

EXPANSÃO DO STENT PARA ANGIOPLASTIA POR HIDROCONFORMAÇÃO

Rogério de Araújo, Universidade Federal de Uberlândia - UFU, Faculdade de Engenharia Mecânica - FEMEC
Campus Santa Monica, 38406-902, Uberlândia - MG, rogerau_mat@yahoo.com.br

Sonia A. G. de Oliveira, Universidade Federal de Uberlândia - UFU, Faculdade de Engenharia Mecânica -
FEMEC Campus Santa Monica, 38406-902, Uberlândia - MG, sgoulart@mecanica.ufu.br

Tobias A. Guimarães, Universidade Federal do Triângulo Mineiro - UFTM, 38025-180, Uberaba/MG,
asptobias@yahoo.com.br

Resumo. As doenças cardiovasculares, antes tratadas pela cirurgia de ponte de safena, têm sido tratadas atualmente por um procedimento minimamente invasivo, chamado angioplastia. Neste procedimento, uma prótese metálica conhecida como stent é montada sobre o cateter-balão e implantado na região da artéria obstruída diminuindo as possibilidades de ocorrer uma restenose. O intuito deste trabalho é simular e encontrar uma pressão que ao final do processo de expansão descreva o diâmetro final semelhante ao lúmen da artéria no local ao qual se está aplicando o stent e ainda analisar a possível ocorrência de danos em sua estrutura. A simulação do implante do stent foi realizada usando o processo de hidroconformação disponível no programa Stampack[®] de elementos finitos explícito. Na expansão do stent, a pressão é aplicada diretamente sobre a sua superfície interna o que descarta a necessidade da modelagem do balão inflável na simulação do processo de implante. Os resultados apresentados são significativos para a análise do comportamento do stent durante o processo de implante.

Palavras chave: biomecânica, elementos finitos explícitos, hidroconformação, stents

1. INTRODUÇÃO

As doenças arteriais coronarianas são as principais responsáveis por mortes nos países ocidentais. Apenas nos Estados Unidos, esta doença causa cerca de meio milhão de mortes em ambos os sexos todos os anos, tendo como as principais manifestações a angina, o infarto agudo do miocárdio, insuficiência cardíaca e a morte súbita (Gun et al., 2003). As artérias coronárias, responsáveis pela irrigação do coração, sofrem gradualmente obstruções e isto se dá devido ao uso do tabaco, o sedentarismo, a diabetes, a obesidade, dentre outras.

O processo de angioplastia consiste na secção de uma artéria na região da virilha, onde se introduz um cateter que navega até o local onde a artéria se encontra obstruída, fazendo assim a desobstrução da mesma e juntamente com a aplicação do stent, restabelecer a normalidade do fluxo sanguíneo.

O stent é montado sobre um pequeno balão inflável feito de um material hiperelástico a base de poliuretano e nylon. A expansão do stent é o resultado da injeção de um fluido aplicado na superfície interna do balão, o que provoca o aumento do seu diâmetro até o ponto necessário para reforçar a parede arterial.

O stent é geralmente fabricado com algumas ligas metálicas, podendo ser estas o aço inoxidável 316L, o Nitinol (liga de níquel-titânio) e a liga Cobalto-cromo, a mais utilizada recentemente, devido as melhores propriedades mecânicas e ao menor índice de rejeição após o implante.

O objetivo deste trabalho é encontrar uma pressão que ao final do processo de expansão descreva o diâmetro final previamente desejado, sendo esse diâmetro semelhante ao lúmen da artéria no local ao qual se está aplicando o stent, e ainda analisar a possível ocorrência de danos em sua estrutura que possam comprometer sua integridade.

2. MATERIAIS E METODOS

Para que um stent seja mecanicamente funcional, ele deverá ser flexível durante o processo de implante e rígido quando implantado na artéria. A flexibilidade é o que determina se o stent conseguirá acompanhar os movimentos do cateter pelos caminhos tortuosos da artéria coronária, para que o material não sofra deformação plástica e trabalhe somente no regime elástico. Ao mesmo tempo, a rigidez do stent no estado expandido não poderá permitir que o diâmetro do lúmen da artéria coronariana diminua, evitando assim o aparecimento da restenose (Serruys and Kutryk, 1998).

Como citado anteriormente, um stent pode ser fabricado a partir de várias ligas metálicas. Neste trabalho em particular, foi estudado apenas stent de aço inoxidável 316L, pois este ainda é o material mais empregado na fabricação de stents comerciais.

2.1 Processo de simulação da expansão do stent por hidroconformação

A hidroconformação do tubo pode ser definida como um processo de fabricação que combina esforços de compressão e pressão interna aplicada a um meio fluido, na obtenção de componentes tubulares com seções transversais diferentes (Batalha et al., 2005).

A hidroconformação é um processo muito utilizado na fabricação de componentes automotivos, tais como partes de escapamento, estruturas de radiador, eixos dianteiros e traseiros, peças do corpo, etc. (Ahmetoglu e Altan, 2000). Simulação da hidroconformação por elementos finitos será usada neste trabalho para estudar o comportamento mecânico do stent durante sua expansão. Este procedimento foi escolhido pelo fato da hidroconformação de um tubo sujeito à pressão interna radial de um fluido e o processo de expansão do stent serem totalmente análogos. Vale lembrar apenas que o processo real de expansão do stent possui dimensões milimétricas, enquanto o processo de hidroconformação de um componente tubular automotivo possui dimensões de ordem bem maior.

