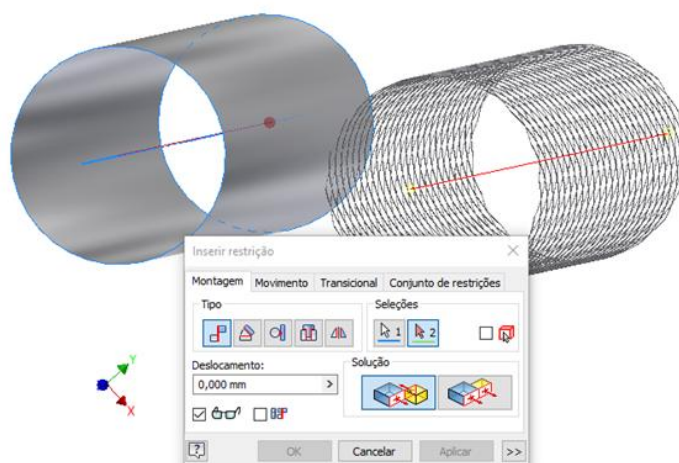


Fonte: Autoria própria

Importante ressaltar que o estudo considera o comportamento do Stent associado à veia e à pressão sanguínea com contanto entre os sólidos, sem atrito (figura 5).

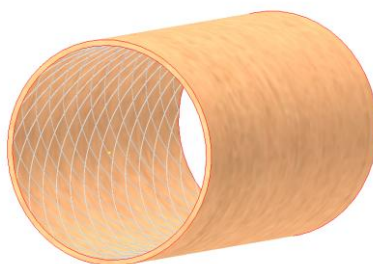
A aorta é modelada como uma casca hiper elástico tipo (shell), com espessura de 2 mm.

Figura 5. Montagem do Conjunto Stent- Aorta.



Fonte: Autoria própria

Figura 6. Conjunto Stent- Aorta.



Fonte: Autoria própria

Segundo Kleinstreuer et al. (2008), Schwarz (2012) e Abad et al. (2012), pode-se desprezar o atrito entre as superfícies e, por tanto, o contato entre os sólidos é considerado do tipo bonded, sem fricção.

Este conjunto é exportado para o ANSYS e, posteriormente, em uma outra etapa, gera-se a malha de elementos finitos do modelo tridimensional, usando elementos triangulares não estruturados. Este modelo poderia ter sido criado no próprio ANSYS. No programa, para criar uma forma cilíndrica, pode-se usar a via Design Modeler / Space Claim (Workbench) ou via APDL (Mechanical APDL), metodologia ideal para criar cilindros sólidos de forma rápida.

Para a análise por elemento finito se considera uma artéria de parede 2 mm, e um stent de Nitinol tratado termicamente para otimizar a super elasticidade e resistência mecânica, considerando-se seu limite de escoamento associado ao início da transformação martensita-austenita, sob carga, assumindo que o comportamento é linear. As variáveis estão apresentadas na tabela 1.

Tabela 1. Propriedades do Nitinol

Properties of Outline Row 4: NITI			
	A	B	
1	Property	Value	
2	Material Field Variables	Table	
3	Density	6,45	g cm ⁻³
4	Isotropic Elasticity		
5	Derive from	Young's Modulus and Poisson's Ratio	
6	Young's Modulus	90000	Pa
7	Poisson's Ratio	0,3	
8	Bulk Modulus	75000	Pa
9	Shear Modulus	34615	Pa
10	Tensile Yield Strength	0,0005	MPa

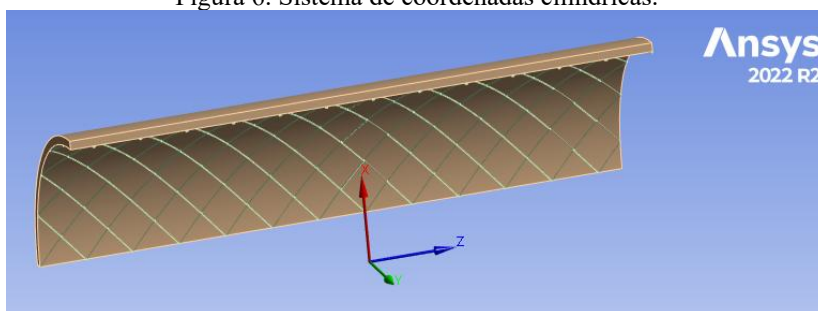
Também são consideradas as propriedades típicas da aorta humana, neste caso com parede enfraquecida (tipo aneurisma), que representa a condição crítica. Esses dados também são utilizados como entrada para o estudo (tabela 2).

