

SIMULAÇÃO DO PROCESSO DE HIDROCONFORMAÇÃO POR ELEMENTOS FINITOS APLICADA AO PROCESSO DE EXPANSÃO DE STENTS PARA ANGIOPLASTIA

Tobias Anderson Guimarães
CEFET/MG – Uned Divinópolis
asptobias@yahoo.com.br

Rogério de Araújo
Universidade Federal de Uberlândia, Faculdade de Engenharia Mecânica
rogerau_mat@yahoo.com.br

Arthur Machado Langoni
Universidade Federal de Uberlândia, Faculdade de Engenharia Mecânica
arthur_truncks@yahoo.com.br

Sônia Aparecida Goulart de Oliveira
Universidade Federal de Uberlândia, Faculdade de Engenharia Mecânica
sgoulart@mecanica.ufu.br

Resumo. Atualmente, o processo de implante de stents para angioplastia é o procedimento mais usado para o tratamento da restenose nas artérias coronarianas. Neste contexto, o método dos elementos finitos é a principal ferramenta de análise a ser usada na avaliação do desempenho de um stent implantado na parede arterial. Hidroconformação de tubos tem sido largamente empregado na indústria automobilística para a fabricação de componentes tubulares das diversas partes de um veículo. Devido à similaridade com o processo de angioplastia, a simulação de hidroconformação de tubos por elementos finitos foi empregada neste trabalho para avaliar o comportamento do stent durante e após a expansão. A simulação do processo de expansão do stent foi realizada usando o software Stampack[®] de elementos finitos explícito não linear voltado exclusivamente para a simulação de estampagem de chapas em conformação mecânica. A partir dos resultados da simulação por elementos finitos, foi possível prever alguns parâmetros de projeto de interesse, tais como, a pressão de expansão necessária a ser aplicada no balão e o campo de tensões e deformações da estrutura do stent após a angioplastia.

Palavras-chave: angioplastia, elementos finitos não linear, hidroconformação, stents

1. INTRODUÇÃO

Na maioria dos casos, somente a terapia do cateter e balão inflável não é capaz de evitar a recuperação elástica ou restenose da parede da artéria após a angioplastia^{(1), (2)}. Para manter o diâmetro da artéria aberto para receber o fluxo de sangue, cardiologistas são induzidos a implantar uma prótese tubular metálica, conhecida como *stent*, durante o procedimento de angioplastia. Segundo Sigwart⁽³⁾, a principal função de um *stent* é reconstituir a parede arterial provocada pela estenose e suportar as forças de compressão após o implante.

Apesar do problema de restenose em artérias coronárias ser imediatamente resolvido pela angioplastia, ainda há risco de sua incidência entre 30% e 50% dos casos⁽¹⁾. Assim, os fabricantes de *stents* têm utilizado diferentes ferramentas de análise para identificar as possíveis causas de uma angioplastia mal sucedida. Uma abordagem possível é a fabricação de novos protótipos e a realização de experimentos para a avaliação do comportamento de um *stent* implantado na parede arterial. No entanto, a realização de ensaios de laboratório tem se mostrado custosa, cara e de difícil execução devido à tecnologia envolvida na fabricação de um novo modelo de *stent* e a

instrumentação requerida para medição dos seus parâmetros de projeto. Desta forma, o método dos elementos finitos tornou-se a principal ferramenta a ser empregado na modelagem da artéria, balão inflável e *stent* e simulação do processo de angioplastia.

Neste trabalho, é desenvolvida uma metodologia para a análise do procedimento de angioplastia usando a simulação do processo de hidroconformação de tubos por elementos finitos. Neste processo de fabricação, um fluido submetido à alta pressão é injetado em uma ferramenta de material hiperelástico a qual é usada para uma deformação do tubo metálico^{(4), (5)}. A hidroconformação tem sido largamente empregada na conformação de componentes automotivos, mas devido à similaridade com o processo de expansão do *stent*, ela será usada neste trabalho para a simulação por elementos finitos do balão de angioplastia.

O objetivo deste trabalho é extrair a pressão de expansão do balão e o campo de deformação plástica do *stent* na simulação do processo de hidroconformação de tubos por elementos finitos. Os modelos de *stents* que serão analisados foram desenvolvidos usando a técnica de otimização topológica. A seguir, será descrita a metodologia aplicada para criação do modelo tridimensional do *stent* e os passos usados na simulação de hidroconformação por elementos finitos no processo de angioplastia. Finalmente, serão analisados os campos de deformação plástica do modelo do *stent* após a expansão e a pressão necessária a ser aplicada no balão para angioplastia.

