



AVALIAÇÃO DE UM MODELO DE “STENT” PELO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS

Bruna Carvalho do Nascimento

brunacnascimento@outlook.com

Pedro Américo Almeida Magalhães Júnior

pamerico@pucminas.br

José Rubens Gonçalves Carneiro

joserub@pucminas.br

Programa de Pós Graduação em Engenharia Mecânica - Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais

Rua Dom José Gaspar, 500, Coração Eucarístico, 30535901, Belo Horizonte, Minas Gerais, Brasil

Abstract. *"Stents" valvulacardiácos autoexpansivos são pequenos dispositivos cilíndricos introduzidos em artérias que estão sofrendo o processo de estenose (processo que consiste em um estreitamento anormal de um vaso sanguíneo ou estrutura tubular do corpo) a fim de se reabrir a veia e garantir o fluxo sanguíneo através desta. Este trabalho avaliou o comportamento mecânico dos "stents", considerando-se a interação biomecânica entre a artéria e este dispositivo, através do método dos elementos finitos. A geometria do "stent" foi modelada no software SOLIDWORKS® e as análises foram realizadas utilizando-se o software ANSYS Workbench® versão 15.0. A avaliação foi feita definindo-se um caso de carregamento padrão (através dos esforços de compressão feitos pela artéria, pressão exercida pelo fluxo sanguíneo nas paredes do "stent", dentre outras solicitações descritas mais detalhadamente no decorrer do trabalho) e aplicando-o aos modelos de diferentes características mecânicas. Tais características foram levantadas através de ensaios de tração. Foi verificado através da simulação computacional que o material escolhido para o dispositivo tem maior relevância para as tensões médias que a variação dos parâmetros geométricos.*

Keywords: *Stent, Elementos finitos.*

1 INTRODUÇÃO

Associando as características mecânicas e a biocompatibilidade do aço inoxidável 316, este se torna ideal para aplicações em dispositivos biomédicos, tais como agulhas, fios ortodônticos, dentaduras, instrumentos de válvulas cardíacas, guias de implante (cateter) e, no caso deste estudo, os “stents” valvulocardiaco autoexpansíveis.

“Stent” é um tubo de dimensões pequenas, na ordem de 25mm de diâmetro e em forma de malha, feito de Nitinol, aço inoxidável ou de liga de cobalto, é inserido em um conduto do corpo para prevenir ou impedir a constrição do fluxo no local causada por entupimento das artérias, devolvendo um ritmo próximo ao normal ao fluxo sanguíneo da artéria coronariana. Embora o uso mais comum dos “stents” seja nas artérias carótidas, coronárias e ilíacas, eles são amplamente utilizados em estruturas tubulares, como as artérias e veias centrais, ductos biliares, esôfago, cólon, traquéia e uretra.

Tais “stents” são submetidos a vários tipos de solicitações durante o processo de aplicação e depois de inseridos no corpo humano, por isso a necessidade do estudo de suas propriedades mecânicas e metalúrgicas e da análise estática dos esforços a que está submetido, a fim de se qualificar e garantir o desempenho mínimo necessário durante a sua vida útil.

2 REFERENCIAL TEÓRICO

2.1 “Stent” valvulocardiaco autoexpansivo

O “stent” cardíaco é uma endoprótese expansível em formato de tubo que é inserida no interior de uma artéria com objetivo de prevenir e evitar a obstrução do fluxo local por entupimento.

“Stents” feitos de metais (normalmente Nitinol, aços e ligas como de cromo e cobalto) são chamados de convencionais (ou não farmacológicos), por não serem “dissolvidos” na artéria com tempo, sendo necessário procedimento cirúrgico para remoção. Mas há, também, a classe de “stents” farmacológicos, os quais não exigem procedimento cirúrgico para retirada, haja vista que, são gradativamente liberados na artéria com o tempo. Esse último tem por vantagem uma menor probabilidade de formação de tecido cicatricial (que pode acarretar necessidade de nova cirurgia) por serem banhados com drogas que impedem o crescimento desse tecido.

De acordo com Poncin e outros (2000), existem vários métodos para se fabricar o “stent”, o método mais econômico e mais comum utiliza um pequeno tubo metálico que é cortado por laser, expandido pela inserção de um perfurador e tratado termicamente a fim de se obter as propriedades de superelasticidade e a geometria final. A presente análise estuda uma amostra fabricada a partir desse método.

O “stent” é muito utilizado em angioplastias, intervenção médica que objetiva aumentar o fluxo sanguíneo no tecido muscular do coração. Os pacientes indicados para implantar o “stent” cardíaco são aqueles que sofrem de ataques cardíacos ou apresentam fortes dores no peito frequentes não respondendo ao uso de medicações.

O procedimento de implantação do “stent” inicia-se com administração de analgésicos ao paciente e remédios que diluem o sangue, objetivando prevenir a formação de coágulos. Em

seguida, esta prótese é introduzida em uma artéria na virilha ou no braço, com a ajuda de um cateter balão, que é guiado até o local da obstrução. O balão infla (podendo ficar assim de 20 segundos a 3 minutos), fazendo com que os vasos sanguíneos se expandam, sendo, em seguida, desinflado, deixando o “*stent*” cardíaco no local anteriormente obstruído.

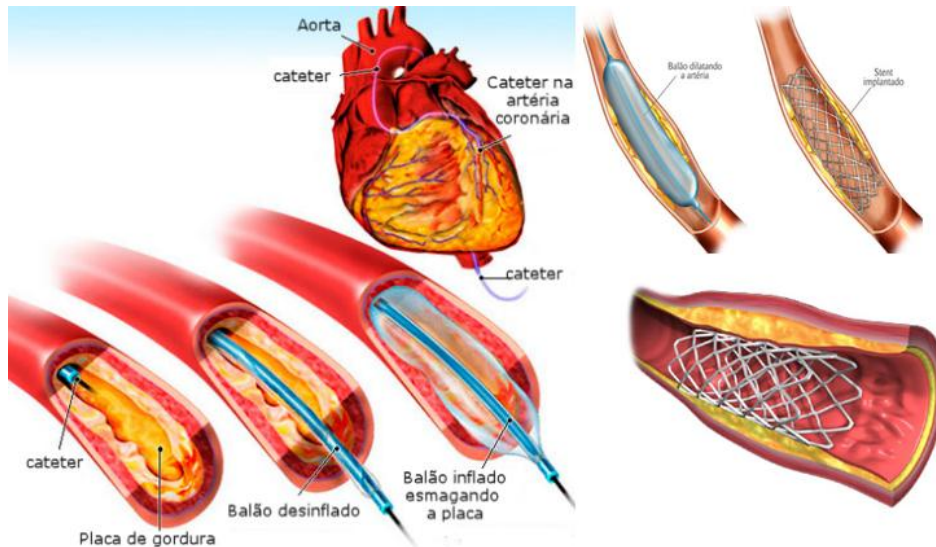


Figura 1 - Procedimento de implantação dos "stents".

Embora as complicações maiores sejam incomuns, a aplicação de “*stent*” carrega todos os riscos da angioplastia para o tratamento de doença arterial coronariana. O local da inserção do cateter pode ser infectado ou sangrar muito, e provavelmente sofrerá uma pequena lesão. Outras complicações raras incluem ataque cardíaco, AVC, e morte súbita, embora a uma taxa bem mais baixa do que com a CRM (cirurgia de revascularização miocárdica).

2.2 Aço inoxidável AISI 316

Aço cromo-níquel molibdênio possui resistência à oxidação até a temperatura de 875°C, porém a resistência à corrosão intercrystalina é garantida até a temperatura de 300°C. A presença de molibdênio na composição química deste aço eleva sua resistência mecânica, além de aumentar a resistência ao ataque corrosivo em meios clorados e não oxidantes. Apresenta boa conformabilidade a frio, embora exija maiores esforços de conformação do que os aços não ligados. No estado solubilizado pode apresentar leve magnetismo que se eleva em função do grau de deformação a frio.