Tabela 2. Propriedades da Aorta

Properties of Outline Row 3: Aorta			
	A	B	
1	Property	Value	
2	Material Field Variables	Table	
3	Density	0,00106	g cm ⁻³
4	Isotropic Elasticity		
5	Derive from	Young's Modulus and Poisson's Ratio	
6	Young's Modulus	75	GPa
7	Poisson's Ratio	0,33	
8	Bulk Modulus	7,3529E+10	Pa
9	Shear Modulus	2,8195E+10	Pa
10	Tensile Yield Strength	1E-06	MPa

Para facilitar o estudo e simplificar a análise, optou-se por avaliar o comportamento de uma parte do modelo do stent (metade do cilindro e do comprimento do stent). Definiu-se um sistema de coordenadas local cilíndricas, posicionado com sua origem no centro da parte do modelo do estudo correspondente com o stent e a aorta, para o estudo tanto radial como axial, como representado na figura 6.

Figura 6. Sistema de coordenadas cilíndricas.



Fonte: Autoria própria

No ANSYS Workbench (via Mechanical ou APDL snippets), pode-se criar sistemas locais cilíndricos com o comando LOCAL ou CSWPLA (que o alinha ao plano de trabalho) e, em seguida, definir

resultados para esse sistema via comando RSYS.

Importante entender que para a análise, é fundamental definir o contato entre a aorta e o stent. Segundo o site da Lure Engenharia e outras fontes técnicas, os principais tipos de contato no ANSYS são do tipo:

- Bonded, que une totalmente as superfícies sem permitir separação ou deslizamento que é ideal para juntas coladas ou soldadas.
- No Separation, que impede separação normal, mas permite deslizamento.
- Frictionless, que admite separação e deslizamento sem atrito;
- Frictional que permite ambas separação e deslizamento com atrito definido;
- Rough, que é o contato sem deslizamento (coeficiente de atrito infinito).

Com foco nos tipos de contato, toma-se o cuidado de verificar o contato entre os elementos stent e aorta, de modo que seja depreciável, definindo no programa a configuração sem fricção entre as superfícies como se ilustra na tabela 3.

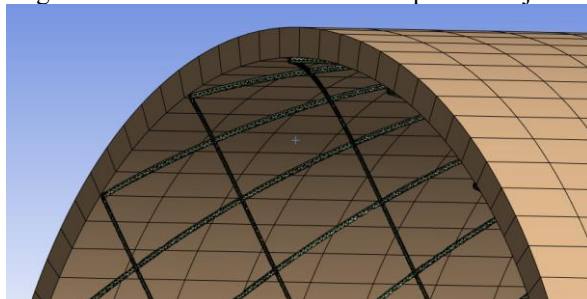
Tabela 3. Tipo de contato entre as superfícies, sem atrito

Definition	
Type	Bonded
Scope Mode	Bonded
Behavior	No Separation
Trim Contact	Frictionless
Trim Tolerance	Rough
	Frictional

Com estas condições, simula-se a crimpagem dentro de um cilindro rígido, seguida da liberação dentro da aorta modelada, com definição de contato ativo entre stent e parede arterial.

A partir dessa face já se pode gerar a malha de elementos finitos que não é mas que tipos de elementos de malha usados para transformas em pequenos elementos, geometrias volumétricas complexas, caraterizadas por transição suave entre áreas com malhas de diferentes tamanhos, condicionando-se uma boa malha que seja equilibra, de precisão, para facilitar a eficiência computacional e estabilidade do estudo (figura 7).