2. STENTS PARA ANGIOPLASTIA

A Figura 1 ilustra o cateter, balão inflável e *stent* tipicamente usado em angioplastia para o desbloqueio da artéria coronária⁽²⁾. Pode ser visto que o cateter é o tubo de menor diâmetro e que o balão e o *stent* estão no estado expandido. Quando o balão expande, o *stent* é sujeito a uma pressão de dentro para fora. Conseqüentemente, o diâmetro do *stent* é aumentado até que sua superfície externa entre em contato com a superfície interna da parede da artéria. Após a angioplastia, o *stent* deve reforçar a parede da artéria de forma a prevenir restenose ou a redução do seu diâmetro.

Geralmente, a restenose é causada tanto pela rigidez insuficiente do *stent* no estado expandido e implantado na artéria como pelas lesões produzidas na parede arterial devido às tensões de contato geradas pela interação entre o *stent* e a artéria. Atualmente, *stents* recobertos com fármacos têm sido largamente utilizados no tratamento da hiperplasia e restenose das artérias coronárias. Mesmo assim, o problema na revascularização coronária ainda não está totalmente resolvido e pesquisas adicionais são necessárias para a busca de soluções no tratamento da hiperplasia^{(1), (6)}. Outra forma de se evitar a restenose tem sido o projeto de *stents* rígidos e capazes de absorver uma grande quantidade de energia de deformação plástica durante a expansão⁽²⁾. Recentemente, foi aplicada a técnica de otimização de topologia como uma ferramenta no projeto da geometria de *stents* rígidos para angioplastia⁽⁷⁾. Neste trabalho, a simulação do processo de hidroconformação será empregado para a avaliação do desempenho dos modelos de *stents* otimizados desenvolvidos por Guimarães⁽⁷⁾.



Figura 1. Stent, balão expansível e cateter.

A estrutura de um *stent* é construída a partir da repetição de uma unidade que é distribuída ao longo de uma superfície cilíndrica de um tubo metálico com diâmetro entre 1.5 mm a 3.0 mm, antes da angioplastia. O material usado na construção de *stent* é geralmente o aço inoxidável 316 L ou uma liga de cobalto-cromo, titânio, platina ou ouro⁽²⁾. Para estes metais, quando o *stent* expande,

cada unidade repetida é sujeita a um grande deslocamento de tração na direção vertical, como pode ser visto na Fig. 2⁽⁸⁾. A partir desta expansão, cada unidade repetida sofre uma deformação plástica e o encruamento do material do *stent* reforça a parede da artéria. Adicionalmente, a geometria do *stent* é também projetada para ser estruturalmente rígida a fim de melhorar a capacidade de suporte da artéria após a angioplastia.

Quando o cateter e o *stent* se movem dentro do vaso sanguíneo com um pequeno raio, eles devem se curvar antes da expansão do balão. Assim, um *stent* deve também ser flexível durante a angioplastia, pois o cateter é usualmente sujeito às grandes deflexões dentro do regime elástico⁽⁹⁾. Os *stents* de primeira geração eram exclusivamente projetados para serem rígidos após a angioplastia e a flexibilidade não era considerada no seu projeto⁽²⁾. Entretanto, em algumas situações, o procedimento de angioplastia não poderia ser realizado por que o *stent*, cateter e balão inflável simplesmente não conseguiram se mover dentro da veia. Desde então, as geometrias dos *stents* têm sido modificadas e os elementos flexíveis têm sido incorporados nos projetos da maioria dos *stents* comerciais.

Por exemplo, na Fig. 2, é observada a presença de estruturas com a forma senoidal na direção longitudinal colocada entre as estruturas sujeitas à deformação plástica. A função principal destas estruturas é melhorar a flexibilidade do *stent* na direção longitudinal e tornar angioplastia um procedimento viável.

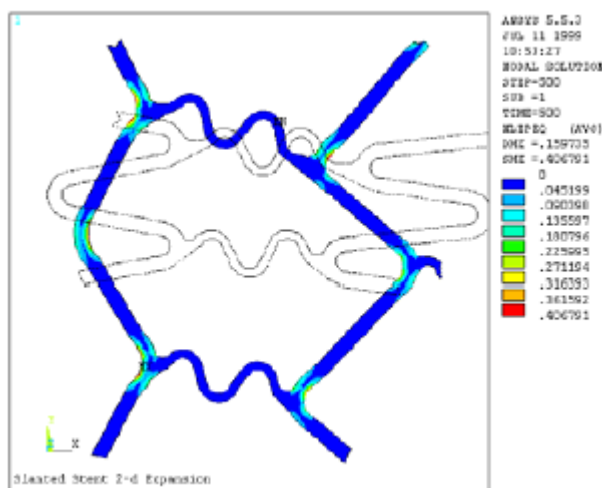


Figura 2. Geometria de uma célula de *stent* comercial⁽⁸⁾.

