

MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO
UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA

METODOLOGIA PARA DETERMINAÇÃO DE MODELO EQUIVALENTE DE UM *STENT*
ATRAVÉS DE MODELOS MULTILINEARES DE PLASTICIDADE

por

Laura Caiaffo Valdez

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

Porto Alegre, julho de 2019



Universidade Federal do Rio Grande do Sul
Escola de Engenharia
Departamento de Engenharia Mecânica

METOLOGIA PARA DETERMINAÇÃO DE MODELO EQUIVALENTE DE UM *STENT*
ATRAVÉS DE MODELOS MULTILINEARES DE PLASTICIDADE
por

Laura Caiaffo Valdez

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

Prof. Mário Roland Sobczyk Sobrinho
Coordenador do Curso de Engenharia Mecânica

Área de Concentração: **Mecânica dos Sólidos**

Orientador: Prof. Jakson Manfredini Vassoler

Comissão de Avaliação:

Prof. Jakson Manfredini Vassoler

Prof. Rogério José Marczak

Prof. Walter Jesus Paucar Casas

Porto Alegre, 01 julho 2019.

DEDICATÓRIA

A todas as mulheres. A todas nós que um dia ousaram não aceitar um “você não pode porque é mulher”.

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

RESUMO

As endopróteses expansíveis, também conhecidas por *stents* são indicadas para o tratamento de estenose vascular – estreitamento de vasos sanguíneos. Os *stents* consistem em malhas metálicas que uma vez implantadas no local de lesão reestabelecem o fluxo sanguíneo, evitando nova oclusão do vaso. Porém, como todo tratamento, há riscos associados ao uso destes implantes. A simulação numérica da interação da parede arterial e o *stent* pode ser importante para melhoria de técnicas cirúrgicas individualizadas, evitando problemas de quebra, escorregamento ou outros problemas correlatos. Entretanto, surgem dificuldades técnicas para realizar-se este tipo de simulação numérica. No modelamento do tecido biológico consideram-se os efeitos de hiperelastasticidade, anisotropia e viscosidade. Já para a simulação da colocação da endoprótese expansível na parede arterial e interação com o tecido biológico usa-se modelos de elastoplasticidade. Estas hipóteses, bem como a geometria real do *stent*, acarretam em uma complexidade numérica significativa, principalmente devido ao modelo de contato que necessitaria ser usado. Para contornar este obstáculo este trabalho propõe uma metodologia para obtenção de um modelo equivalente do implante vascular considerando-se um modelo multilinear capaz de reproduzir a resposta mecânica do *stent*. Para isto, o ajuste de curvas foi feito por otimização por diferenças finitas. Foram considerados dois modelos multilineares, um modelo bi linear plástico e um e tri linear, sendo o melhor modelamento o tri linear. Este método simplificado de um *stent* permitirá futuras simulações numéricas da interação artéria-*stent* utilizando modelamentos mecânicos mais realísticos, tais como a consideração dos efeitos de anisotropia, hiperelastasticidade e viscosidade para a artéria e de elastoplasticidade para a endoprótese expansível.

PALAVRAS-CHAVE: *stent*, artéria coronária, tecidos biológicos, modelos equivalentes

CAIAFFO VALDEZ, Laura. **Methodology to obtain an Equivalent Stent Model through Multilinear Plasticity Models**. 2019. 12 pgs. Monograph (Undergraduate Thesis for Mechanical Engineering title) – Department of Mechanical Engineering, Federal University of Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2019.

ABSTRACT

Stents are recommended as treatments for vascular stenosis – narrowing of a blood vessel. They consist of a metal mesh, which are implanted at the lesion's site reestablishing blood flow and preventing the blood vessel to reclose. However, as any treatment, there are risks associated with the use of these devices. A numerical simulation of the artery-stent interaction may be important for the improvement of individualized surgical techniques, avoiding failure, slippage and other related problems. Nonetheless, there are many technical difficulties for such numerical simulations. The modelling of the biological tissue considers the effects of hyperelasticity, anisotropy, and viscosity. The modelling of the stent placement within the blood vessel considers elastoplasticity. These hypotheses, as well as a real stent geometry, entail a significant numerical complexity, mainly due to the contact model that would be needed. To get around this obstacle this paper proposes a methodology to obtain an equivalent stent model considering a multilinear plasticity model capable of reproducing the stent's mechanical response. The curve fitting was obtained using the finite difference method. There were considered two multilinear plasticity models, a bi linear and a tri linear plasticity model, the tri linear model having the best result. This simplified stent modeling method will permit future more realistic numerical simulations of the artery-stent interaction considering effects such as anisotropy, hyperelasticity and viscosity for the artery and elastoplasticity for the stent.

KEYWORDS: stent, coronary artery, biological tissues, equivalent models

ÍNDICE

	Pág.
1. INTRODUÇÃO	1
2. OBJETIVOS	1
3. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	1
3.1 Artérias	1
3.1.1 Comportamento Mecânico	2
3.2 Endopróteses Expansíveis – <i>stents</i>	2
3.2.1 Comportamento Mecânico	4
3.3 Interação artéria- <i>stent</i>	4
3.4 Modelo de Plasticidade de Encruamento Multilinear	4
3.5 Modelo Equivalentes	5
4. METODOLOGIA	5
4.1 Modelo de Referência	6
4.2 Modelo Equivalente	7
5. RESULTADOS E DISCUSSÃO	9
6. CONCLUSÕES	11
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	11

1. INTRODUÇÃO

Um dos tratamentos para a restauração de fluxo sanguíneo em artérias após oclusão – estenose – é a angioplastia com a colocação de uma endoprótese expansível, ou *stent*. Um dos riscos associados a este procedimento é a reestenose intra-*stent*: oclusão do vaso sanguíneo dentro da prótese devido a diversos fatores, por exemplo o descolamento do *stent* da parede arterial. Simulações numéricas da interação mecânica entre a endoprótese expansível e a artéria coronária ajudam a uma primeira previsão de comportamentos da implantação do *stent* sem a necessidade da avaliação *in vivo* como primeira alternativa, levando ao paciente soluções possivelmente com mais chances de sucesso. Os primeiros problemas técnicos relacionados a tal simulação estão no modelamento mecânico da interação do *stent* com a própria parede arterial. Estudos têm tido sucesso quanto ao modelamento de tais estruturas separadamente, porém a simulação numérica da interação de ambas estruturas tem sido inviável principalmente frente ao tempo computacional despendido devido a complexidade do estudo. Este trabalho propõe vencer esse entrave através da validação de uma metodologia para o modelamento equivalente da endoprótese expansível o qual permitirá fazer simulações numéricas da interação parede arterial-*stent* poupando tempo computacional. O modelamento equivalente considerou os efeitos da plasticidade utilizando modelos multilineares.