As principais propriedades mecânicas são listadas nas tabelas a seguir:

Tabela 1 – Composição química dos aços AISI 316

C máx.	Mn máx.	Si máx.	P máx.	S máx.	Cr	Ni	Mo
0,08	2	0,75	0,045	0,03	16,0 - 18,0	10,0 - 14,0	2,00 - 3,00

Tabela 2 – Propriedades mecânicas à temperatura ambiente, placa com 9,25mm de espessura, aço AISI 316

Propriedade	Valor
Tensão de Escoamento(@0,2%) [Mpa]	303,16
Tensão "Ultimate" [Mpa]	585,65
Alongamento em 50,8mm [%]	56
Redução na Area [%]	69
Dureza [Rockwell B]	81

Tabela 3 - Propriedades físicas do aço AISI 316

Propriedade	Valor
Densidade [g/cm ³]	7.90
Modulo de Elasticidade [Gpa]	200
Temperatura de Fusão [°C]	1390–1440
Calor Especifico [J/kg.°K]	450
Condutividade Térmica 212°F (100°C) [W/m.°K]	14.6
Resistividade Elétrica [Microhm.cm at 20°C]	74

2.3 Método dos elementos finitos

O método de elementos finitos (MEF) é um método numérico para a solução de problemas de engenharia e física (LOGAN, 1986). Isso inclui análise estrutural, transferência de calor, circulação de fluidos, transporte de massas e potencial eletromagnético. A formulação de elementos finitos do problema resulta em um sistema de equações diferenciais simultâneas. Estes métodos numéricos produzem valores aproximados das incógnitas do sistema. Portanto, este processo se dá pela modelagem de um corpo através de sua divisão em um sistema equivalente de corpos menores ou unidades (elementos), interconectados a pontos comuns (pontos nodais ou nós), linhas divisórias e superfícies, formando a chamada malha.

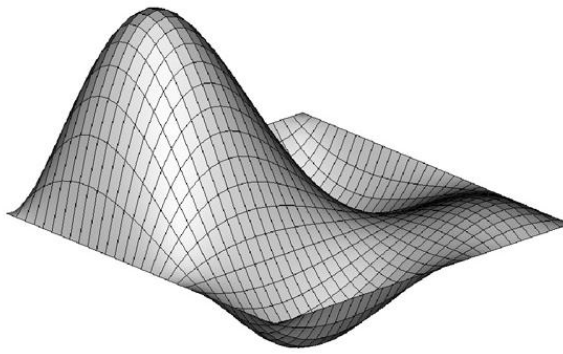


Figura 2 - Malha em elementos finitos

A essência do MEF é a aproximação por interpolação de um conjunto de variáveis de uma quantidade de campo. Um campo pode representar temperatura, diferença de potencial, fluxo de calor, deflexão, etc. Usualmente, é usada uma interpolação polinomial. Pode-se então dizer que MEF é um método de análise no qual uma variável de campo é aproximada pela conexão de funções de interpolação simples, cada qual definida sobre uma pequena região. Essa região é chamada de elemento finito, portanto ao invés de se resolver o problema para o corpo inteiro em uma operação, uma equação é formulada para cada elemento finito. A solução para todo o corpo é obtida pela combinação das soluções para cada elemento. A função de interpolação é adaptada ao número de nós de um tipo de elemento, as amplitudes das constantes dessa função são determinadas por valores numéricos de uma quantidade de campo em pontos específicos chamados nós. Os elementos são conectados através de seus nós, também nos nós são os locais onde carregamentos são aplicados e condições de contorno são impostas. Em resumo, a solução envolve a determinação dos deslocamentos em cada nó e as tensões dentro de cada elemento compondo a estrutura a qual está sujeita a aplicações de cargas.

Usando o computador, o analista define o modelo geométrico do sistema e implanta as informações das condições de contorno no computador. Esta informação pode incluir as posições das coordenadas nodais, a maneira na qual os elementos são conectados, as propriedades materiais dos elementos, a aplicação de cargas, condições limitantes e o tipo de análise a ser realizada. O computador então usa esta informação para desenvolver e solucionar as equações necessárias para executar a análise.

3 METODOLOGIA

3.1 Caracterização mecânica

Foi efetuado ensaios mecânicos de tração a fim de se determinar as propriedades mecânicas do “*stent*”, objeto de estudo deste trabalho.

O ensaio foi realizado no laboratório de pesquisa e desenvolvimento da PUC Minas unidade Coração Eucarístico. Este foi executado num corpo de prova de formas e dimensões padronizadas, conforme a ASTM E8 – 13a Métodos de ensaio padrão para teste de tensão de

materiais Metálicos– Ensaio de tração à temperatura ambiente. A norma e corpo de prova foram fornecidos pela PUC Minas.

O corpo de prova circular utilizado foi preparado para o teste com dimensões e marcações padronizadas pela ASTM E8;

- I. Dimensões do corpo de prova
 - Diâmetro (W, ou D): 4 mm;
 - Comprimento original de medição (G, ou L): 22 mm.
- II. Marcação do comprimento de medida original (L0)
 - O corpo de prova não foi marcado pois foi utilizado o extensômetro da máquina para determinar a deformação.

Os ensaios de tração foram realizados em máquina servo hidráulica, marca Instron 5882, carga máxima de 10t dotada de extensômetros para medida de deformação. Os sinais de carga e deslocamento são enviados ao computador o que permite obter as curvas tensão em função da deformação.

Para a realização do ensaio, seguiu-se as recomendações da norma que são:

- Velocidade de tensionamento de 1 a 2 mm/min;
- Fixação através de cunhas na periferia usinada do corpo de prova;
- Realização dos ensaios em temperatura ambiente 21°C, limitada a 10°C e 28°C conforme estabilizados pela Norma referência;
- Cunhas de fixação alinhadas e bem fixadas nas extremidades dos corpos de prova.

Foram usinados 6 corpos de prova conforme especificado na norma ASTM E8. Mediu-se seus comprimentos e menor secção do corpo de prova antes e depois do ensaio.



Figura 3 - Corpos de prova antes do ensaio, segmento usinado do produto

Após a execução do ensaio foi registrado a velocidade para a execução dos testes, diâmetro da menor secção e comprimento do conjunto da amostra. Foram medidos o comprimento e diâmetro final, conforme Tabela 4.

A máquina servo-hidráulica Instron fornece os dados como deslocamento, velocidade e com base nos dados coletados a máquina é capaz de plotar os gráficos de Tensão X Deformação relativa.

Tabela 4 - Dimensões dos corpos de prova e velocidades de ensaio

Amostra	Velocidade (mm/min)	L (mm)	D (mm)
1	1	38	1,65
2	2	39,8	1,8
3	2	39,5	1,65
4	2	38,7	1,7
5	2	39,8	1,66
6	2	38,9	1,68

A partir do ensaio, foram geradas tabelas de valores de tensão para cada deformação relativa, resultando em seis curvas de tensão convencional (σ_c) por deformação convencional (ε_c), como mostra o gráfico 1.