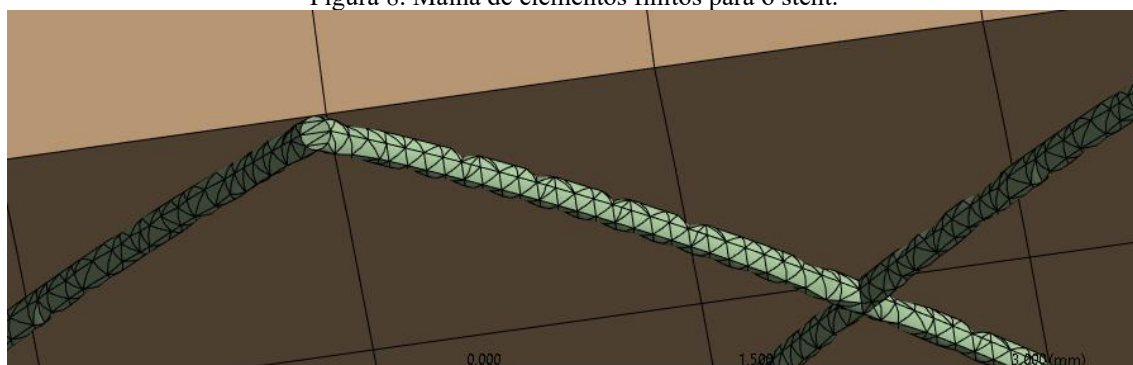
Figura 7. Malha de elementos finitos para o conjunto.



Fonte: Autoria própria

A malha do stent foi refinada para que o parâmetro crítico, por exemplo, a força radial máxima varie menos que 5%, assegurando boa precisão sem excesso computacional (figura 8).

Figura 8. Malha de elementos finitos para o stent.



Fonte: Autoria própria

A pressão isostática geralmente se refere à pressão exercida igualmente em todas as direções, o que é mais comum em materiais sólidos ou líquidos em equilíbrio. No ANSYS Mechanical, o conceito de "pressão isostática" pode estar associado à pressão hidrostática (hydrostatic pressure), que define uma carga de fluido que é aplicada uniformemente sobre superfícies perpendiculares à gravidade, condição útil, para simular pressões líquidas ou situações internas do tipo isotrópicas em processos como por exemplo a prensagem isostática ou em câmaras submersas.

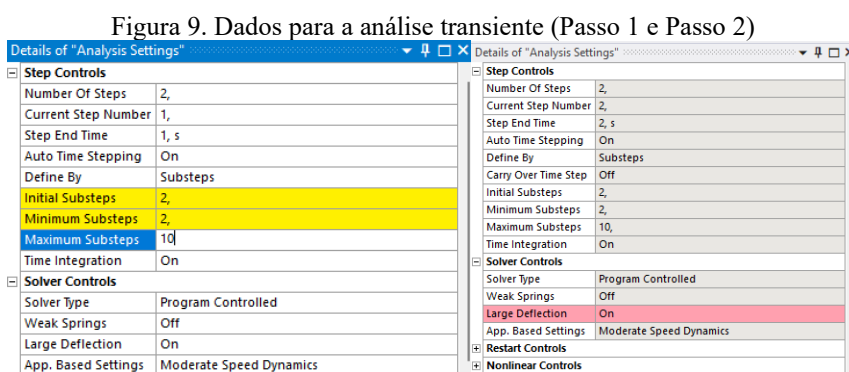
No entanto, para o estudo vamos considerar a pressão arterial durante sístole e diástole, sendo a pressão sistólica durante a contração do coração e a pressão diastólica durante o relaxamento do coração. No estudo, considera-se para a sístole que o coração contrai e ejeta sangue para a aorta a pressão máxima e que na diástole o coração relaxa e se enche de sangue a pressão mínima (tabela 4).