2. OBJETIVOS

Este trabalho tratará da validação de uma metodologia para determinação do modelo equivalente de um *stent*. Este modelamento equivalente incluirá os efeitos da plasticidade através de modelos multilineares. Como referência será utilizado o modelo comercial de *stent* AVE Modular Stent S7 da Medtronic. O modelamento equivalente incluirá os efeitos do material e da geometria e será feito para uma unidade repetidora da referência. Este modelo equivalente servirá para futuras análise de simulações numéricas mais realísticas da interação artéria-*stent*, sendo possível, então, incluir efeitos viscoelásticos, anisotrópicos e hiperelásticos no modelamento do tecido biológico, diferente de trabalhos já realizados até então que não incluíram tais características.

3. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

3.1 Artérias

O sistema circulatório é responsável pelo controle da temperatura corporal, defesa do corpo, transporte de nutrientes, oxigênio e demais compostos orgânicos necessários ao bom funcionamento do corpo humano [FORMENTON, 2014 *apud* THIBODEAU e PATTON, 2002]. Em dito sistema o sangue é bombeado a partir do coração em um circuito fechado composto de artérias, veias e capilares presentes em todo o corpo [FORMENTON, 2014]. O sistema circulatório pode ser subdividido em dois subsistemas: vascular sanguíneo e vascular linfático [JUNQUEIRA e CARNEIRO, 2004]. Artérias fazem parte do primeiro subsistema e têm como função levar oxigênio e nutrientes para os tecidos menores ao se ramificarem [JUNQUEIRA e CARNEIRO, 2004]. De maneira simples, podemos definir as artérias como vasos sanguíneos que conduzem, a partir do coração, sangue para todo o corpo [BETTS *et al.*, 2013]. Artérias são ainda classificadas em musculares, arteríolas e elásticas segundo seu tamanho e estrutura [FORMENTON, 2014]. Essas últimas, localizadas perto do coração (incluindo a artéria aorta e as artérias coronárias), têm tamanhos maiores e maior quantidade de fibras elásticas [FORMENTON, 2014].

Apesar da diferenciação entre os diversos tipos de vasos não ser sempre clara, esses podem ser representados por basicamente três camadas: túnica íntima, média e

adventícia (ou externa) [JUNQUEIRA e CARNEIRO, 2004 e BETTS *et al.*, 2013], como podemos ver na Figura 3.1. A primeira é composta de uma camada subendotelial (podendo conter ou não células musculares lisas) e de uma camada de tecido conjuntivo frouxo [JUNQUEIRA e CARNEIRO, 2004]. A segunda compõe-se basicamente de camadas concêntricas e helicoidais de células musculares lisas tendo fibras de colágeno do tipo III [JUNQUEIRA e CARNEIRO, 2004]. Finalmente, a camada adventícia consiste praticamente de fibras de colágeno do tipo I e fibras elásticas [JUNQUEIRA e CARNEIRO, 2004]. A composição de cada camada pode alterar de acordo com a classificação da artéria.

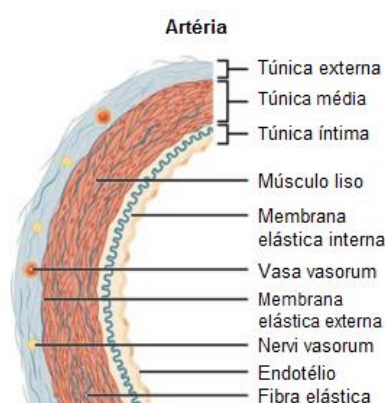


Figura 3.1 – Camadas da artéria: túnicas externa, média e íntima. Fonte: adaptado de BETTS *et al.*, 2013.

3.1.1 Comportamento mecânico

Um dos desafios deste tema é o modelamento mecânico da artéria que represente de forma realística o tecido. FORMENTON, 2014 propõe uma metodologia para caracterização de paredes arteriais, propondo um modelo anisotrópico e viscoso. HOLZAPFEL *et al.*, 2000 propõe o modelamento não linear e também anisotrópico do tecido arterial. SCHIAVONE *et al.*, 2017 compara o desempenho de *stents* metálicos e poliméricos, utilizando modelo hiperelástico e anisotrópico da artéria, caso em que considera as diversas camadas da artéria e tensões residuais devido à crimpagem do *stent* durante seu processo de fabricação. LALLY *et al.*, 2005 utiliza um modelo hiperelástico para modelamento da artéria ao analisar o comportamento mecânico de endoprótese expansível através de elementos finitos. Por outro lado, PEÑA *et al.*, 2007, ao propor modelo anisotrópico hiperplástico e viscoso para tendões, justifica que tecidos biológicos são melhor caracterizados por modelos com estes mesmos efeitos no comportamento mecânico. Dessa forma percebe-se que o modelamento da artéria requer minimamente um modelamento não linear em grandes deformações, sendo que mais de um autor concorda que os efeitos anisotrópicos e viscosos são de extrema importância.

