



ANÁLISE DO DESEMPENHO DE UMA NOVA GEOMETRIA DE STENT BIOABSORVÍVEL PARA TRATAMENTO DE COARCTAÇÃO DA AORTA

Marcel Bergamo Machado^[0000-0002-4452-9497], CS3B – Centro de Simulação em Bioengenharia, Biomecânica e Biomateriais. FEB - Faculdade de Engenharia de Bauru - UNESP, marcel.bergamo@unesp.br
Flávio José dos Santos^[0000-0001-7425-3690], CS3B – Centro de Simulação em Bioengenharia, Biomecânica e Biomateriais. FEB - Faculdade de Engenharia de Bauru - UNESP, flavio.jose@unesp.br
Bruno Agostinho Hernandez^[0000-0002-2716-4262], CS3B – Centro de Simulação em Bioengenharia, Biomecânica e Biomateriais. FEB - Faculdade de Engenharia de Bauru - UNESP, bruno.agostinho@unesp.br
Rosana Nunes dos Santos^[0000-0002-0540-7956], PUC - Pontifícia Universidade Católica de São Paulo, rosana@pucsp.br
Aron José Pazin de Andrade^[0000-0002-4859-5897], Fundação Adib Jatene, aandrade@fajbio.com.br
Edson Antonio Capello Sousa^[0000-0003-0613-1151], CS3B – Centro de Simulação em Bioengenharia, Biomecânica e Biomateriais. FEB - Faculdade de Engenharia de Bauru - UNESP, capello@feb.unesp.br

Resumo. O uso de stents está cada vez mais frequentes para tratamentos de Coarctação de Aorta (CoA), doença essa que causa a estreicção da artéria, inibindo parcialmente a passagem de sangue. Visando estudar os resultados de tensões e deformações de uma geometria de stent em material bioabsorvível poli L-acido lactico (PLLA), simulou a implantação desse stent em uma artéria coarctada, utilizando o Método dos Elementos Finitos (MEF), onde será calculado o valor do recoil no stent. Para a artéria, foi estabelecido 1mm de espessura e 25° graus de coarctação. As geometrias foram desenhadas em CAD e importadas para o Ansys. Nessa simulação, foi possível obter os valores de tensões de von-Mises (que devem ser avaliadas com mais cuidado em outros trabalhos) como também as porcentagens de recoil do stent, onde essa porcentagem foi acima daquela encontrada nas bibliografias, evidenciando a necessidade de novos estudos futuros buscando novas geometrias e novos materiais.

Palavras chave: Coarctação de Artéria, Stent, Bioabsorvível, Doença Congênita, Método dos Elementos Finitos (MEF).

1. INTRODUÇÃO

Uma das doenças congênitas cardíacas (DCC) mais comuns e que afeta cerca de 51.000 recém-nascidos por ano (Brown et al., 2013), ou seja, 1 em cada 2500 dos nascimentos (Van Der Linde et al., 2015), é a Coarctação de Aorta (CoA). A CoA bloqueia parte da passagem do sangue devido a uma diminuição da área (lúmen) disponível da aorta (Doshi, 2012). A frequência com que ela aparece é relativamente maior no sexo masculino, sendo a sétima DCC mais comum (Nguyen e Cook, 2015).

A Coarctação da Aorta pode possuir intensidades diferentes, havendo constrictões maiores ou menores da artéria. Para tratar uma CoA, utiliza-se o conceito de *stent*, idealizado durante o século XIX por Charles Thomas Stent. No entanto, o uso para reparo de coarctação foi relatado apenas início dos anos 1990 (Torok, 2015). Com o passar dos anos, diversos tipos de stents foram estudados, aprovados e, posteriormente, implantados em pacientes, principalmente para tratamentos das doenças das coronárias. Entre deles, pode-se destacar os *stents* de ligas metálicas e os bioabsorvíveis, onde são geralmente feitos à base de ligas de magnésio ou de polímero, sendo PLLA (Poly-L-Lactide Acid) e o PLA (PolyLactic Acid) os polímeros mais utilizados (Qiu et al., 2018).

O Método dos Elementos Finitos (MEF) está cada vez mais interdisciplinar e vêm auxiliando a medicina na escolha de geometrias e materiais para os *stents*. Análises de desempenho são conduzidas a fim de identificar quais modelos de *stents* trazem melhores resultados de eficiência para o tratamento da CoA. Entretanto, por mais que o MEF seja amplamente utilizado e possui diversas vantagens, lidar com modelagens de materiais poliméricos, no caso, bioabsorvíveis, é complexo, pois envolve diversas variáveis não lineares. Um dos principais parâmetros e efeitos na expansão de um *stent*, e que possui alta relevância no projeto destes, é o *recoil*. O *recoil*, ou recuo elástico, refere-se à redução do diâmetro do stent devido à resistência da parede arterial e ocorre após a expansão do stent, quando se retira o balão. Segundo estudos (Qiu et al., 2018), foram avaliados quatro tipos de *stents* bioabsorvíveis comerciais para reparo de artérias coronárias, atingindo valores de *recoil* de até 14%. Pode definir o efeito de *recoil* pela equação (Kumar et al. 2019):

$$Recoil(\%) = \frac{d_{\max} - d_f}{d_{\max}} \times 100 \quad (1)$$

onde $d_{\max}$ é o diâmetro máximo e d_f o diâmetro final do stent.