Tabela 4. Valores em adultos da pressão artéria

Valores em adultos da pressão artéria		
Tipo de fase cardíaca	Pressão(mmHg)	Pressão (Kpa)
Sístole	110-130	14,7-17,3
Diástole	70-85	9,3-11,3

Fonte: Autoria própria

Por ser um estudo do tipo transiente se faz necessário a configurações de análise no Ansys (Analysis Settings), que determina como a simulação será conduzida a partir de parâmetros como o número e duração dos passos de carregamento (load steps), número de subpassos dentro de cada passo, o tipo de solução (direto ou iterativo), o critério de tolerância para convergência que são fundamentais para a estabilidade e sucesso da simulação, tudo isso na árvore de projeto (figura 9).

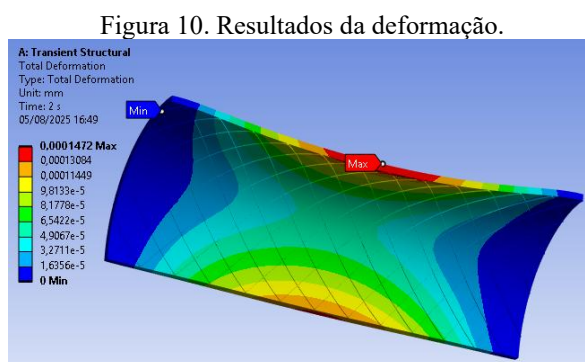


Fonte: Autoria própria

Ao iniciar a execução da solução, que representa a finalização da simulação, torna-se importante considerar várias etapas cruciais, as quais são ajustáveis via “Solution Settings” e “Solve Process Settings”. Na solução se cria arquivos temporários que são salvos apenas após conclusão bem-sucedida.

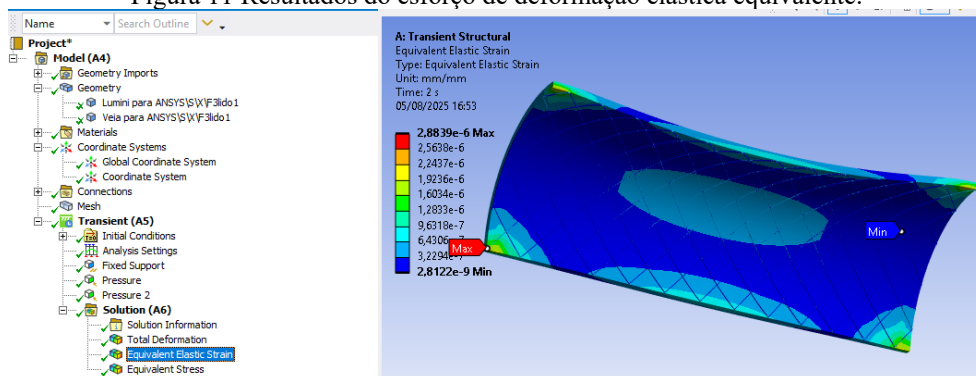
Se pretende solucionar, no estudo com Ansys do modelo stent -aorta a deformação elástica equivalente, utilizando critérios de falha baseados em tensão equivalente, como Von Mises, que é usada para avaliar o estado de deformação, considerando todas as componentes de deformação (normal + cisalhamento). Ela expressa magnitude da intensidade de tensões e é independente da direção.

A visualização detalhada da execução se mostra nas figuras 10,11,12.