3.2 Endopróteses expansíveis – *stents*

A endoprótese expansível, também conhecida por *stent*, consiste em uma malha metálica implantada em vasos sanguíneos (Figura 3.2), durante procedimentos de angioplastia, para reestabelecimento do fluxo sanguíneo – que fora interrompido devido a oclusão do vaso (estenose, Figura 3.3) – e evitar nova obstrução [STENT, 2019]. Uma endoprótese expansível é justamente expandida dentro do próprio vaso sanguíneo uma vez implantada através de um cateter guia no local desejado. O diâmetro inicial de uma endoprótese expansível é, portanto, bem menor que o seu diâmetro final. Já seu diâmetro final se assemelha àquele do vaso sanguíneo para o qual é indicado seu uso. Normalmente os *stents* já vem com sistema de entrega acoplados. O'BRIEN e SPARKMAN, 1997 cita que *stents* se tornaram parte essencial

de especialidades médicas cardiovasculares. Os modelos de *stents* dependem do tipo, tamanho da lesão, diâmetro do vaso, entre outros fatores como percebe bem COLOMBO *et al.*, 2002.



Figura 3.2 – Imagens de *stents* em escala com dedo humano. Fonte: MINISTÉRIO, 2014.

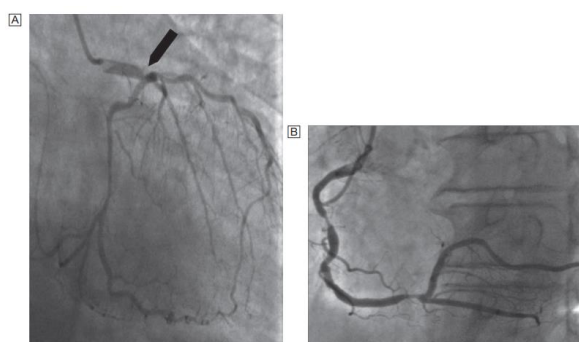


Figura 3.3 – Angiograma de artérias coronárias: (a) Estenose severa única; (b) Múltiplas estenoses. Fonte: GARDEN *et al.*, 2012.

Stents podem ser primeiramente classificados em dois grandes tipos: farmacológicos e não farmacológicos. Os primeiros têm a malha metálica revestida de fármacos os quais são absorvidos aos poucos pelo organismo e reduzem as chances de rejeição da prótese. Os segundos consistem apenas da malha metálica, sem nenhum revestimento farmacológico associado. Outra classificação paralela dos *stents* se dá de acordo com tipo de expansão: tem-se os balão-expansíveis (geralmente de aço inoxidável, sendo alguns de ligas de cromo e cobalto) e os de memória de forma (geralmente de nitinol). Os balão-expansíveis requerem que a plastificação até sua forma final seja feita através da inflação de um balão localizado entre *stent* e cateter e já acoplado no sistema de entrega da prótese. Já a plastificação dos de memória de forma é feita através de uma auto-expansão: somente a extração do cateter guia já permite a expansão da prótese.

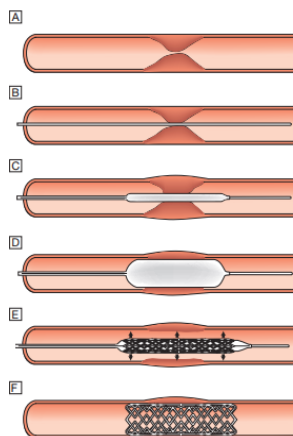


Figura 3.4 – Implantação de um *stent*: (a) Estenose arterial crítica; (b) Cateter é introduzido para atravessar a lesão; (c) Cateter é utilizado para direcionar um primeiro balão através da

lesão; (d) Primeiro balão é inflado; (e) O *stent* é introduzido com cateter guia. O *stent* pode ser balão-expansível ou de memória de forma. Frequentemente, o primeiro passo é atravessar a lesão diretamente com o *stent*, caso em que etapas *c* e *d* podem ser omitidas; (f) *Stent* implantado reestabelecendo o fluxo sanguíneo e evitando nova estenose. Fonte: GARDEN *et al.*, 2012.

3.2.1 Comportamento mecânico

Em seu trabalho GAY *et al.*, 2006 analisa o comportamento mecânico de um *stent* durante sua implantação utilizando método de elementos finitos com fronteiras imersas considerando *stent* isotrópico. LALLY *et al.*, 2005 também considera *stent* elástico linear. BUTANY *et al.*, 2005 mostra dados de vários modelos de endopróteses expansíveis comercializadas para o que se percebe que a maioria dos materiais utilizados são ligas de aço inoxidável. Assim, o modelamento mecânico da endoprótese expansível se dá por isotropia e elastoplasticidade.

3.3 Interação artéria-*stent*

Conforme discutido anteriormente para uma análise mais realística da interação artéria-*stent* se faz necessário por um lado modelar a artéria considerando-se os efeitos hiperelásticos, anisotrópicos e viscosos, e por outro modelar o *stent* considerando-se os efeitos da plasticidade. Isto posto, a interação entre ambos deverá ser entre um elemento sólido (artéria) e um elemento de viga (*stent*). Este tipo de contato aumenta ainda mais complexidade numérica já presente devido aos efeitos de material considerados no modelamento, acarretando em maior tempo computacional e diminuindo as chances de convergência devido a, por exemplo, concentradores de tensão não correspondentes à realidade.

Para contornar esta adversidade diversos estudos fizeram simplificações do problema, geralmente ignorando um ou mais efeitos do material que bem descreve a artéria ou o *stent*. Foi este o caso de LALLY *et al.*, 2005 ao tratar o *stent* sem os efeitos plásticos e a artéria somente com efeitos hiperelásticos. Do mesmo modo temos GAY *et al.*, 2006 não trabalhando com a interação artéria-*stent* e considerando o último como elástico linear. Outras análises da interação do tecido biológico com a endoprótese, como SCHIAVONE *et al.*, 2017 desconsidera a viscosidade da artéria e a plasticidade do *stent*. Isto posto, este trabalho vem justamente suprir a necessidade de uma análise da interação artéria-*stent* considerando efeitos que representem de forma mais realística o caso através da proposta de metodologia para o modelamento equivalente do *stent*. Tal equivalência permitirá, por exemplo, o uso de elemento de casca para a discretização do *stent* contornando o aumento da complexidade numérica e por consequência do tempo computacional.