O objetivo desse projeto é, portanto, por meio de simulações utilizando o Método dos Elementos Finitos (MEF), analisar o efeito do *recoil* durante a expansão de um modelo de *stent* desenvolvido *in house* em material bioabsorvível quando esse é implantado em uma artéria com 25° graus de coarctação.

2. METODOLOGIA

A geometria do *stent* foi desenvolvida pela Fundação Adib Jatene, associada ao Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia (IDPC) e a geometria da artéria coarctada pelos autores. Tanto a geometria do *stent* (Fig.1) quanto a geometria da artéria (Fig. 2) foram desenvolvidas através de softwares CAD (*Computer-Aided Design*) e importados no software utilizado na simulação Ansys, versão 19 R3 (ANSYS, Inc., Canonsburg, PA USA). Características geométricas do *stent*: espessura de 0,25mm e diâmetro externo de 6,75 mm. As propriedades do PLLA adotadas foram: densidade $1,4\text{gcm}^{-3}$, Módulo de Elasticidade: 2800 MPa e coeficiente de *Poisson* de 0,3.

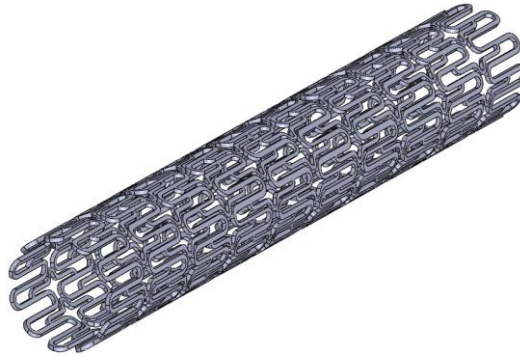


Figura 1. *Stent* circulares que são deformáveis, utilizando dessa característica para expandir e escorar cavidades.

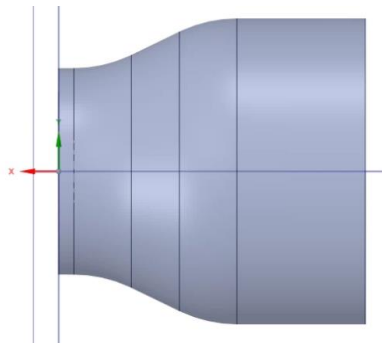


Figura 2. Geometria de artéria com 25° graus de coarctação desenhada em CAD

Características geométricas da artéria coarctada: espessura de 1mm e diâmetro externo de 8,8mm, com ângulo de 25° na região coarctada, e 13mm de diâmetro externo na região sadia. A artéria foi assumida com um comportamento hiperelástico de segunda ordem de Mooney-Rivlin, com $C_{10} = 0,077\text{MPa}$, $C_{20} = 0,836\text{MPa}$ e $d = 0,517\text{MPa}^{-1}$ (Simsek *et al.*, 2015), tendo também a densidade de $1,12\text{gcm}^{-3}$.

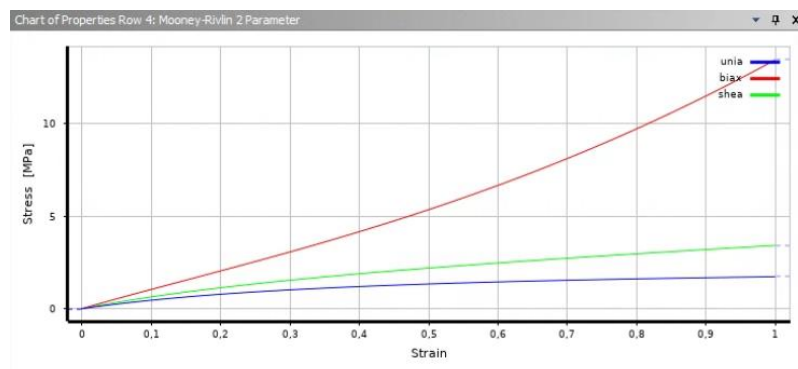


Figura 3. Curva *stress* x *strain* artéria. Simsek *et al.* (2015)

Para diminuir o esforço computacional, foram utilizados dois planos de simetria. Nessas simulações, foram utilizados para a discretização de malhas do *stent* elementos do tipo quadrático (Solid 186), com 0,1mm de tamanho enquanto que para a artéria utilizou 0,4mm de tamanho, gerando 160612 elementos e 315598 nós (Fig. 4). Além disso, foi atribuído uma expansão para o *stent* de 3mm de raio, valores esses que resultariam em cerca de 12,75mm de diâmetro externo final.