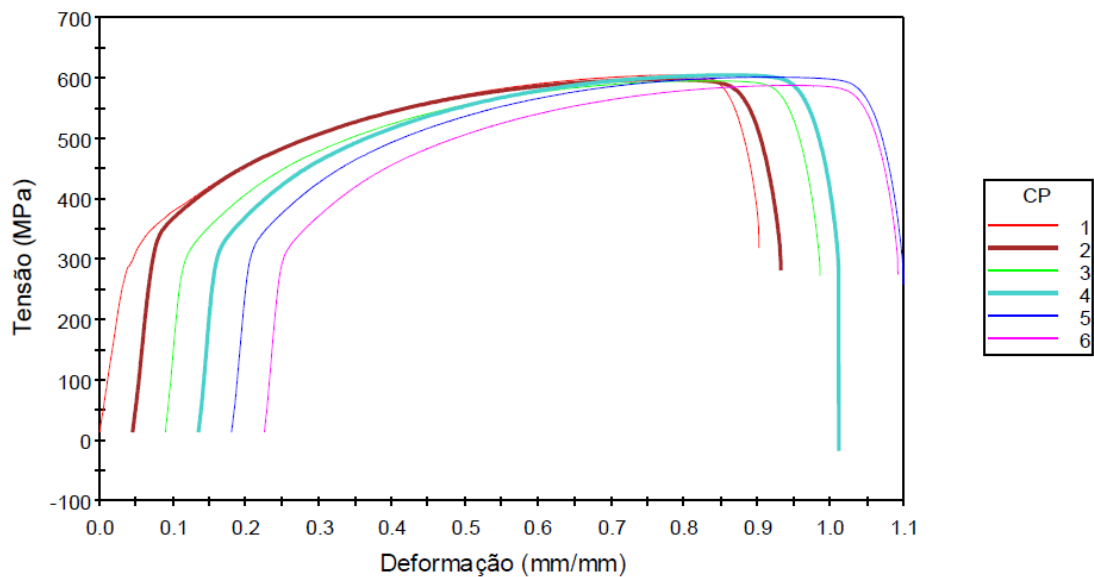


Gráfico 1 - Curvas tensão convencional por deformação convencional

A curva tensão verdadeira (σ_v) por deformação verdadeira (ε_v) pode ser obtida da curva de tensão convencional por deformação convencional por meio das Equações. (1) e (2):

$$\varepsilon_v = \ln(1 + \varepsilon_c) \quad (1)$$

$$\sigma_v = \sigma_c(1 + \varepsilon_c) \quad (2)$$

A previsão do modelo físico foi baseada na comparação do mesmo com a equação empírica de Hollomon:

$$\sigma = K \varepsilon^n \quad (3)$$

Os valores das constantes K e n que melhor se ajustam à curva real de tensão-deformação foram obtidos utilizando-se o método adotado por Bergner e outros, 2001. Neste método, lineariza-se o intervalo compreendido entre a tensão de escoamento e a tensão máxima da curva tensão-deformação verdadeira, gerando as curvas apresentadas no gráfico 2 e as equações das retas de tendência, apresentadas na tabela 10.

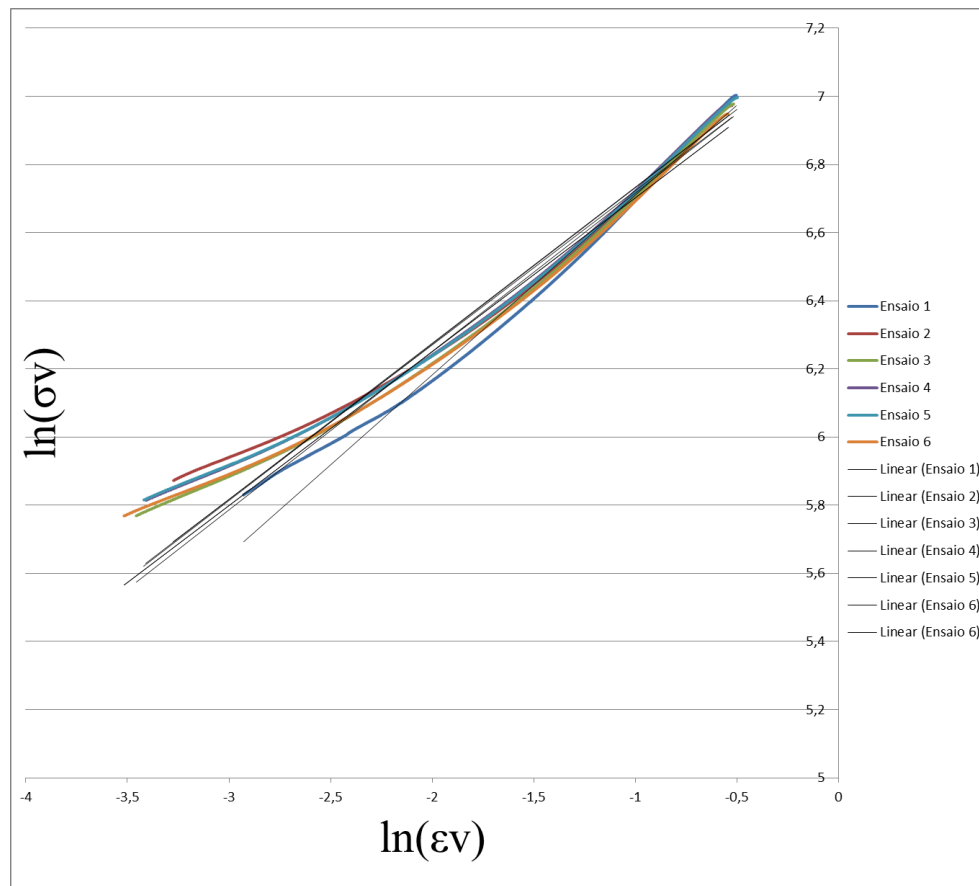


Gráfico 2 - $\ln(\sigma_v) \times \ln(\varepsilon_v)$

Tabela 5 - Equações das linhas de tendência

Ensaio	Equação
1	$y = 0,5277x + 7,2377$
2	$y = 0,4528x + 7,1754$
3	$y = 0,4644x + 7,1798$
4	$y = 0,4581x + 7,1905$
5	$y = 0,4586x + 7,1897$
6	$y = 0,4514x + 7,1543$

Com as equações, foram selecionados 10 valores de $\ln(\epsilon_v)$ compreendidos entre o ponto máximo e mínimo da reta e o $\ln(\sigma_v)$ calculado, para cada ensaio. Organizando os valores dos 6 ensaios em uma mesma tabela (Tabela 6) em ordem crescente de ϵ_v , obtém-se o gráfico 3, que representa uma varredura entre as 6 retas, portanto, a reta média desse gráfico é a que melhor representa a média dos ensaios.

Tabela 6 - Valores para construção do gráfico do método de Bergner

$\ln(\epsilon_v)$	$\ln(\sigma_v)$	$\ln(\epsilon_v)$	$\ln(\sigma_v)$	$\ln(\epsilon_v)$	$\ln(\sigma_v)$
-3,5171	5,56668	-2,4451	6,06835	-1,4405	6,52314
-3,4572	5,57428	-2,3896	5,97673	-1,3109	6,54595
-3,4192	5,62165	-2,3569	6,10821	-1,2038	6,61091
-3,4089	5,62887	-2,1952	6,16338	-1,1751	6,65219
-3,2732	5,69327	-2,1497	6,1815	-1,169	6,63692
-3,1866	5,71585	-2,1324	6,21363	-1,1464	6,66396
-3,1303	5,72608	-2,1205	6,21726	-1,1351	6,66145
-3,0945	5,77055	-2,1199	6,11903	-1,0412	6,68825
-3,0898	5,77506	-2,0514	6,24652	-0,8733	6,76009
-2,9678	5,83158	-1,8647	6,31256	-0,856	6,79838
-2,9289	5,69212	-1,8502	6,26134	-0,8421	6,78873
-2,8562	5,86503	-1,8228	6,33331	-0,8296	6,79976
-2,8034	5,87789	-1,8133	6,35981	-0,8217	6,81286
-2,7707	5,92125	-1,7958	6,36616	-0,7715	6,83056
-2,7698	5,91945	-1,746	6,38483	-0,5428	6,90926
-2,6623	5,96989	-1,5806	6,40364	-0,5369	6,94456
-2,6592	5,83442	-1,5343	6,46173	-0,5241	6,93807
-2,5257	6,0142	-1,4959	6,48511	-0,5152	6,94053
-2,4765	6,0297	-1,4942	6,506	-0,5019	6,97286
-2,4516	6,06744	-1,4711	6,51506	-0,497	6,96177