3.4 Modelo Plasticidade de Encruamento Multilinear

Deformação plástica é toda deformação ocorrida após o ponto de escoamento. Durante a plasticidade as relações constitutivas precisam de uma descrição mais geral que aquela dada pela Lei de Hooke [DOWLING, 2013]. Dessa forma, existem modelos idealizados para a descrição do comportamento tensão-deformação na região plástica dentro dos quais podemos citar o modelo de encruamento linear. Este modelo trata a região plástica por uma aproximação linear, para a qual podem ser definidos quantos coeficientes angulares quantos necessários para descrever o modelo real [DOWLING, 2013] – razão pela qual também leva o nome multilinear. Os coeficientes angulares de cada parte linear da região plástica ficam definidos a partir de um “fator de redução”, um multiplicador do módulo de elasticidade,

segundo o define DOWLING. Na Figura 3.5 podemos ver as curvas de tensão-deformação para o modelo de encruamento linear.

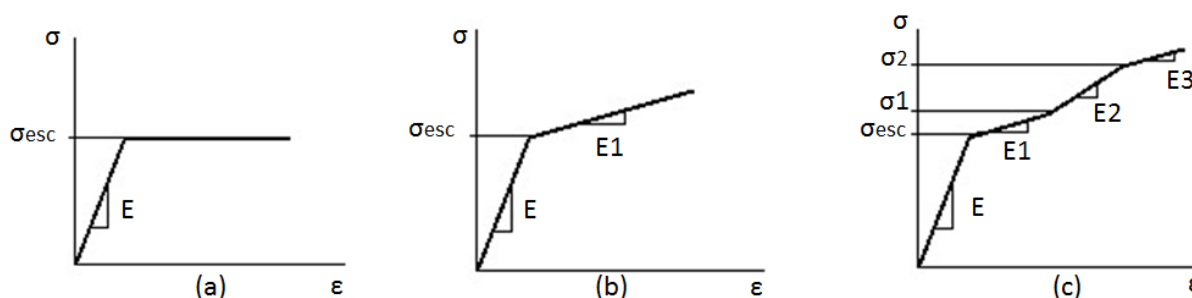


Figura 3.5 – Curva tensão-deformação para (a) Modelo de Plasticidade Perfeita (b) Modelo de Plasticidade de Encruamento Linear.

3.5 Modelo Equivalentes

Cada material tem propriedades que caracterizam seu comportamento frente a dadas situações de carregamento. Surge, assim, a necessidade de representar as distintas relações constitutivas e uma forma útil para o entendimento do comportamento mecânico é o uso de modelos equivalentes. Modelos equivalentes são capazes de representar de forma equivalente à real o comportamento mecânico de um determinado componente. Analogamente, pode-se então descrever um modelo equivalente como sendo aquele que tenha propriedades tais que lhe permitam uma mesma resposta mecânica daquela observada pelo modelo de referência dada uma mesma condição em ambos modelos. Na Figura 3.6 temos a representação esquemática de um modelo equivalente para o caso de uma barra.

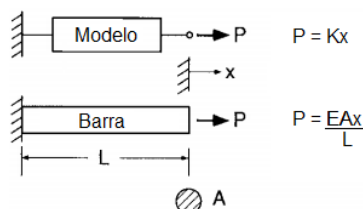


Figura 3.6 – Representação de modelos equivalentes para uma barra. Fonte: adaptado de DOWLING, 2013.

4. METODOLOGIA

Propõe-se neste trabalho uma metodologia para o modelamento equivalente de um *stent* que englobe não somente os efeitos do material, mas também da geometria, a fim de economizar tempo computacional em futuras simulações da interação artéria-*stent*. A endoprótese escolhida como referência foi o AVE Modular Stent S7, comercializado pela empresa Medtronic, como estudado por LALLY *et al.*, 2005 e por GAY *et al.*, 2006. Percebendo-se que a estrutura do *stent* é formada de várias unidades repetidoras, somente uma unidade repetidora foi utilizada como referência para obter-se o modelo equivalente. Um carregamento monotônico gradual foi aplicado na direção radial até obter-se o diâmetro final do *stent*, com as condições de contorno aplicadas em coordenadas cilíndricas. O modelo equivalente foi discretizado com elemento de casca com espessura igual ao diâmetro do fio do *stent* de referência e teve incluídos efeitos de plasticidade utilizando-se modelo multilinear. Os parâmetros do modelo equivalente foram obtidos a partir do ajuste de curvas das curvas de

Força vs Deslocamento Radial, através da otimização por diferenças finitas. A validação do ajuste de curvas foi realizada através do cálculo do coeficiente de determinação ajustado, também conhecido como R^2_{aj} . O R^2_{aj} varia entre 0 e 1, sendo 1 um ajuste perfeito e 0 um ajuste ineficaz.

4.1 Modelo de Referência

COLOMBO *et al.*, 2002 abrange em seu estudo recomendações para escolha de *stents* comercializados no mercado à época, de acordo com o tipo de lesão. Para “lesão coronária média” o autor recomenda o modelo AVE Modular Stent S7 da Medtronic como uma das opções comerciais. Por outro lado, tanto LALLY *et al.*, 2005 quanto GAY *et al.*, 2006 analisam o mesmo modelo de *stent* em seus estudos. Assim, optou-se por utilizar esse *stent* como a referência para um modelo equivalente.