3. PROJETO DE *STENTS* TRIDIMENSIONAIS

A figura 3 ilustra o modelo plano do *stent* que será avaliado neste trabalho usando simulação do processo de hidroconformação. Maiores detalhes da metodologia de desenvolvimento da geometria de projeto deste modelo de *stent* estão descritos em Guimarães⁽⁷⁾. Após a geração das estruturas planas mostradas nas fig. 3, ela foi envolta em uma forma cilíndrica para gerar uma estrutura de *stent* tridimensional. Desta forma, a geometria do *stent* se torna um volume ou um modelo sólido cilíndrico tridimensional. Um arquivo de formato .igs foi criado a partir do modelo de *stent* tridimensional no software Autocad/Mechanical Desktop[®] e importado no software *Stampack*[®] de elementos finitos. Finalmente, o modelo geométrico do balão e seus anéis foram criados no software *Stampack*[®] usando as ferramentas de desenho disponíveis deste programa.

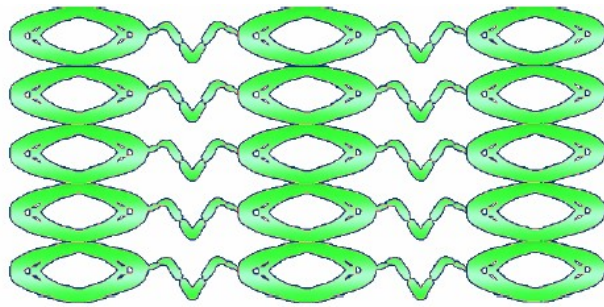


Figura 3. Modelo plano das células distribuídas

4. SIMULAÇÃO DA HIDROCONFORMAÇÃO DE *STENTS* POR ELEMENTOS FINITOS

A hidroconformação de um tubo pode ser definida como um processo de fabricação no qual um carregamento combinado de pressão interna aplicada a um meio fluido e forças de compressão é usado para obter componentes tubulares com seções transversais diferentes⁽⁵⁾. Com os avanços nos controles de computador e sistemas hidráulicos de alta pressão, este processo tem se tornado um método viável para produção em massa de componentes automotivos, como por exemplo, peças de escapamento, estruturas de radiador, eixos dianteiros e traseiros, etc.⁽⁵⁾. De fato, hidroconformação de tubo tem várias vantagens quando comparada com os processos convencionais de estampagem, como por exemplo, a consolidação de partes em apenas uma operação e a produção de componentes com maior rigidez. Entretanto, esta tecnologia ainda precisa de desenvolvimento e pesquisa já que a maioria do conhecimento é baseada na experimentação e simulação do processo por tentativa e erro^{(5), (10)}.

Na prática, a hidroconformação de tubo é um processo de deformação não linear e a predição analítica da qualidade dos parâmetros do componente manufaturado, como, o enrugamento e o estreitamento, são disponíveis somente para alguns casos da peça com geometria simples. Neste contexto, o método de elementos finitos tem provado ser uma ferramenta de simulação indispensável para a análise destes parâmetros^{(5), (10), (4)}.

Hidroconformação é um processo de fabricação dinâmico dependente do tempo e das tensões de contato entre superfícies sólidas plasticamente deformadas. Por esta razão, a maioria dos códigos de elementos finitos para a simulação deste processo usa uma aproximação inversa ou explícita. A aproximação incremental ou implícita dá uma descrição detalhada de todo o processo. Todavia, a aproximação incremental requer algoritmos de contato eficientes e robustos, pois a presença física de ferramentas e da chapa e todos os parâmetros do processo são considerados. Por esta razão, a aproximação explícita é mais eficiente computacionalmente se comparada com a abordagem incremental. Na aproximação explícita a forma final e campos de deformação e tensão da chapa e ferramentas são computados a partir das condições iniciais e de contorno e nenhum algoritmo de contato é requerido.