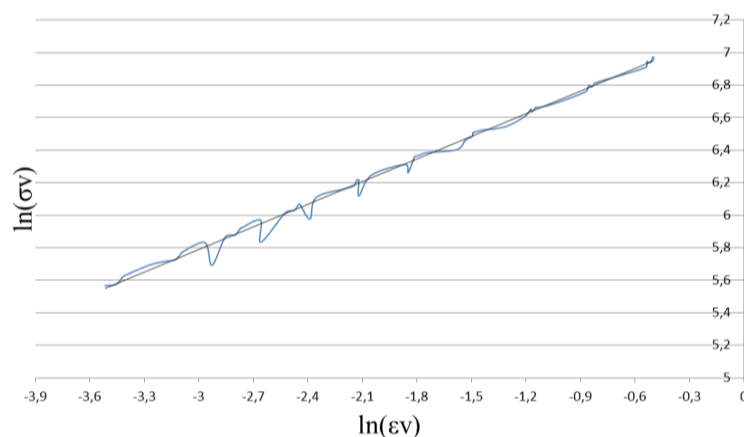


Gráfico 3 - Curva representativa do método de Bergner

A Equação (4) representa a linha de tendência obtida no gráfico 4.

$$\ln(\sigma_v) = 0,4634 \times \ln(\varepsilon_v) + 7,1799 \quad (4)$$

Fazendo-se o processo inverso a partir da equação dessa reta, obtém-se a curva média (gráfico 4) que melhor representa as curvas verdadeiras calculadas a partir dos ensaios, servindo como parâmetro de entrada para o ANSYS.

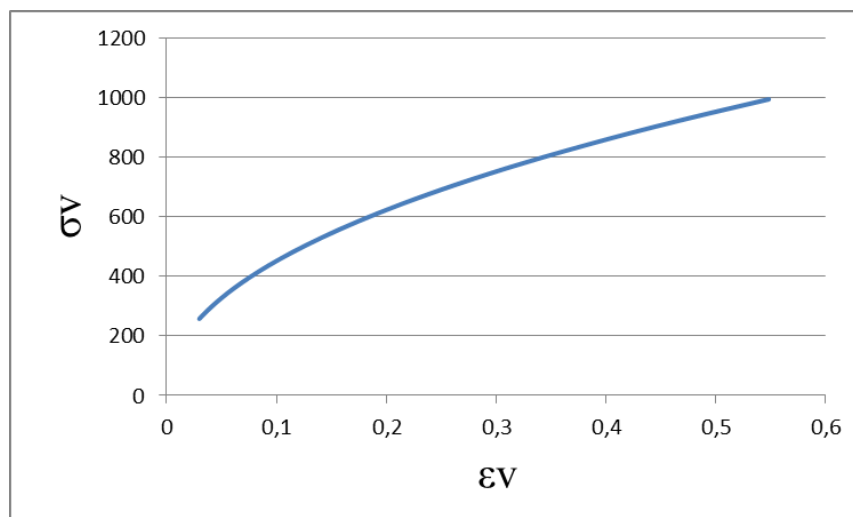


Gráfico 4 - Curva tensão por deformação verdadeira

3.2 Modelo Geométrico

Para a construção do modelo sólido tridimensional do “stent” foi utilizado o programa SOLIDWORKS®. Em seguida, para realizar a simulação numérica por elementos finitos, o modelo sólido foi exportado para o programa ANSYS Workbench® versão 15. Uma boa característica desse programa é a facilidade de se importar geometrias de programas de modelagem.

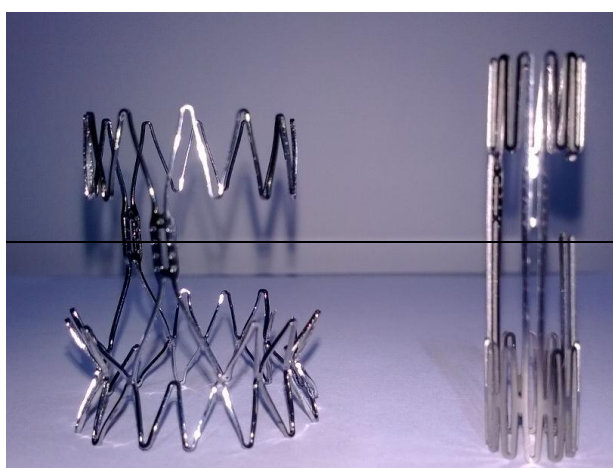


Figura 4 - Amostras (a) com tratamento térmico e (b) sem tratamento térmico

Foi efetuada a medição da amostra, conforme figura 6. Essas medidas foram utilizadas para a construção do modelo sólido tridimensional do “stent” no SOLIDWORKS®.

As medidas foram efetuadas no laboratório de metrologia da PUC Minas, utilizando-se um micrometro externo, um paquímetro e um goniômetro.

A geometria dos “*stents*” tem dois constituintes fundamentais: os anéis expansíveis e as “pontes” que conectam os anéis adjacentes em conjuntos (Figura 5). Os anéis expansíveis são tipicamente compostos por certo número de segmentos dispostos num padrão em zigue-zague com pontos de inflexão (picos ou cotovelos) localizados na extremidade de cada segmento.

Segundo Petrini e outros (2004) os elementos dos anéis expansíveis tem a função, principalmente, de sustentar o vaso após a expansão do “*stent*” ao passo que as pontes de ligação permitem que o “*stent*” avance de forma flexível durante a introdução do mesmo. Diferentes pontes servem para melhorar a flexibilidade e influenciar características mecânicas de um “*stent*”.

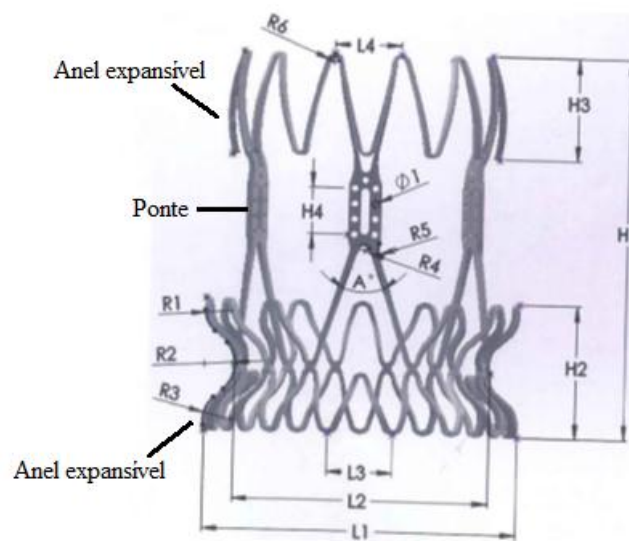


Figura 5 - Dimensões do “*stent*”

Este tipo de construção sequencial provou ser mais funcional e popular para “*stents*”, pois oferecem a melhor combinação de força, flexibilidade e diâmetro pequeno para a maioria das aplicações vasculares (Azaouzi e outros, 2012).

As propriedades mecânicas do “*stent*” como: flexibilidade, resistência radial e resistência à fadiga dependem das características do modelo do mesmo, dimensões dos segmentos e da geometria dos elementos conectores (pontes). Os segmentos e as pontes podem ser parametrizados usando quatro variáveis principais: comprimento (L), raio de curvatura (R), espessura (T) e largura (W), conforme mostrado na figura 7.

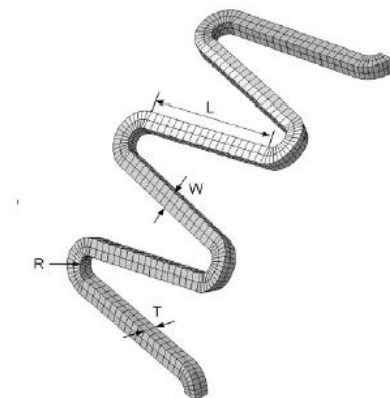


Figura 6 - Principais parâmetros da estrutura

Estas variáveis do modelo afetam diretamente o desempenho do “stent”, como resistência à fadiga, elasticidade e flexibilidade.