Em seu artigo GAY *et al.*, 2006 descreve a geometria do AVE Modular Stent S7 Medtronic com medidas iniciais, isto é, antes de sua expansão, de diâmetro externo de 1,64 mm; comprimento de 8,00 mm e diâmetro do fio de 0,08 mm. Tal *stent* é formado por 16 unidades repetidoras ao longo de seu comprimento [GAY *et al.*, 2006] e 10 ao longo de seu diâmetro [LALLY *et al.*, 2005]. As unidades repetidoras são ligadas pico a pico [GAY *et al.*, 2006]. O material do implante cardiovascular analisado é o aço inoxidável 316L, conforme GAY *et al.*, 2006 e LALLY *et al.*, 2005. Este material é indicado sobretudo pela sua alta resistência à corrosão, deformabilidade, e biocompatibilidade [GAY *et al.*, 2006]. Apesar de GAY *et al.*, 2006 e LALLY *et al.*, 2005 citarem o aço inoxidável 316L como material, nenhum dos autores especifica propriedades mecânicas para a análise da plasticidade do material. Assim sendo, as propriedades mecânicas utilizadas neste trabalho referem-se às especificações da norma ASTM F138-13a para o caso de fio metálico trabalhado a frio. A Tabela 4.1 resume as propriedades do material e geométricas para o modelo de referência.

A geometria do *stent* de referência foi construída no software livre de modelagem 3D, *Blender*, de acordo com as especificações geométricas citadas acima. O primeiro passo foi construir a geometria planificada de todo o *stent*. Em seguida, ferramentas do próprio software permitiram a dobra da forma planificada até a forma cilíndrica do implante vascular (Figura 4.1). A partir da forma cilíndrica foi possível extrair somente uma unidade repetidora (Figura 4.2).

O carregamento aplicado refere-se à expansão do *stent* até um diâmetro de 1,00 mm. O modelo de referência foi discretizado com 58.133 elementos e 85.307 nós, utilizando-se elemento do tipo sólido (Figura 4.3). As condições de contorno foram aplicadas em coordenadas cilíndricas: livre na direção radial, restringido em ambos lados na direção tangencial, e, para evitar movimentações de corpo rígido, em somente um dos lados na direção longitudinal. A simulação numérica foi feita através do software *Ansys Workbench*, considerando-se modelo bilinear.

Tabela 4.1 – Propriedades geométricas e mecânicas do modelo de referência.

Propriedades geométricas do modelo de referência		
<i>Item</i>	<i>Valor</i>	<i>Unidade</i>
Diâmetro externo inicial	1,64	mm
Diâmetro externo final	3,50	mm
Diâmetro do fio	0,08	mm
Comprimento inicial	8,00	mm
Propriedades geométricas do modelo de referência		
Módulo de Elasticidade	3,45E+05	MPa
Tensão de Escoamento	690,00	MPa
Coeficiente de Poisson	0,30	-
Módulo Tangente	1.700,00	MPa

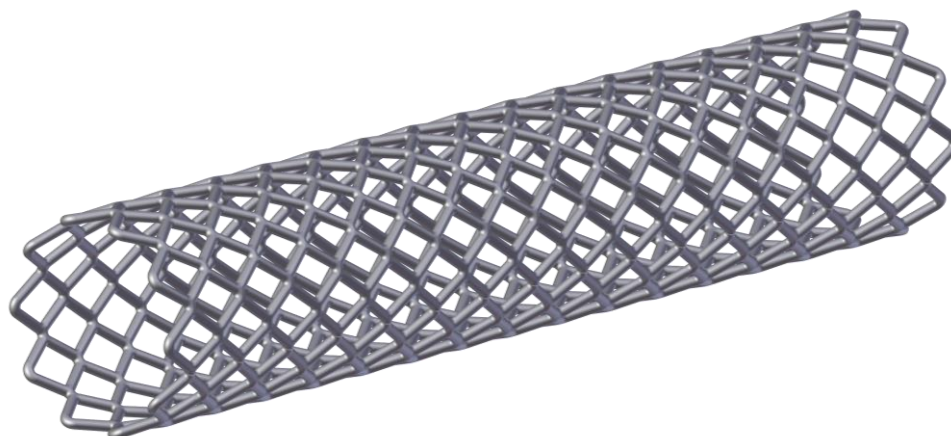


Figura 4.1 – Endoprótese modelada em software de modelagem 3D a partir de dados da literatura.

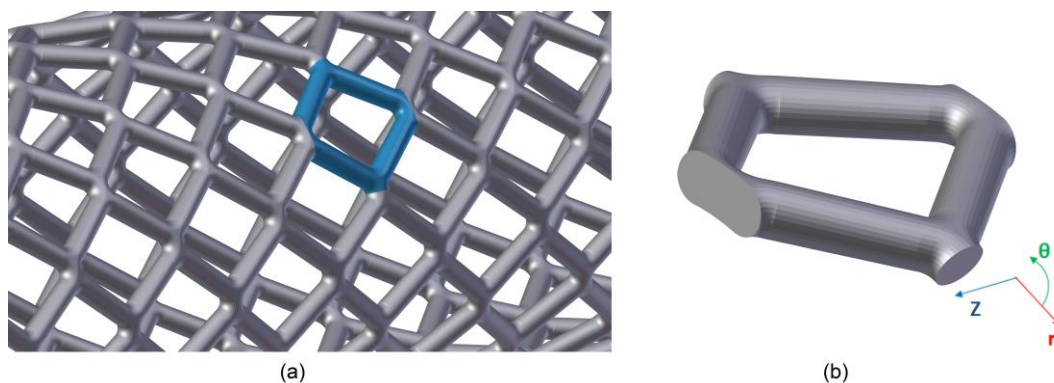


Figura 4.2 – Modelo de referência: (a) Detalhe da endoprótese modelada com destaque da unidade repetidora; (b) Unidade repetidora isolada.