Embora o método inverso seja uma aproximação computacionalmente eficiente, o tempo total para simulação do processo de expansão do *stent* pode se tornar extremamente longo. Quanto menor a dimensão do menor elemento finito presente na malha da estrutura, maior é o tempo crítico requerido para a computação do processo de hidroconformação. Este tempo crítico usado no processo de solução não linear representa o período mínimo de tempo que a onda de tensão propagando no material pode assumir. Se o período de tempo é menor que o tempo crítico, não há resolução suficiente no tempo e o código de elementos finitos não é capaz de prever o comportamento dinâmico e as tensões de contato entre a chapa e a ferramenta. Para a simulação da expansão do *stent*, as dimensões do tamanho mínimo do elemento finito são da ordem de microns e o tempo crítico para a computação pode se tornar impraticável.

Será usada a teoria da similitude em engenharia para a simulação da expansão do modelo do *stent* e do balão. A idéia é multiplicar as dimensões do *stent* e do balão expansível para um fator de escala para se obter o modelo para angioplastia na escala ampliada. Desta forma, a menor dimensão

de elemento finito é aumentada e o tempo crítico para simulação de elementos finitos é reduzido. A partir dos resultados dos modelos com as dimensões ampliadas, é possível extrair os parâmetros de projeto do modelo original do *stent* por meio do teorema da similitude entre os modelos⁽¹¹⁾.

5. MODELOS DE MATERIAIS DO *STENT* E BALÃO INFLÁVEL

O software Stampack® foi criado para a simulação de elementos finitos do processo de estampagem de chapas metálicas sujeitas a um carregamento dinâmico variável com o tempo. Portanto, os modelos de materiais disponíveis neste software são exclusivamente dedicados a este tipo de processo. A ferramenta usada para aplicação de pressão interna na hidroconformação de tubo é um material hiperelástico, similar a borracha, sujeita a grandes deformações. A adaptação destes modelos de materiais ao problema da expansão do *stent* e do balão na angioplastia é discutida a seguir.

5.1. Modelo de Material Elástico-plástico do Stent

Neste trabalho serão considerados apenas o balão expansível e o *stent* feito de aço inoxidável 316L. Na literatura, a maioria dos artigos modela este material usando um modelo bilinear de encruamento isotrópico^{(9), (12)}. Como o material do *stent* é isotrópico, um modelo de Von Mises para o cálculo da tensão equivalente é usado em uma estimativa do estado de deformação plástica. No software Stampack®, a tensão equivalente do material sujeita a um estado geral de tensão é computada considerando-se a anisotropia do material:

$$\sigma_{eq}^2 = \sigma_{11}^2 + \frac{r_0(1+r_{90})}{r_{90}(1+r_0)} \sigma_{22}^2 - 2 \frac{r_0}{1+r_0} \sigma_{11} \sigma_{22} + \frac{(1+2r_{45})(r_0+r_{90})}{r_{90}(1+r_0)} \sigma_{12}^2, \quad (1)$$

onde σ_{11} , σ_{22} , representam os componentes de tensão normal e σ_{12} , a tensão cisalhante. Os parâmetros r_0 , r_{45} , r_{90} , conhecidos como coeficientes de Lankford, determina a anisotropia do material. Os subscritos 0, 45 e 90 são os ângulos de anisotropia do material medidos em graus. Quanto maior é a magnitude dos coeficientes de Lankford, maior que a anisotropia entre as direções. Para o aço inoxidável 316L usado na fabricação do *stent*, os coeficientes de Lankford são iguais a um uma vez que o material não possui anisotropia em qualquer direção. Neste caso, pode ser demonstrado que o modelo de material descrito na Equação 1, chamado Hill 48, corresponde ao modelo de material de Von Mises⁽¹³⁾.

A evolução da superfície produzida, definida na equação 1 depende da relação entre a tensão equivalente e a deformação plástica. Para o modelo bilinear com encruamento isotrópico do material, a tensão equivalente muda linearmente com a deformação dentro da faixa plástica. Este modelo tem sido comumente usado para a simulação da expansão do *stent*. Na simulação do processo de estampagem, modelos de material exponencial têm sido usados como lei de encruamento em vez do modelo linear. Nestes modelos, o erro entre o comportamento tensão e deformação experimental e teórico é reduzido. Neste trabalho, será usado o modelo de Ludwik-Nadai:

$$\sigma_{eq} = K(\varepsilon_{po} + \varepsilon_p)^n, \quad (2)$$

onde K , n e ε_{po} e ε_p , são os parâmetros do material a serem determinados experimentalmente através do teste de tensão uniaxial em um corpo de prova de aço inoxidável 316L. Os valores destes parâmetros para vários materiais metálicos usados na construção de chapas, incluindo o aço inoxidável 316L, estão disponíveis no software Stampack®. Os parâmetros do aço para *stent* são descritos na Tabela 1.