A diminuição da espessura dos segmentos evita perturbações de fluxo excessivas. Diminuindo o comprimento, irá melhorar a capacidade do “stent” autoexpansível assumir a curva natural de uma veia sem alisamento da mesma. Aumentar a largura melhora a cobertura do vaso e reduz o prolapso de tecido de vaso entre as estruturas, além de que sua resistência é derivada em grande parte da largura dos segmentos (Azaouzi e outros, 2012).

O modelo feito no SOLIDWORKS® mantém as principais dimensões, especificadas acima, do “stent” fornecido pelo laboratório como amostra para realização dos estudos. Este modelo conta com algumas simplificações geométricas para tornar viável o modelamento, entretanto sem comprometer a análise.

A amostra consistia em oito picos (ou cotovelos) com duas pontes de ligação entre os anéis, sendo que um dos anéis tem somente uma fileira de segmentos enquanto o outro tem o dobro do tamanho. O diâmetro interno é de 25 mm. O modelo de “stent” tem uma espessura constante $T = 0,15$ mm, largura $W = 0,16$ mm, comprimento do anel superior $L1 = 10,3$ mm, comprimento do anel inferior $L2 = 7,8$ mm, raios internos $R = 0,6$ mm e altura total de 40 mm. A porção inferior do “stent” tem uma elevada força radial para expandir contra as placas calcificadas e para impedir o recuo. A porção do meio, ou pontes, transporta a válvula e está concebido de tal maneira que ela não obstrua as coronárias. A parte superior é desenhada para se encaixar firmemente o “stent” no endotélio da aorta e para proporcionar estabilidade longitudinal (Praveen e outros, 2008). A figura 7 mostra o modelo final produzido no SOLIDWORKS®

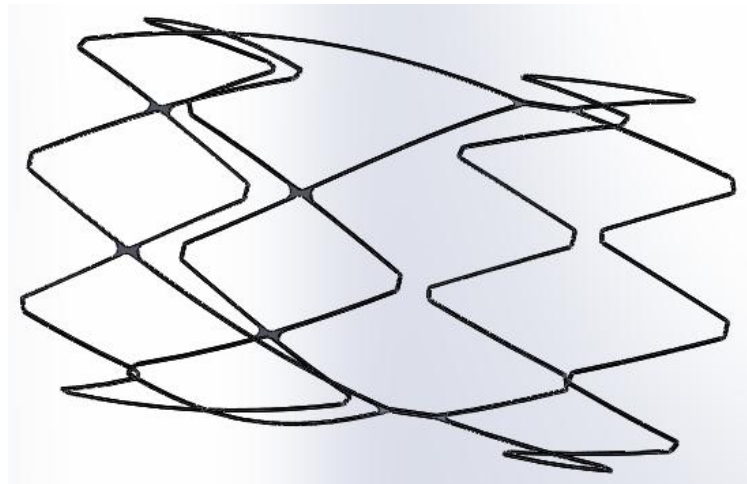


Figura 7 - Modelo produzido no SOLIDWORKS®

3.3 Modelo em elementos finitos e condições de contorno

O modelo geométrico criado no SOLIDWORKS® foi exportado para o ANSYS Workbench® versão 15. Neste foram atribuídas as propriedades do material, a malha e as condições de contorno.

Foi adotado, devido os fatos supracitados, o modelo de aço inoxidável 316, cromo, níquel e molibidênio são os principais elementos que constituem essa liga. As propriedades de material assumidas para o modelo foram elasticidade linear e material isotrópico. A liga segue a Lei de Hooke.

As propriedades mecânicas utilizadas para caracterizar o material estão evidenciadas nas tabelas 1 a 3.

A curva de tensão-deformação verdadeira foi importada para o software a fim de aprimorar os dados obtidos com a simulação, a figura 8 mostra a curva e os demais valores de propriedades do material aplicados ao modelo:

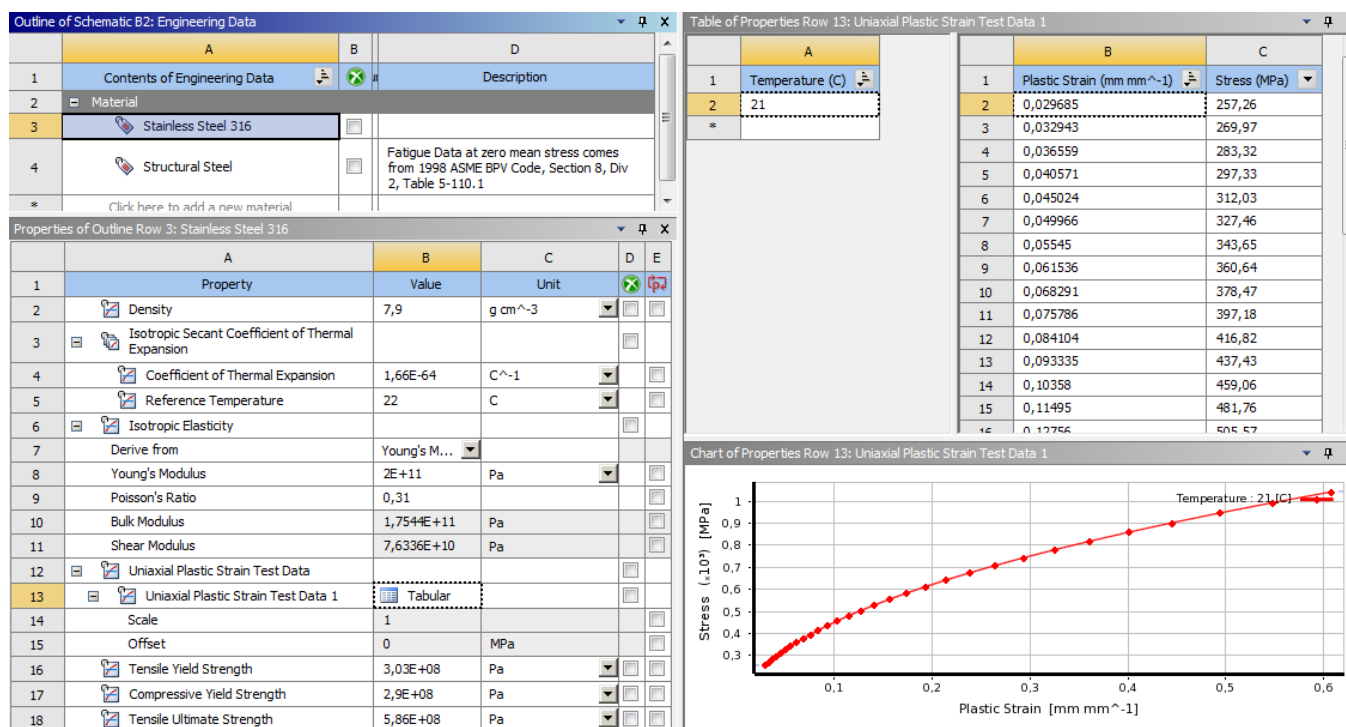


Figura 8 - Propriedades Aço Inoxidável 216 no ANSYS Workbench®

As forças de atrito foram desprezadas, uma vez que sua magnitude é ínfima comparada às demais forças aplicadas ao modelo, ou seja, o implante transmite toda a energia para o ambiente circundante. A quantidade de transferência de energia para e a partir do implante é zero. Os efeitos devido à variação de calor do corpo também foram negligenciados.

Utilizou-se o elemento tetraédrico de 20 nós (SOLID 186). O elemento SOLID 186 é um elemento 3D de alta ordem com comportamento quadrático aos deslocamentos, onde cada nó possui 3 graus de liberdade translacionais nas direções x, y e z. Este elemento é adequado para a modelagem de malhas irregulares e superfícies curvas e suporta plasticidade, hiperelasticidade, fluência, enrijecimento sob tensão, grandes deflexões e grandes deformações. Este também é adequado para simular deformações dos materiais elastoplásticos quase incompressíveis e materiais hiperelásticos totalmente incompressíveis.