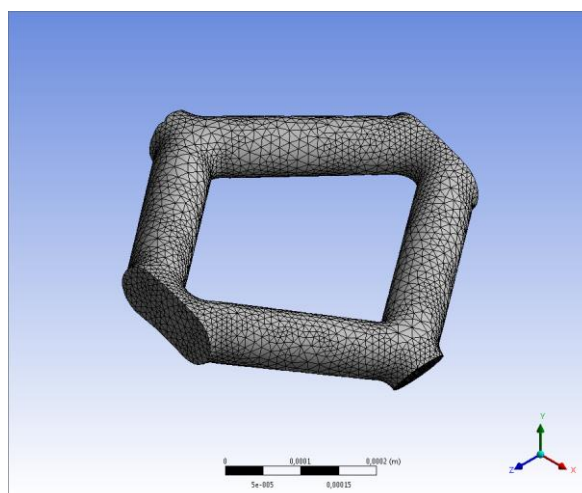


Figura 4.3 – Malha do modelo de referência.

4.2 Modelo Equivalente

A geometria do modelo equivalente também foi construída no software livre de modelagem 3D, *Blender*. Considerou-se um tubo de diâmetro igual ao diâmetro médio do modelo de referência, 1,56 mm. Primeiramente construiu-se o tubo equivalente à toda a estrutura do *stent* de referência (Figura 4.4). Após, obteve-se, com ferramentas do próprio

software, a região do tubo que representasse o modelo de referência, isto é, somente uma unidade repetidora (Figura 4.5), dando um ângulo de corte de 36° do tubo. A Tabela 4.2 resume as propriedades geométricas para o modelo equivalente. O carregamento e as condições de contorno foram as mesmas aplicadas à referência. O modelo equivalente foi discretizado com 22.500 elementos e 22.801 nós, utilizando-se elemento do tipo casca com espessura igual ao diâmetro do fio do *stent* de referência (Figura 4.6). A simulação numérica foi feita através do software *Ansys APDL*, considerando modelos multilíneares. O ajuste de curvas buscou os parâmetros do material para casos de plasticidade aos que chamaremos de bi linear – região plástica representada por duas retas – e de tri linear – região plástica representada por três retas. Mantendo-se Poisson constante e igual a 0,3, os parâmetros a serem encontrados no ajuste de curvas foram o Módulo de Elasticidade, a Tensão de Escoamento, o Fator de Redução da Região Plástica 1, a Variação da Tensão da Região Plástica 1, e o Fator de Redução da Região Plástica 2 para ambos casos e adicionados a Variação da Tensão da Região Plástica 2 e o Fator de Redução da Região Plástica 3, para o caso tri linear.



Figura 4.4 – Modelo equivalente (azul) representativo de todo o *stent*.

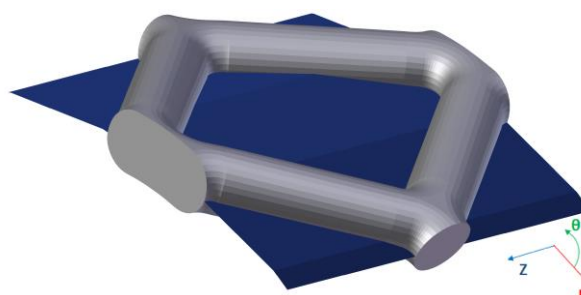


Figura 4.5 – Modelo equivalente (azul) representativo da unidade repetidora do modelo de referência.

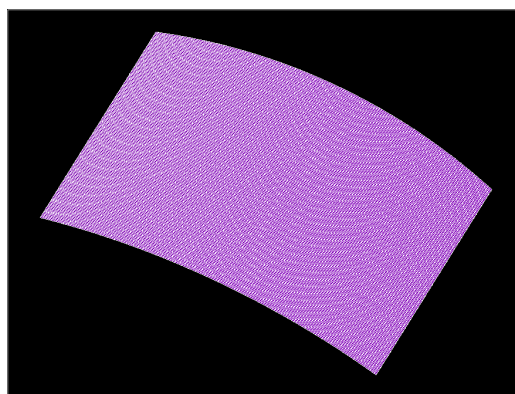


Figura 4.6 – Malha do modelo equivalente.

Tabela 4.2 – Propriedades geométricas do modelo equivalente.

Propriedades geométricas do modelo equivalente		
Item	Valor	Unidade
Diâmetro	1,56	mm
Comprimento	0,50	mm
Ângulo de corte	36,00	graus
Espessura do elemento	0,08	mm

5. RESULTADOS E DISCUSSÕES

O caso de referência resultou na curva Força vs Deslocamento Radial apresentada na Figura 5.1.