Tabela 1. Parâmetros do modelo de Ludwik-Nadai para o aço inoxidável 316L.

| Parâmetros | Magnitude |
|--------------|-----------|
| K | 116.4 MPa |
| N | 0.28 |
| ϵ_p | 0.21 |

5.2. Modelo de Material Hiperelástico do Balão Inflável

O material usado na fabricação do balão de angioplastia é um polímero com forma tubular e pequena espessura sujeita à grandes deformações. Atualmente, há vários tipos de materiais a serem usados na fabricação do balão expansível. Os materiais para o balão de angioplastia de primeira geração eram flexíveis e a forma final do *stent* após a expansão tinha algumas irregularidades. Hoje, o material do balão é mais rígido e a expansão do *stent* é mais uniforme. O poliuretano é a base do material a ser usado na fabricação do balão. Ele pode ser combinado com outro material, como o nylon, de forma a melhorar algumas propriedades mecânicas, como por exemplo, a força e a rigidez do balão no estado expandido.

O cálculo da tensão em um material do tipo da borracha é baseado na teoria da deformação finita. Uma vez definida a função densidade de energia de deformação, W , ou lei constitutiva para a borracha, os componentes de tensão são derivados pela diferenciação de W com respeito aos componentes de tensão⁽¹⁴⁾. O software Stampack[®] emprega o modelo de Ogden para a definição da densidade de energia de deformação:

$$W = \sum_{i=1}^N \frac{\mu_i}{\alpha_i} (\lambda_1^{-\alpha_i} + \lambda_2^{-\alpha_i} + \lambda_3^{-\alpha_i} - 3), \quad (3)$$

onde λ_1, λ_2 e λ_3 são os principais razão de estiramento do material, e μ_i, α_i são os parâmetros escalares do modelo de Ogden. Neste trabalho, a borracha será considerada incompressível, pois a razão entre seu volume deformado e o volume original do balão são iguais a um. O parâmetro N define a ordem do modelo de Ogden. Neste trabalho, será usado um modelo com três parâmetros ($N=3$) para o balão de poliuretano. Os parâmetros do modelo de densidade de energia de deformação para o material da borracha do balão, a serem usados na expansão do *stent*, são mostrados na Tabela 2. Uma função do tipo Mooney-Rivlin também pode ser aplicada na modelagem do balão hiperelástico de borracha de poliuretano⁽¹²⁾. Entretanto, o modelo de Ogden prevê um melhor ajuste aos dados experimentais para a densidade de energia de deformação da borracha, particularmente para grandes deformações, quando comparada com o modelo de Mooney-Rivlin⁽¹⁴⁾.

Tabela 2: Parâmetros do modelo de Ogden para o balão de poliuretano.

| Parâmetros | Magnitude |
|------------|-----------|
| α_1 | 1.3 |
| μ_1 | 6.3 |
| α_2 | 5.0 |
| μ_2 | 0.013 |
| α_3 | -2.0 |
| μ_3 | -0.1 |

6. PARÂMETROS DE PROJETO DO STENT E BALÃO

Após a simulação de elementos finitos, os parâmetros de projeto do *stent* e do balão foram extraídos e analisados na etapa de pós-processamento do software Stampack[®]. O programa Stampack[®] fornece uma descrição completa dos campos de deslocamento, deformação e tensões do

stent e balão no estado expandido após a simulação da hidroconformação. Outros parâmetros, como dobramento, conformação e estiramento da parte final também podem ser analisados no estágio de pós-processamento do Stampack®. Os parâmetros analisados foram os seguintes:

6.1. Pressão Interna a ser Aplicada no Balão Inflável

Usualmente, os fabricantes de balão fornecem uma curva de pressão interna *versus* o diâmetro final do *stent* após a expansão. Com isto, o cardiologista conhece qual a pressão interna a ser aplicada no balão expansível para expandir o *stent* até o diâmetro especificado pela parede da artéria. Na prática, esta curva é determinada experimentalmente por meio de tentativa e erro já que o processo de expansão é altamente não linear devido às deformações plásticas e a complexidade geométrica do projeto de *stent*. Em geral, a curva de pressão interna *versus* diâmetro é definida analiticamente apenas para a geometria simples da chapa no processo de hidroconformação^{(5), (10)}.