Utilizou-se a opção piramidal, gerando 34100 nós e 12174 elementos. As figuras 9 e 10 mostram o detalhe da malha no modelo.

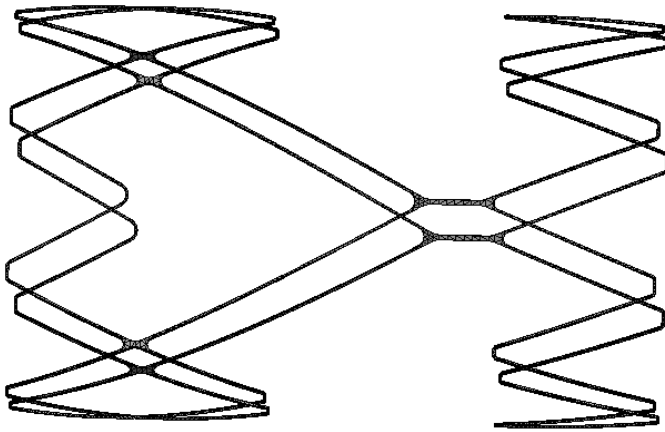


Figura 9 - Malha aplicada ao modelo

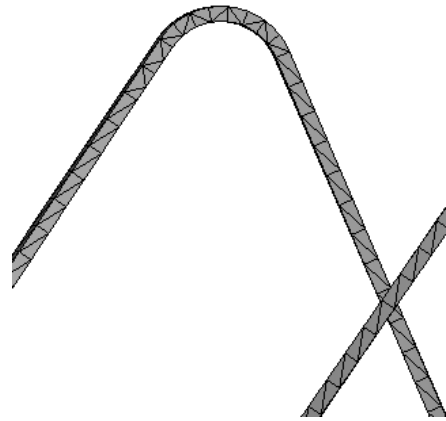


Figura 10 - Detalhe da malha

Simplificou-se o modelo para uma simulação estática, pois apesar de as ações sobre o “stent” serem dinâmicas, é razoável considerar que as ações são aplicadas de um modo suficientemente lento, tornando desprezáveis as forças de inércia. Nestes casos a análise designa-se estática.

A análise não linear admite que exista influência da modificação da geometria da estrutura na distribuição dos esforços e das tensões. E também considera que, ao nível do material que constitui a estrutura, a relação entre tensões e deformações é não linear.

Foi aplicado um apoio cilíndrico, para simulações em 3D, esta condição de contorno impede uma ou mais faces cilíndricas de se mover ou em combinações de deformação radial, axial ou tangencial. Restringiram-se os movimentos radiais e axiais do “stent”, de modo a simular o dispositivo já inserido em uma artéria do corpo humano.

Aplicou-se uma pressão uniforme e constante igual a 15,5 Kpa na superfície interna do “stent” simulando a pressão sanguínea, uma vez que a pressão varia com o tempo conforme o gráfico 5, aplica-se a de maior valor por ser a situação crítica da análise (maior esforço solicitante no “stent”).

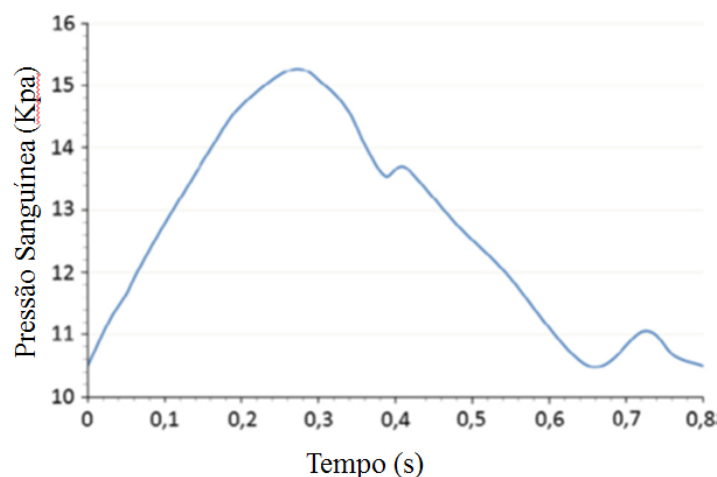


Gráfico 5 - Pressão sanguínea por tempo

Aplicou-se, também, uma pressão na superfície externa do “stent” no valor de 13Mpa, afim de simular a pressão da placa de estenose sobre o dispositivo. Este valor foi baseado no artigo de Lally e outros (2004), outros valores bem próximos foram encontrados em outros artigos de referência, o que valida o valor escolhido.

4 ANÁLISE DOS RESULTADOS

Foram analisadas as tensões segundo o critério de falha de Von Mises e as deformações totais do “stents”. O critério de Von Mises é utilizado para materiais dúcteis, como o aço inoxidável, neste considera-se que o escoamento ocorre quando a energia associada à mudança de forma de um corpo sob carregamento multiaxial for igual à energia de distorção em um corpo de prova de tração, quando o escoamento ocorre na tensão de escoamento uniaxial, σ_y .

O critério de falha da energia de distorção máxima pode ser enunciado em termos das três tensões principais como mostra a Equação (5):

$$\sigma_y^2 = \frac{1}{2} [(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_1 - \sigma_3)^2] \quad (5)$$

Em termos das tensões normais e das tensões cisalhantes em três planos arbitrários mutuamente ortogonais, pode-se mostrar que o critério de falha da energia de distorção máxima tem a seguinte Equação:

$$\sigma_y^2 = \frac{1}{2} [(\sigma_x - \sigma_y)^2 + (\sigma_y - \sigma_z)^2 + (\sigma_x - \sigma_z)^2 + 6(\tau_{xy}^2 + \tau_{yz}^2 + \tau_{xz}^2)] \quad (6)$$

As figuras 11 e 12 mostram a distribuição da tensão de Von Mises no “stent”:

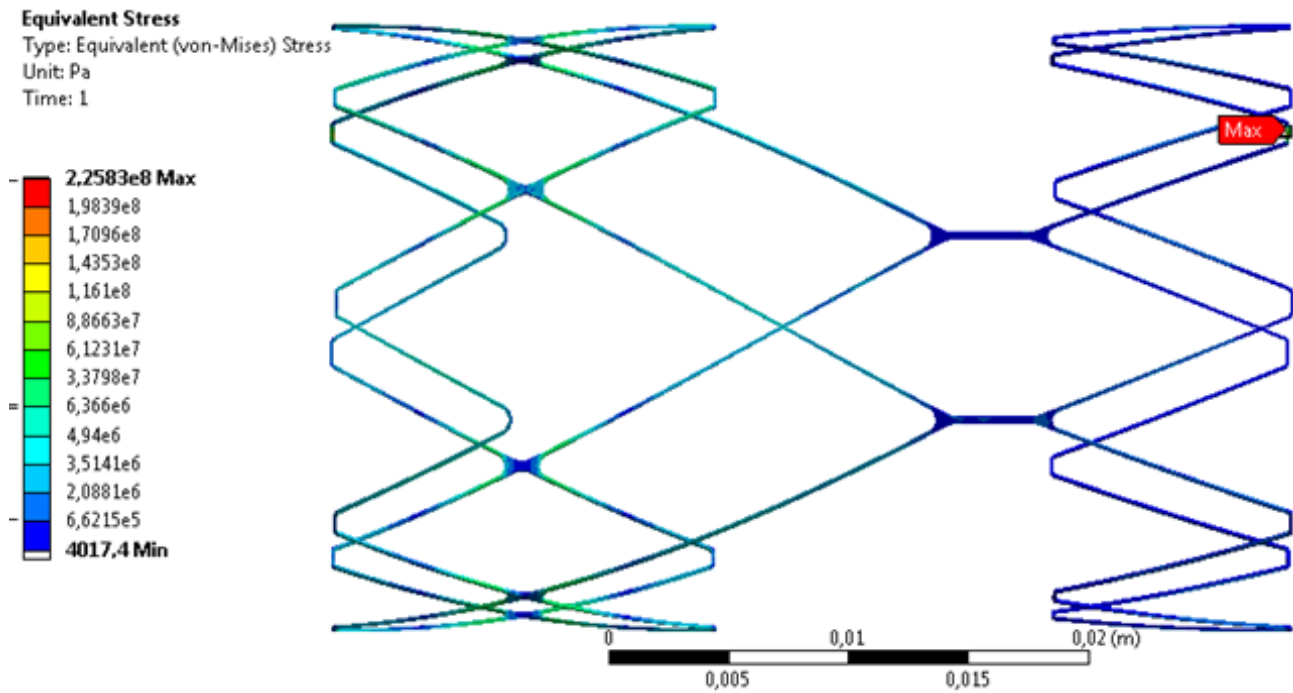


Figura 11 - Distribuição da tensão de von Mises no "stent"

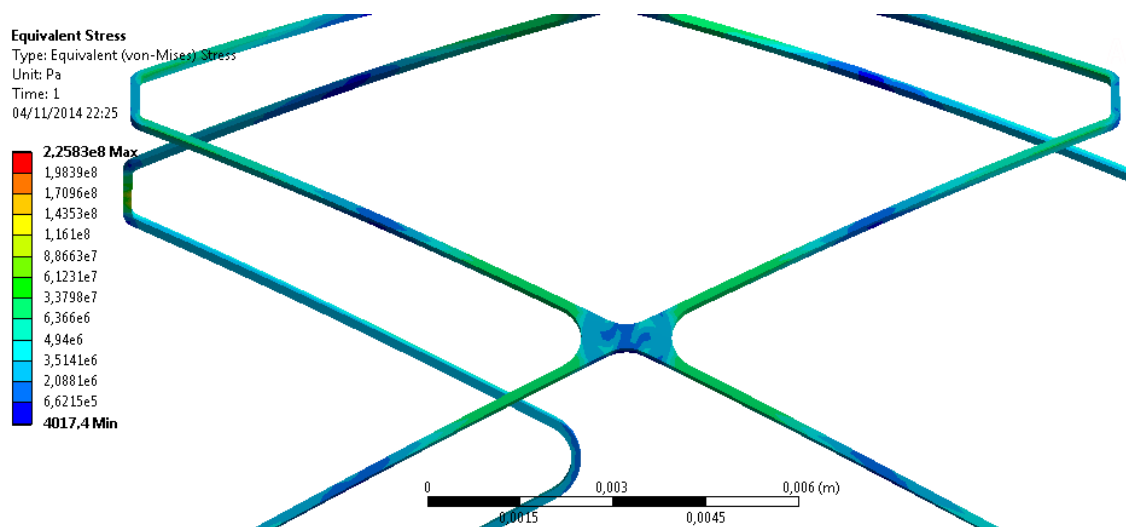


Figura 12 - Detalhe da distribuição de tensões no anel inferior

As tensões não ultrapassaram a tensão limite de escoamento do aço inoxidável AISI 316 (303 MPa), a tensão predominante no anel superior do "stent" foi de, aproximadamente, 1,13 MPa; no anel inferior, de aproximadamente 4,4 MPa e na ponte, a tensão predominante é de, aproximadamente, 4 MPa. A tensão máxima encontrada é de 225 MPa e a mínima de 0,041 MPa, conforme a figura 13:

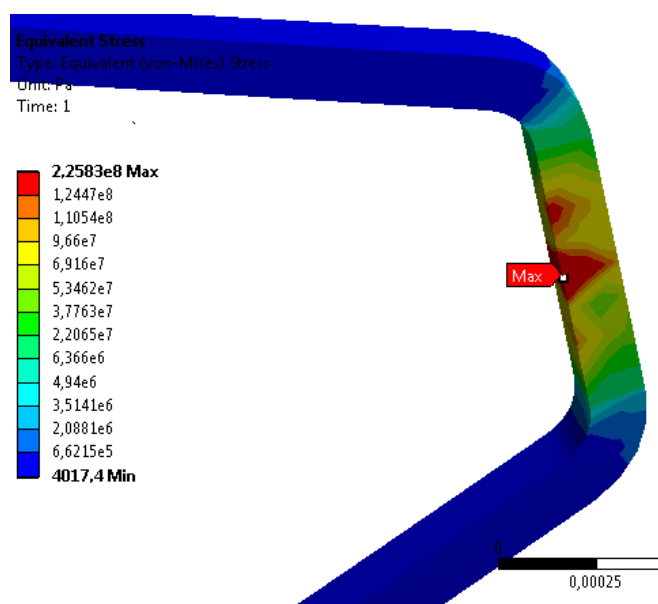


Figura 13 - Tensão máxima encontrada

As regiões de alta tensão estão localizadas nas extremidades, nas curvas dos anéis expansíveis superiores, isto também ocorre em “stents” de outros materiais e dimensões diferentes das estudadas, segundo Schiavone e outros (2014), isso ocorre devido às tensões residuais do processo de deformação plástica durante a fabricação. Materiais tratados termicamente, como os “stents” produzidos em Nitinol não apresentam tal ponto de concentração de tensão, sendo comum encontrar tensões mais altas nas pontes que fazem as ligações entre os anéis destes.

Como esperado, a distribuição de tensões é simétrica em torno do eixo central do “stent”, o que valida o modelo e as condições de contorno impostas.

Comparando-se o valor de tensão encontrado com os valores encontrados na bibliografia, percebe-se que apesar da diferença significativa de geometria, não há grande divergência dos valores de tensão usualmente encontrados.

Eshghi e outros (2011) encontra o valor de máxima tensão de von Mises no “stent” de 257,5MPa. Em seu trabalho, é feita uma análise por elementos finitos do comportamento do “stent” de aço inoxidável AISI 304, também implantado em uma artéria. As condições de contorno foram as mesmas aplicadas pelo presente estudo, apresentando somente uma diferença na geometria, o que caracteriza a ligeira diferença entre as tensões encontradas nos estudos. Por apresentar menor tensão máxima e pela distribuição de tensão mais uniforme, o modelo adotado por este trabalho mostra-se mais eficiente.

Em seu artigo, Schiavone e outros (2014) comparam diferentes materiais para fabricação dos “stents”, os dispositivos feitos com ligas de Mg e de aço inoxidável 316L tendem a experimentar maior deformação, em comparação aos feitos de ligas Co-Cr, apresentando menor rigidez radial. Porém, para projetos com flexibilidade semelhante, devido à geometria, os “stents” de aço inoxidável tendem a apresentar níveis relativamente baixos de estresse, devido à sua baixa tensão de escoamento e menor concentração de tensões quando comparada com aquelas feitas de liga de Co-Cr.

Percebe-se que o material empregado tem maior relevância quanto às tensões de von Mises que a geometria do “stent”, uma vez que comparando-se mesmo modelo de “stents”

de materiais diferentes, as tensões médias encontradas diferem em mais de 10% enquanto dispositivos de mesmo material e geometrias diferentes diferem em cerca de 5%.

O diâmetro exterior do “stent” sofre uma pressão externa devido à existência da placa de estenose e da pressão aplicada por ela, portanto, apesar da distribuição constante de tensões na seção transversal dos arames, a deformação predominante é negativa, ou seja, de compressão e é máxima nos pontos em que houve a maior tensão de von Mises, como mostram as figuras 14 e 15.