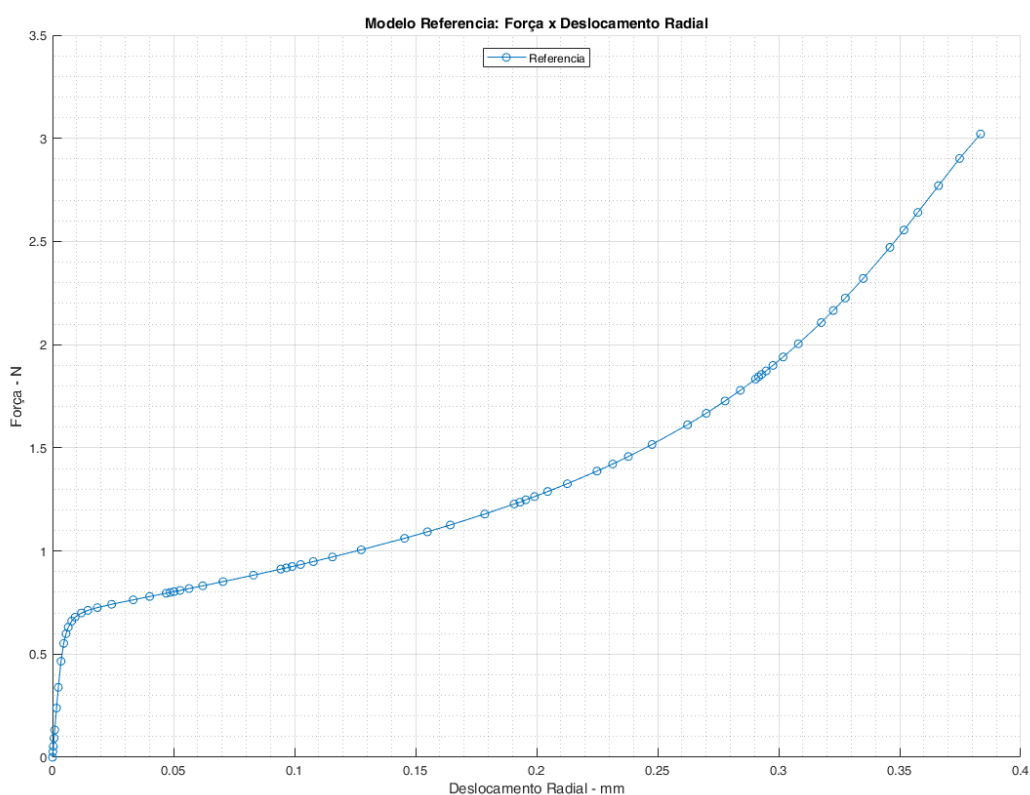


Figura 5.1 – Curva Força vs Deslocamento radial do modelo de referência.

O modelo equivalente foi feito para dois modelos de plasticidade: bi linear, com a região plástica sendo representada por duas retas, e outra com a região plástica sendo representada por três partes lineares, tri linear. A otimização por diferenças finitas do ajuste de curvas para o modelo equivalente com plasticidade bi linear obteve o comportamento da Figura 5.2, enquanto que o para o modelo tri linear obteve o comportamento da Figura 5.3. Os parâmetros do material estão descritos nas Tabelas 5.1 e 5.2, respectivamente para o caso bi e tri linear. O caso tri linear visivelmente representa melhor o comportamento mecânico do *stent* de referência que o caso bi linear. O coeficiente de determinação ajustado foi de $R^2_{aj} = 0,9842$ para o bi linear e de $R^2_{aj} = 0,9907$ para o tri linear, sendo este último, portanto, o mais adequado. Observou-se também um ganho de tempo computacional na simulação do modelo equivalente de aproximadamente 10 vezes – em torno de 40 min contra 7 h para o modelo de referência – utilizando-se o mesmo sistema computacional.

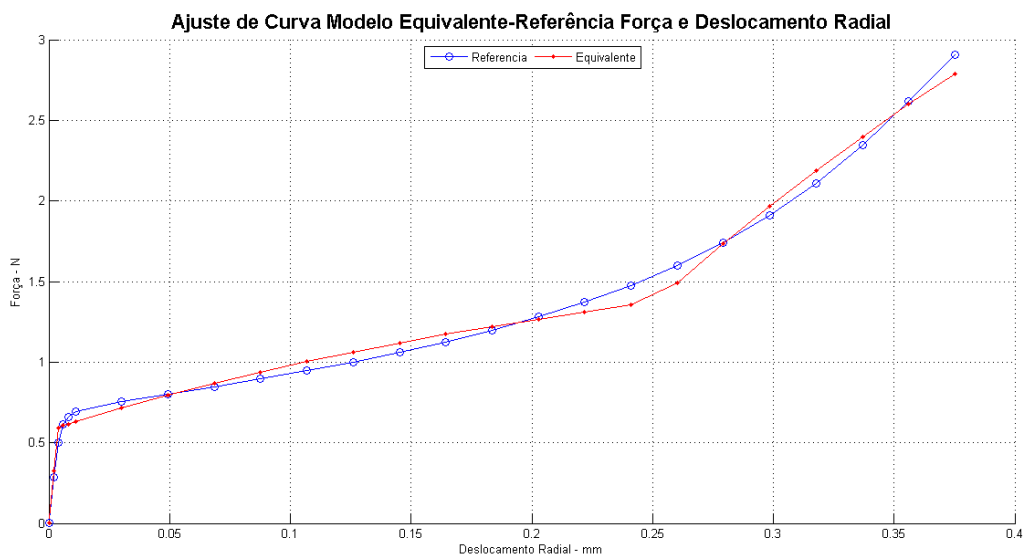


Figura 5.2 – Ajuste de curvas do modelo equivalente (vermelho) sobre o modelo de referência considerando-se modelo de plasticidade bi linear para o modelo equivalente.

Tabela 5.1 – Propriedades mecânicas do modelo equivalente com plasticidade bi linear.

Propriedades mecânicas do modelo equivalente com plasticidade bi linear		
<i>Item</i>	<i>Valor</i>	<i>Unidade</i>
Coeficiente de Poisson	0,30	-
Módulo de Elasticidade	447,176	MPa
Tensão de Escoamento	2,571	MPa
Fator de Redução da Região Plástica 1	2,345	-
Varição da Tensão da Região Plástica 1	0,029	MPa
Fator de Redução da Região Plástica 2	0,133	-