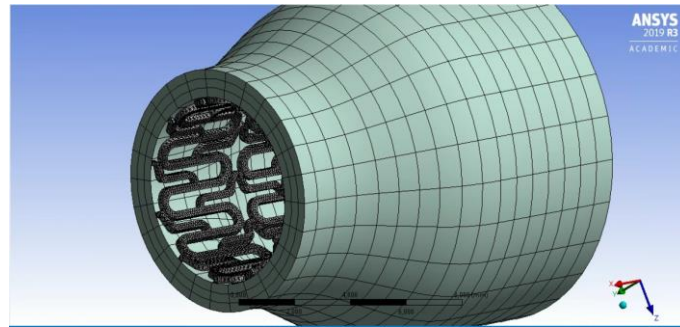


Figura 4. Elementos de discretização da malha para o *stent* e a artéria coarctada

4. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Após a construção do modelo e a simulação da implantação do *stent* na artéria e a sua devida expansão, os resultados mostraram concentradores de tensão nas hastes e em seus elos de ligações (Fig. 5 (a) e (b) – setas vermelhas), com valores de tensão (von-Mises) de cerca de 97MPa no deslocamento máximo de diâmetro externo (Fig. 5 (c) e (d)). O valor de deslocamento do *stent* (Fig. 5 (d)) totalizou 9,9018mm de diâmetro final, na qual, para esse projeto, o diâmetro máximo estipulado em projeto foi estabelecido em 12,75mm (6mm de deslocamento de diâmetro somado com os 6,75mm de diâmetros iniciais). Dessa forma, pôde-se calcular o *recoil*, e obteve-se um valor de 22,56%, acima, portanto, do encontrado na literatura.