Neste trabalho, a magnitude da pressão interna a ser aplicada no balão será estimada fazendo-se algumas iterações do processo de simulação de hidroconformação do *stent*. Um valor inicial para a pressão interna será estimado para a simulação e o diâmetro do *stent* expandido será checado. Subsequentemente, a pressão interna será ajustada por tentativa e erro de acordo com o diâmetro final observado no balão e no *stent*. A pressão estimada não deverá ser maior que a pressão nominal máxima (geralmente 12 atm ou 1.21 MPa) a ser aplicada em um balão expansível para angioplastia⁽²⁾. Uma pressão extremamente alta pode causar uma ruptura do material do balão ou provocar danos na parede da artéria durante a expansão.

6.2. Distribuição de Deformação Plástica no Stent Expandido

Após a angioplastia, é desejado que os campos de força plástica do material da estrutura do *stent* sejam uniformemente distribuídos. Isto significa que a conformabilidade ou habilidade da estrutura do *stent* de absorver energia de deformação plástica é alta. Desta forma, o diâmetro do *stent* pode aumentar durante a expansão sem a ruptura do material. Outra vantagem é a presença de várias regiões encruadas no material da estrutura do *stent* implantado na parede da artéria. Por esta razão, a capacidade de suporte da parede da artéria provida pelo *stent* expandido será melhorada.

A partir da distribuição de deformação plástica, é possível visualizar a região no material do *stent* onde a tensão equivalente é maior que o limite de ruptura. Além disso, os mapas de tensão mostram as regiões enrugadas e estiradas no *stent* expandido. Nas regiões com maior estiramento, a espessura do material diminui por causa das grandes tensões. Por outro lado, o enrugamento ocorre devido às deformações de compressão do *stent*. Para se prevenir falha do *stent* após a expansão do balão, estas regiões deveriam ser evitadas.

7. ANÁLISE DOS RESULTADOS OBTIDOS

A Figura 4 mostra o balão e a geometria do *stent* antes do processo de expansão. De fato, a geometria mostrada na fig. 4 representa o modelo em escala ampliada do balão original e do *stent*. Para se obter este modelo ampliado, as dimensões da geometria original foram multiplicadas por 100. O projeto da geometria do *stent* foi criado usando a metodologia descrita no item 3. Os anéis ilustrados na figura restringem o movimento de expansão nas extremidades do balão. O diâmetro interno do *stent* é igual ao diâmetro externo do balão. Ambos são iguais a 278 mm. Os comprimentos do balão expansível e *stent* são 4000 mm e 1298 mm, respectivamente. A espessura constante do *stent* 01 foi assumida como 10 mm. O balão teve espessura variável nas extremidades. Nas extremidades do balão, a espessura varia linearmente de 30 a 100 mm. No meio do balão, a espessura é constante e igual a 30 mm. A Figura 07 ilustra a geometria da espessura variável do balão.

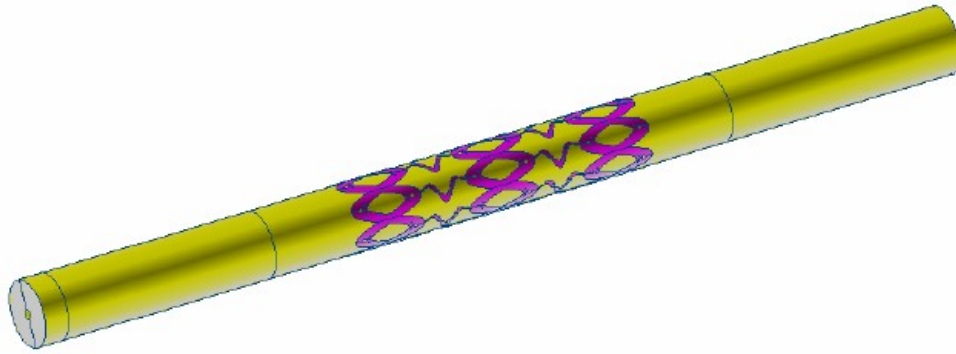


Figura 4. *Stent* e balão inflável antes da expansão.

No software Stampack[®], o balão expansível é um modelo de sólido volumétrico e a chapa é considerada como um modelo de casca. No balão, são usados elementos estruturados com volume hexaédrico e a malha do *stent* é criada de elementos triangulares não estruturados. A espessura do *stent* é considerada na formulação dos elementos finitos na estrutura de sua superfície. A Figura 5 mostra a estrutura da superfície do *stent*, a estrutura da superfície dos anéis e a superfície interna do balão expansível que será sujeita à pressão interna.