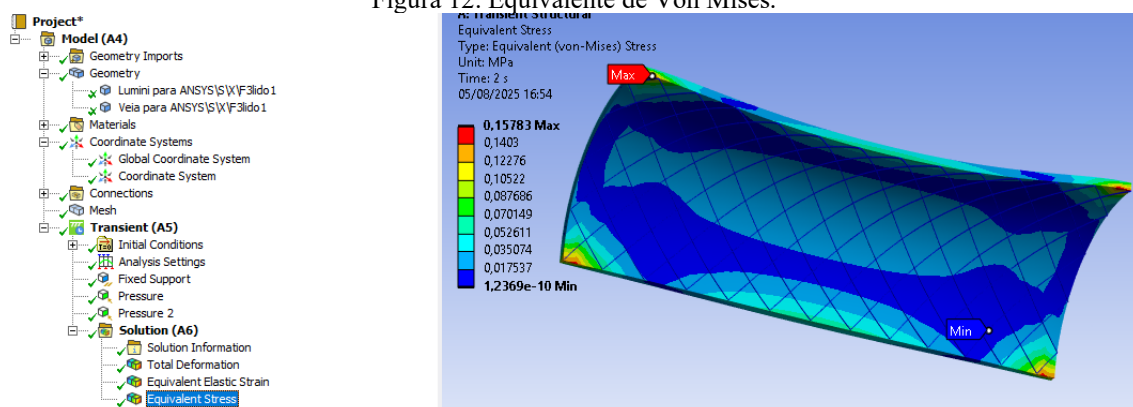
Fonte: Autoria própria

Figura 11 Resultados do esforço de deformação elástica equivalente.



Fonte: Autoria própria

Figura 12. Equivalente de Von Mises.



Fonte: Autoria própria

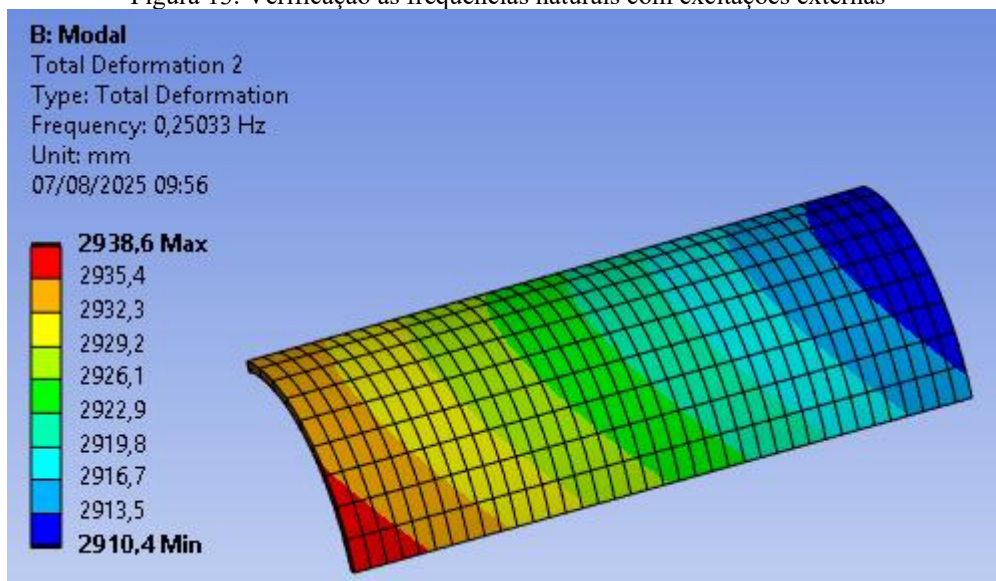
Para finalizar o estudo, realiza-se uma Análise Modal para determinar as frequências naturais e os modos de vibração da estrutura do stent, a fim de verificar riscos de ressonância, servindo como base para análises subsequentes (tabela 5 e figura 13).

Tabela 5. Frequências naturais.

Tabular Data		
	Mode	Frequency [Hz]
2	2,	0,
3	3,	0,25033
4	4,	3,6062
5	5,	4,0093
6	6,	9,733
7	7,	1375,1
8	8,	1380,6
9	9,	1381,2
10	10,	1383,4

Fonte: Autoria própria

Figura 13. Verificação as frequências naturais com excitações externas



Fonte: Autoria própria

3 CONCLUSÕES

O estudo possibilitou estabelecer uma metodologia para a simulação das deformações do stent pelas pressões sobre a aorta, demonstrando como acontece a interação da aorta com o stent e como isso afeta diretamente a geometria do stent e o comportamento das tensões máximas provocadas pela deformação do mesmo. Também possibilitou comparar diferentes estados de deformação e avaliar se algum elemento está perto do limite elástico mediante a apresentação da tensão de Von Mises, um valor escalar derivado do tensor de tensões que resume o estado multiaxial de tensão em um único número, permitindo comparar o valor obtido com o limite de escoamento do material. Isso facilita a análise de falhas e contribui para identificar pontos de fluência ou início de plastificação, tornando a análise visual mais clara e objetiva e possibilitando a comparação com o limite de escoamento.