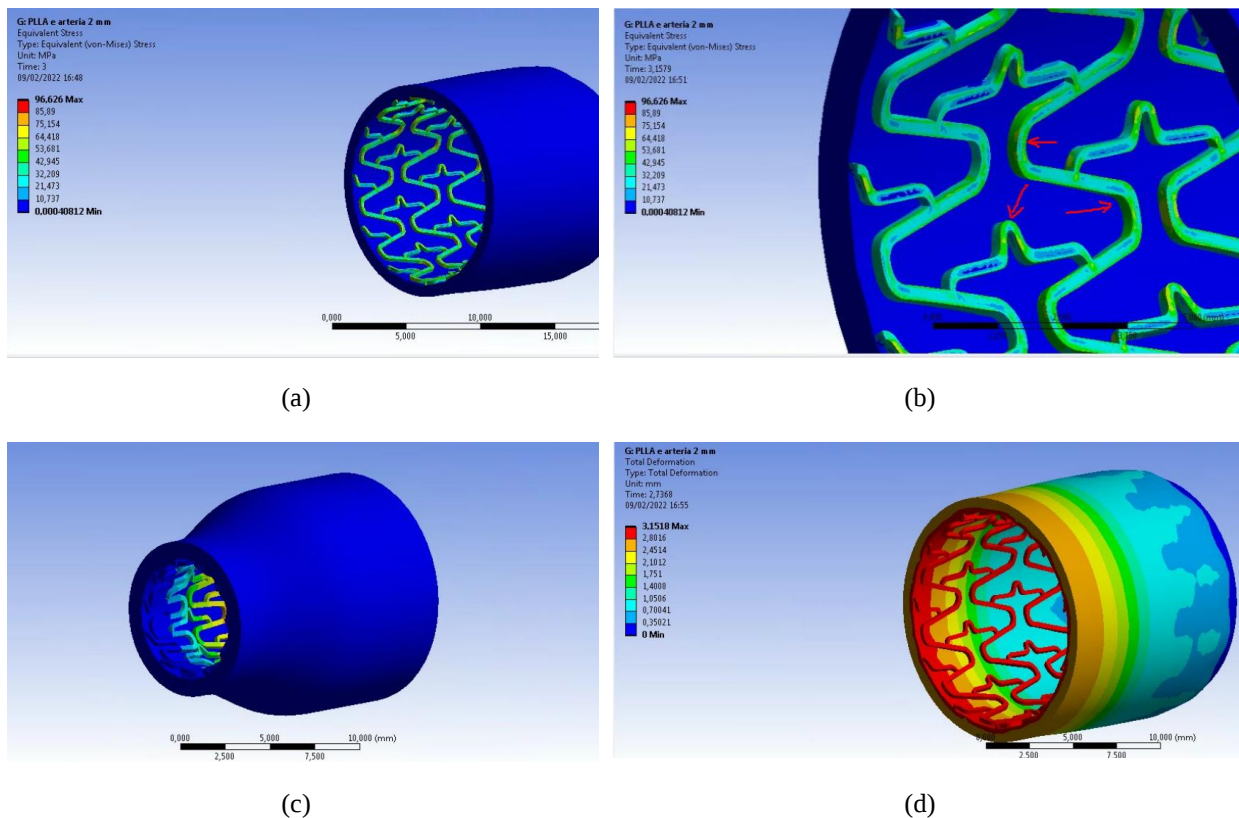


Figura 5. (a) tensão máxima de von-Mises e (b) pontos concentradores de tensão; (c) artéria coarctada sem deslocamento do *stent* e (d) artéria coarctada com deslocamento máximo do *stent*

5. CONCLUSÕES

Conclui-se que o valor de *recoil* não está dentro dos valores desejados e avaliados na bibliografia, evidenciando a não efetividade do *stent* quando esse implantado nessa artéria com 25° graus de coarctação, ficando nítido a falta de sustentabilidade do *stent* na artéria em sua região coarctada. Em trabalhos futuros, recomenda-se avaliar melhor os concentradores de tensões como também procurar novas geometrias de *stent*, podendo alterar também o tipo de material bioabsorvível a ser utilizado, visando assim menores valores de tensões e de *recoil*, que deverá ser medido tanto no meio quanto na extremidade do *stent*.

6. REFERÊNCIAS

- A. R. Doshi, “Coarctation of Aorta-Management Options and Decision Making,” *Pediatrics & Therapeutics*, vol. 01, no. S5, 2012.
- M. L. Brown, H. M. Burkhart, H. M. Connolly, J. A. Dearani, F. Cetta, Z. Li, W. C. Oliver, C. A. Warnes, and H. V. Schaff, “Coarctation of the aorta: Lifelong surveillance is mandatory following surgical repair,” *Journal of the American College of Cardiology*, vol. 62, no. 11, pp. 1020–1025, 2013.
- L. Nguyen and S. C. Cook, “Coarctation of the Aorta. Strategies for Improving Outcomes,” *Cardiology Clinics*, vol. 33, no. 4, pp. 521–530, 2015.
- D. Van Der Linde, E. E. Konings, M. A. Slager, M. Witsenburg, W. A. Helbing, J. J. Takkenberg, and J. W. Roos-Hesselink, “Birth prevalence of congenital heart disease worldwide: A systematic review and meta-analysis,” *Journal of the American College of Cardiology*, vol. 58, no. 21, pp. 2241–2247, 2011.
- J. W. Nance, R. E. Ringel, and E. K. Fishman, “Coarctation of the aorta in adolescents and adults: A review of clinical features and CT imaging,” *Journal of Cardiovascular Computed Tomography*, vol. 10, no. 1, pp. 1–12, 2016.
- F. Secchi, A. Iozzelli, G. D. Papini, A. Aliprandi, G. Di Leo, and F. Sardanelli, “Coartazione aortica: studio con tecniche RM,” *Radiologia Medica*, vol. 114, no. 4, pp. 524–537, 2009.
- R. D. Torok, “Coarctation of the aorta: Management from infancy to adulthood,” *World Journal of Cardiology*, vol. 7, no. 11, p. 765, 2015.
- T. Y. Qiu, M. Song, and L. G. Zhao, “A computational study of crimping and expansion of bioresorbable polymeric stents,” *Mechanics of Time-Dependent Materials*, vol. 22, no. 2, pp. 273–290, 2018.
- M. M. Torki, S. Hassanajili, and M. M. Jalisi, “Design optimizations of PLA stent structure by FEM and investigating its function in a simulated plaque artery,” *Mathematics and Computers in Simulation*, vol. 169, pp. 103–116, 2020.
- F. G. SIMSEK, Y. W. KWON, “Investigation of material modeling in fluid–structure interaction analysis of an idealized three-layered abdominal aorta: aneurysm initiation and fully developed aneurysms,” *Journal of Biological Physics*, vol. 41, n. 2, pp. 173–201, 2015.
- KUMAR, A.; BHATNAGAR, N. Finite element simulation and testing of cobalt-chromium stent: a parametric study on radial strength, recoil, foreshortening, and dogboning. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical*.

7. AGRADECIMENTOS

Agradeço ao Prof. Mst. Flávio José por sempre me acompanhar, aconselhar e ajudar a me desenvolver no âmbito de pesquisa sobre Elementos Finitos. Agradeço também aos Profs. Dr. Edson A. Capello e Dr. Bruno A. Hernandez pelas ideias e influenciar sempre em como devo seguir um melhor plano de desenvolvimento dos projetos que realizo.

8. RESPONSABILIDADE PELAS INFORMAÇÕES

Os autores são os únicos responsáveis pelas informações incluídas neste trabalho.