Após algumas simulações, a pressão máxima a ser aplicada na superfície interna do balão foi selecionada por tentativa e erro como sendo 0.25×10^9 Pa. Esta pressão aumentou o diâmetro original do *stent* em cerca de 60%. A forma final do balão e do *stent* após a expansão são mostradas na Fig. 6. Usando a teoria da similitude, pode ser demonstrado que a pressão interna para expandir o modelo original é a pressão a ser aplicada no modelo de escala aumentada multiplicada por 10^{-4} ⁽¹¹⁾. Por esta razão, a pressão a ser aplicada no bloco do modelo atual é 0.25 MPa. Como este valor é menor que a pressão nominal máxima (1.21 MPa) usada nos balões para angioplastia comerciais, é esperado que a angioplastia seja um procedimento seguro e sem danos para a parede da artéria.

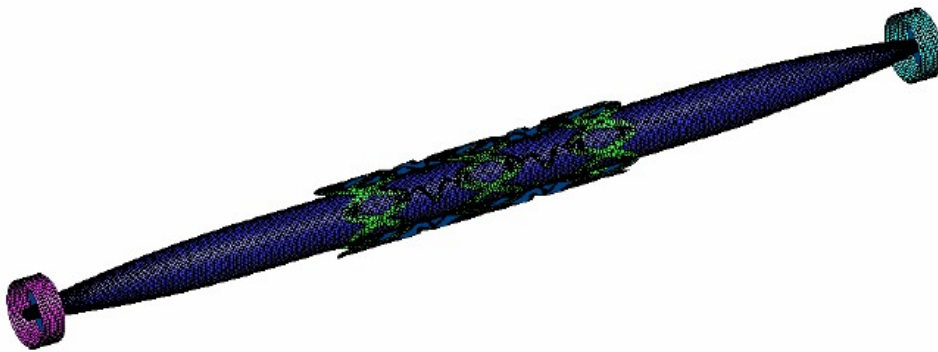


Figura 5. Malha de elementos finitos do *stent* e balão.

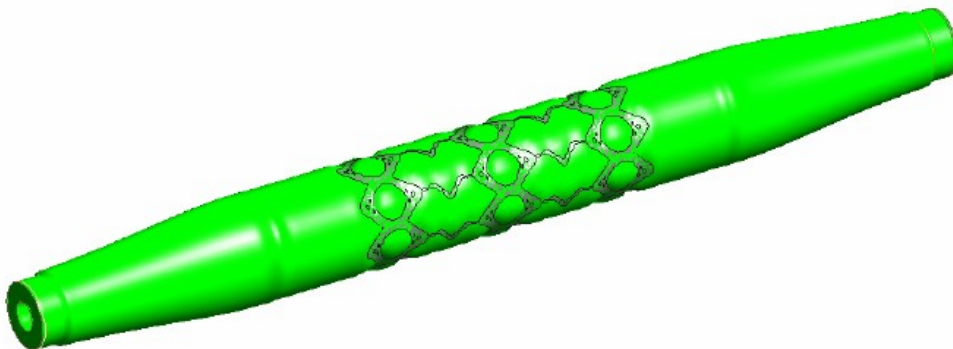


Figura 6. *Stent* e balão inflável no estado expandido.

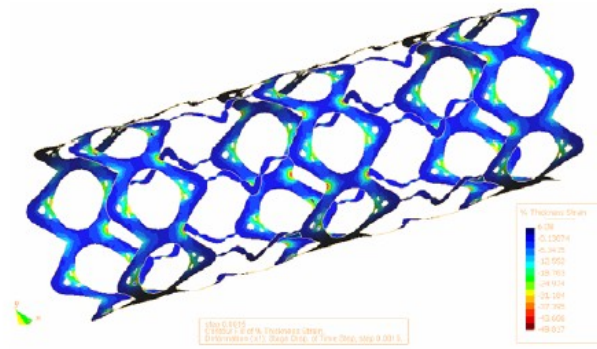


Figura 7. Deformação plástica no *stent* expandido.

A distribuição da deformação plástica do *stent* expandido é ilustrada na fig. 7. Como pode ser visto, o encruamento é maior que nas regiões perto dos 3 furos da estrutura do canto esquerdo do *stent*. O encruamento destas regiões plasticamente deformadas adicionou rigidez a cada unidade repetitiva do *stent* para manter a parede da artéria aberta. A deformação plástica máxima de Von Mises observada no *stent* expandido foi 58% e a deformação correspondendo à tensão máxima para o aço inoxidável 316L é 50%. Entretanto, devido à alta ductilidade do aço inoxidável 316L, é esperado que a estrutura do *stent* possa expandir e deformar sem a ruptura do material.