REFERÊNCIAS

- WANHAINEN, A.; VERZINI, F.; VAN HERZEELE, I. et al. European Society for Vascular Surgery (ESVS) 2019 clinical practice guidelines on the management of abdominal aorto-iliac artery aneurysms. *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*, v. 57, n. 1, p. 8-93, 2019. DOI: 10.1016/j.ejvs.2018.09.020.
- CHAIKOF, E. L.; DALMAN, R. L.; ESKANDARI, M. K. et al. The Society for Vascular Surgery practice guidelines on the care of patients with an abdominal aortic aneurysm. *Journal of Vascular Surgery*, v. 67, n. 1, p. 2-77.e2, 2018. DOI: 10.1016/j.jvs.2017.10.044.
- SAFE, L. P.; PINHEIRO, B. S.; GAROZE, G. L.; PALHARES, J. M. et al. Manejo do aneurisma de aorta abdominal: uma revisão acerca das técnicas cirúrgicas disponíveis. *Brazilian Journal of Health Review*, v. 5, n. 2, 2022. DOI: 10.34119/bjhrv5n2-174.
- KASPER, D. L.; FAUCI, A. S.; HAUSER, S. L.; LONGO, D. L.; LOSCALZO, J.; JAMESON, J. L. *Medicina interna de Harrison*. 19. ed. Porto Alegre: AMGH, 2017.
- KUMAR, V.; ABBAS, A. K.; ASTER, J. *Robbins patologia básica*. 10. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2018.
- MEIRELLES, C. M.; RESENDE, I. C.; MOREIRA, J. D. A. Tratamento de aneurisma de aorta abdominal: uma análise da literatura. *Brazilian Journal of Health Review*, v. 7, n. 5, 2024. DOI: 10.34119/bjhrv7n5-034.
- MASTRACCI, T. M.; CINÀ, C. S. Screening for abdominal aortic aneurysm in Canada: review and position statement of the Canadian Society for Vascular Surgery. *Journal of Vascular Surgery*, v. 45, n. 6, 2007.
- PARAVASTU, S. C. V. et al. Endovascular repair of abdominal aortic aneurysm. *Cochrane Database of Systematic Reviews*, n. 1, p. 971, 2014.
- FRANÇA, L. H. G.; PEREIRA, A. H. Atualização sobre endopróteses vasculares (stents): dos estudos experimentais à prática clínica. *Jornal Vascular Brasileiro*, v. 7, n. 4, 2008.
- LALLY, C.; DOLAN, F. Cardiovascular stent design and vessel stresses: a finite element analysis. *Journal of Biomechanics*, v. 38, n. 8, p. 1574-1581, 2005. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2004.07.022.
- DUMOULIN, C. et al. Mechanical behaviour modelling of balloon-expandable stents. *Journal of Biomechanics*, v. 33, n. 11, p. 1461-1470, 2000.
- ETAVE, F. et al. Mechanical properties of coronary stents determined by using finite element analysis. *Journal of Biomechanics*, v. 34, n. 8, p. 1065-1075, 2001.
- UNITED STATES. Patent US 7,588,597 B2. Three-dimensional braided structure stent. 15 set. 2009.
- MENDES, C. S.; GARCIA DEL PINO, G.; TORRES, A. R. et al. Comparative performance comparison of Toolox44 tool steel versus SAE H13 for hot forging. *Latin American Journal of Development*, v. 3, n. 3, p. 1181-1197, 2021.
- GARCIA DEL PINO, G.; BEZAZI, A.; TORRES, A. R. et al. Numerical and experimental analyses of hybrid composites made from amazonian natural fibers. *Journal of Research Updates in Polymer Science*, v. 12, p. 10-18, 2023.

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.

SCHWARZ, C. D. Modeling of the radial compressive properties of an aortic stent graft. 2012. Dissertação (Mestrado) — The University of Iowa, Iowa, 2012.