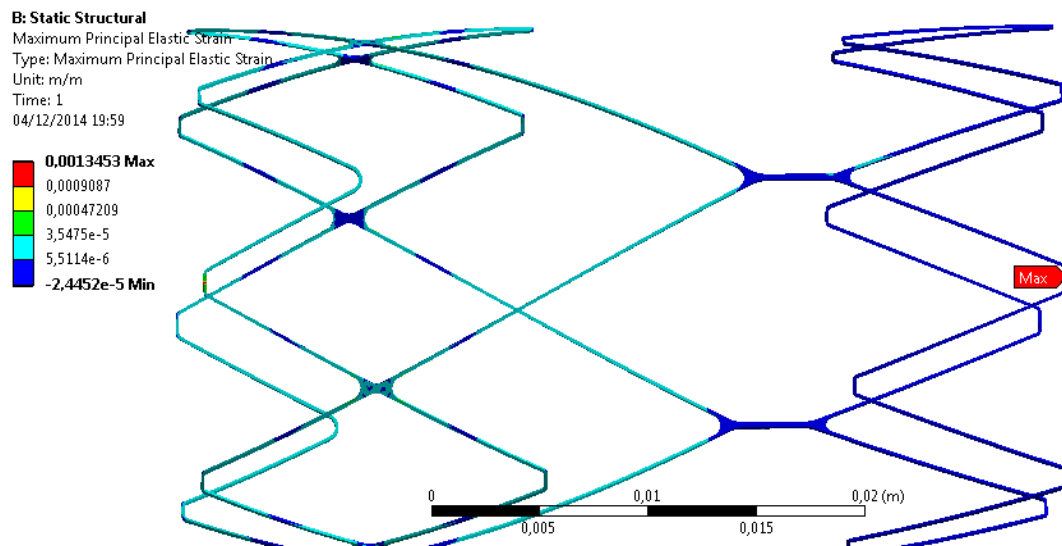


Figura 14 - Deformação total no "stent"

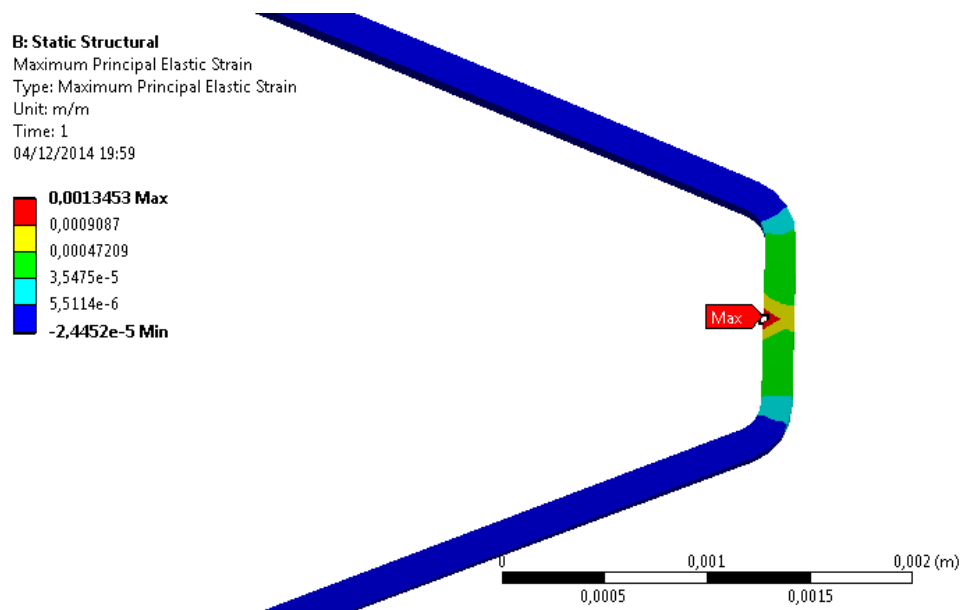


Figura 15 - Detalhe da deformação máxima

5 CONCLUSÃO

O trabalho apresenta uma metodologia para modelar um “stent” coronários utilizados no tratamento de estenose do vaso sanguíneo e analisa-lo quanto às tensões e deformações pelo método dos elementos finitos. A fim de aproximar com maior precisão da verdadeira condição, o modelo inclui pressão interna do sangue e a pressão da placa de estenose e vaso. De acordo com a análise, o dispositivo está apto a executar o serviço que lhe é proposto uma vez que a tensão predominante e a máxima tensão calculada representam 1,45% e 74,26% da tensão de escoamento do Inox 316, respectivamente.

É possível destacar também a veracidade das informações coletadas nos ensaios de tração, pois foram fundamentais para o cálculo e simulação correta do funcionamento do modelo, atestado pela proximidade de resultados do trabalho com outros similares.

Não foi objetivo deste trabalho analisar as possíveis consequências à veia e/ou artéria, quanto a possíveis tensões causadas nas paredes dos vasos.

A análise realizada e os resultados obtidos poderiam ser utilizados no desenho e otimização das propriedades geométricas e materiais dos “stents”, bem como em avaliação de seu desempenho em condições reais.

AGRADECIMENTOS

Os autores generosamente agradecem o apoio da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais – PUCMINAS, o Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico – CNPq – e a Fundação de Amparo a Pesquisa de Minas Gerais – FAPEMIG.

REFERÊNCIAS

ALVES FILHO, Avelino. **Elementos finitos: a base da tecnologia CAE: análise dinâmica**. São Paulo: Érica, 2005. 301p.

AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS. **E8/E8M – 13a**: Standard Test Methods for Tension Testing of Metallic Materials. Estados Unidos da America: ASTM International, 2013.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR 6152**: Materiais metálicos - Ensaio de tração à temperatura ambiente: Método de ensaio. Rio de Janeiro: ABNT, 1992.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR 6672**: Materiais metálicos - Determinação da dureza Vickers. Rio de Janeiro: ABNT, 1981.

AZAOUZI, M. et al. **Numerical investigations of the structural behavior of a balloon expandable stent design using finite element method**. Luxemburgo: ELSEVIER, 2012.

ESHGHI, N. et al. **Finite Element Analysis of Mechanical Behaviors of Coronary Stent**. Iran: ELSEVIER, 2011.

KUMAR, Gideon V. Praveen et al. **Biomaterial optimization in a percutaneous aortic valve stent using finite element analysis**. India: ELSEVIER, 2008.

KUMAR, Gideon Praveen et al. **Design and finite element-based fatigue prediction of a new self-expandable percutaneous mitral valve “stent”**. Singapura:ELSEVIER, 2013.

LALLY, C.; DOLAN, F.; PRENDERGAST, P.J.. **Cardiovascular stent design and vessel stresses:a finite element analysis**. Irlanda: ELSEVIER, 2004.

NEMATZADEH,F.;SADRNEZHAAD,S.K.. **Effects of material proprieties on mechanical performance of Nitinol “stent” designed for femoral artery: Finite element Analysis**. Iran:SCIENTIA IRANICA, 2012.

OTSUKA, K.; WAYMAN, Clarence Marvin (Ed.). **Shape memory materials**. Cambridge: Cambridge University Press, 1998. 284 p.

SCHIAVONE, A. et al. **Effects of material, coating, design and plaque composition on stent deployment inside a stenotic artery—Finite element simulation**. Inglaterra: ELSEVIER, 2014.

SOUZA, Sérgio Augusto de. **Ensaio Mecânicos de materiais metálicos: Fundamentos teóricos e práticos**. São Paulo: Blucher, 1982.

THÉRIAULT,Philippe et al. **Finite element modeling of a progressively expanding shape memory “stent”**. Canada: ELSEVIER, 2005.

THÉRIAULT, Phillippe et al. **Finite element modeling of a progressively expanding shape memory “stent”**. Canada:ELSEVIER, 2006.

WEI, Wu et al. **Delivery and release of nitinol “stent” in carotid artery and their interactions: A finite element analysis**. China:ELSEVIER, 2007.

WEI, Wu et al. **“stent” expansion in curved vessel and their interactions: A finite element analysis**. China:ELSEVIER, 2007.