8. CONCLUSÕES

Neste trabalho foi desenvolvida uma metodologia para a análise do modelo tridimensional de *stent* e balão usando a simulação de hidroconformação por elementos finitos. As topologias ótimas da unidade repetitiva do *stent* foram os pontos de partida para a criação do modelo tridimensional. A partir desta simulação do modelo em escala ampliada, o tempo de processamento por elementos finitos foi reduzido e a pressão interna a ser aplicada no balão, assim como o campo de deformação plástica do *stent* foram analisadas. Isto provou que a simulação de hidroconformação em tubo por elementos finitos explícitos, extensivamente usados para o estudo de hidroconformação de componentes automotivos, é também uma ferramenta viável a ser empregada na análise do comportamento mecânico dos *stents* para angioplastia.

Os parâmetros do projeto extraídos do estágio de pós-processamento provaram que a geometria do *stent* e do balão satisfazem as especificações requeridas para o procedimento de angioplastia. A pressão de expansão a ser aplicada no balão é significativamente menor que a pressão nominal máxima comumente usada na prática. Consequentemente, o risco de ruptura do balão e dano da parede da artéria é diminuído. Também foi provado que o campo de deformação plástica é mais distribuído no modelo de *stent* tridimensional se comparado com as células de *stent* tradicionais (por exemplo, veja Fig.2). Isto melhora a rigidez do *stent* a ser implantado em uma parede arterial e reduz o risco de restenose após a angioplastia.

9. AGRADECIMENTOS

Os autores gostariam de agradecer o suporte financeiro dado pela CAPES, CNPq e Fapemig.

10. REFERÊNCIAS

1. Gun, C.; Santos Filho, E. G.; Abdo, G. L. and Orel, M., 2002, "Prevention of Restenosis After the Coronary Angioplasty: Mith or Reality (in portuguese)?" *Reviews of Medicine*, São Paulo, Vol. 81, pp. 31 – 41.
2. Serruys, P. W. and Kutryk, M. J. B., 1998, "Handbook of Coronary Stents", Ed. Martin Dunitz.

3. Sigwart, U., 1997, "Stents: a Mechanical Solution for a Biological Problem?", *European Heart Journal*, Vol. 18, pp. 1068 – 1072.
4. Ahmetoglu, M. and Altan, T., 2000, "Tube Hydroforming: State-of-the-Art and Future Trends", *Journal of Materials Processing Technology*, Vol. 98, pp. 25 – 33.
5. Batalha, G. F.; Abrantes, J. P. and Szabo-Ponce, A., 2005, "Experimental and Numerical Simulation of Tube Hydroforming", *Journal of Materials Processing Technology*, Vol. 164 – 165, pp. 1140 – 1147.
6. Prendergast, P. J.; Lally, C. and Dolan, F., 2005, "Cardiovascular Stent Design and Vessel Stresses: a Finite Element Analysis", *Journal of Biomechanics*, Vol. 38, pp. 1574 – 1581.
7. Guimarães, T. A., 2005, "Application of the Topological Technique to the Stents Cells Design for Angioplasty (in portuguese)", PhD. Thesis, Federal University of Uberlândia, Uberlândia, Brazil, 125p.
8. Ahmad, A. and Barrett, P., 1999, Private Communication.
9. Petrini, L.; Migliavacca, F.; Auricchio, F. and Dubini, G., 2004, "Numerical Investigation of the Intravascular Coronary Stent Flexibility", *Journal of Biomechanics*, Vol. 37, pp. 495 – 501.
10. Aydemir, A.; de Vree, J. H. P.; Brekelmans, W. A. M.; Geers, M. G. D.; Sillekens, W. H. and Werkhoven, R. J., 2005, "An Adaptive Simulation Approach Designed for Tube Hydroforming Processes", *Journal of Materials Processing Technology*, Vol. 159, pp. 303 – 310.
11. Murphy, G., 1950, "Similitude in Engineering", Ed. Ronald Press Company.
12. Chua, S. N. D.; MacDonald, B. J. and Hashimi, M. S. J., 2003, "Finite Element Simulation of Stent and Balloon Interaction", *Journal of Materials Processing Technology*, Vol. 143-144, pp. 591 – 597.
13. Hill, R., 1985, "The Mathematical Theory of Plasticity", Ed. Oxford University Press.
14. Ogden, R. W., 1984, "Nonlinear Elastic Deformations", Ed. Dover Publications Inc.