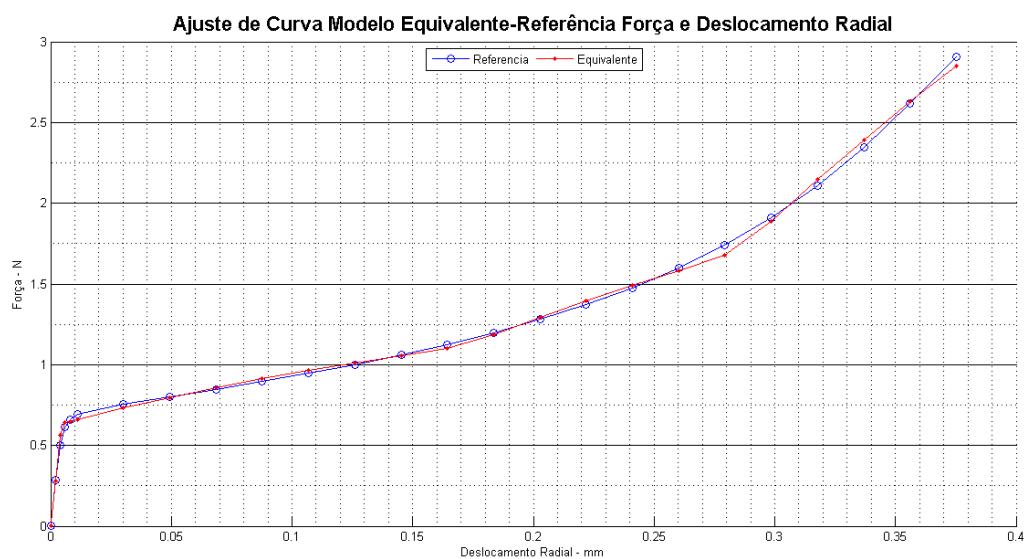


Figura 5.3 – Ajuste de curvas do modelo equivalente (vermelho) sobre o modelo de referência considerando-se modelo de plasticidade tri linear para o modelo equivalente.

Tabela 5.2 – Propriedades mecânicas do modelo equivalente com plasticidade tri linear.

Propriedades mecânicas do modelo equivalente com plasticidade tri linear		
<i>Item</i>	<i>Valor</i>	<i>Unidade</i>
Coeficiente de Poisson	0,30	-
Módulo de Elasticidade	448,916	MPa
Tensão de Escoamento	2,600	MPa
Fator de Redução da Região Plástica 1	2,638	-
Varição da Tensão da Região Plástica 1	0,029	MPa
Fator de Redução da Região Plástica 2	2,955	-
Varição da Tensão da Região Plástica 2	0,138	MPa
Fator de Redução o da Região Plástica 3	0,203	-

6. CONCLUSÕES

Com este trabalho foi possível obter um modelo equivalente capaz de reproduzir a resposta mecânica de um *stent* comercial. A metodologia desenvolvida neste trabalho, considerando plasticidade através de modelos multilíneares para o modelo equivalente, mostrou-se adequada para o caso do carregamento estudado, monotônico.

Dentre as variações de modelos multilíneares estudados, o modelo tri linear foi mais adequado que o caso bi linear. Porém, salienta-se que este modelamento equivalente objetiva apenas ser usado na interação artéria-*stent* não sendo recomendado como modelo equivalente do comportamento mecânico da endoprótese separadamente.

Para trabalhos futuros recomenda-se aplicar a mesma metodologia aqui proposta em unidades repetidoras maiores e avaliar-se qual o tamanho mais representativo de uma unidade repetidora. Para o caso de outras geometrias de *stents* pode-se adaptar esta metodologia simplesmente modificando o número de retas representativas da região plástica de acordo com o novo modelo de referência sem precisar alterar-se demais etapas da metodologia.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS. **ASTM F138-13a: Standard Specification for Wrought 18Chromium-14Nickel-2.5Molybdenum Stainless Steel Bar and Wire for Surgical Implants**. West Conshohocken, PA, Estados Unidos. 2013.

BETTS, J. Gordon; DESAIX, Peter; JOHNSON, Eddie; *et al.* **Anatomy and Physiology**. Houston: OpenStax, 2013.

BUTANY, J; CARMICHAEL, K; LEONG, S. W, COLLINS, M. J. Coronary artery stents: identification and evaluation. **Journal of Clinical Pathology**, v.58, n.8, p.795-804, agosto 2005.

COLOMBO, Antonio; STANKOVIC, Goran; MOSES, Jeffrey W. Selection of Coronary Stents. **Journal of the American College of Cardiology**, v.40, n.6, p.1021-1033, setembro 2002.

DOWLING, Norman E. **Mechanical Behavior of Materials: engineering methods for deformation, fracture and fatigue**. 4 ed. Essex, Inglaterra: Pearson, 2013.

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

GARDEN, O. James.; BRADBURY, Andrew W.; FORSYTHE, John L. R.; PARKS, Rowan W. **Principles and Practice of Surgery**. 6ed. Londres: Churchill Livingstone Elsevier, 2012.

GAY, Mickaël; ZHANG, Lucy; LIU, Wing Kam. Stent modeling using immersed finite element method. **Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering**, v.195, n.33-36, p.4358-4370, julho 2006.

HOLZAPFEL, Gerhard; GASSER, Thomas C.; OGDEN, Ray W. A New Constitutive Framework for Arterial Wall Mechanics and a Comparative Study of Material Models. **Journal of Elasticity and the Physical Science of Solids**, v.61, n.1-3, p.1-48, julho 2000.

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

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

MINISTÉRIO da Saúde incorpora nova tecnologia para prevenir infartos em diabéticos. Folha Vitória, [s.l], 26 ago. 2014. Geral. Disponível em <<http://m.folhavoria.com.br/geral/noticia/2014/08/ministerio-incorpora-nova-tecnologia-para-prevenir-infartos-em-diabeticos.html#>>. Acessado em 15 abr de 2019.

O'BRIEN, John C. Jr.; SPARKMAN, Robert S. What is a Stent and where can I get one? **The American Journal of Cardiology**, v.79, n.9, p.1306, maio 1997.

PEÑA, E.; CALVO, B. Calvo; MARÍNEZ, M.A; DOBLARÉ, M. An anisotropic visco-hyperelastic model for ligaments at finite strains. Formulation and computational aspects. **International Journal of Solids and Structures**, v.44, n.3-4, p.760-778, fevereiro 2007.

SCHIAVONE, Alessandro; QIU, Tian-Yang; LI-GUO, Zhao. Crimping and deployment of metallic and polymeric stents – finite element modelling. **Vessel Plus**, v.1, p.12-21, março 2017.

STENT: MedlinePlus Medical Encyclopedia [Online]. Disponível em <<https://medlineplus.gov/ency/article/002303.htm>> Acessado em 08 mar de 2019.