Neste processo de simulação da expansão do stent por hidroconformação foi feito uso do software Stampack®, que é um programa de elementos finitos explícito.

Após o modelo de stent ser importando foram feitas correções necessárias na geometria, como mostra a Figura (1). gerou-se a malha de elementos finitos do modelo de stent, usando elementos triangulares não estruturados. Em seguida definiu-se as propriedades presentes do processo e as características do material, neste caso as características do aço inoxidável 316L. Ao término das definições das propriedades dos materiais usados no processo passou-se então para a etapa das operações e definição da superfície na qual foi aplicada a pressão do fluido.

Foi adotada na simulação deste modelo uma escala ampliada da ordem de 1:100. Após a ampliação, o diâmetro externo do stent foi de 300 mm, seu comprimento de 1017 mm e sua espessura 10 mm. Esta medida foi tomada com o intuito de promover uma redução do tempo computacional, pois em programas de elementos finitos do tipo explícito, tal como o Stampack®, quanto menor o tamanho do menor elemento presente na malha, maior é o tempo de processamento (Manual Stampack, 2002).

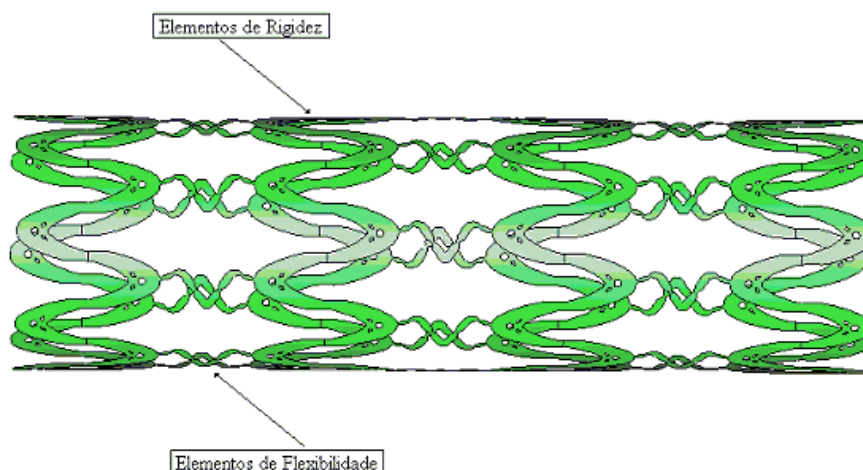


Figura 1. Geometria tridimensional do stent.

3. ANALISE DOS RESULTADOS

Após algumas simulações, a pressão máxima a ser aplicada na superfície interna do stent em escala ampliada foi selecionada por tentativa e erro como 63 MPa. Esta pressão provocou um aumento de 125%, no diâmetro original do stent. A forma final do stent após a expansão é mostrada na Figura 2.

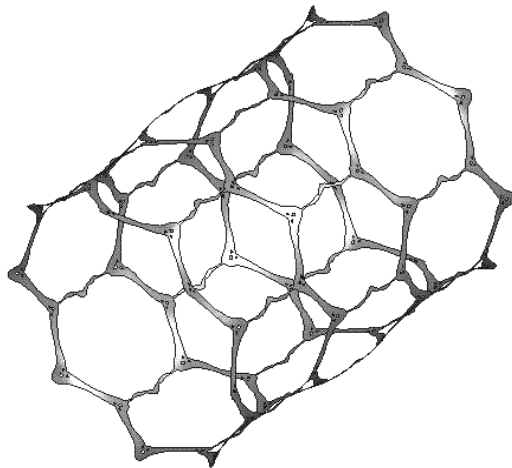


Figura 2. Forma final do stent após a simulação de expansão.

A distribuição da deformação plástica do stent expandido é mostrada na Figura 3. Como pode ser visto, a deformação plástica é maior na região interna das células de rigidez, causando o encruamento destas regiões. Este encruamento contribui para aumentar a rigidez de cada unidade repetitiva do stent o que necessário para manter a parede da artéria aberta.

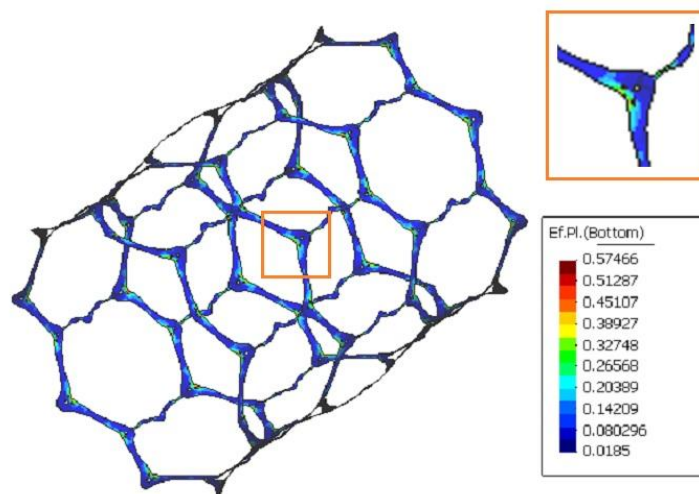


Figura 3. Deformação plástica efetiva.

Também foi possível avaliar a ausência de riscos de ruptura do material do modelo de stent avaliado neste trabalho, que pode ser comprovado observando a Figura 4. No Diagrama Limite de Conformabilidade (DLC) pode ser visto uma nuvem de pontos correspondentes a cada nó da malha do stent, no que diz respeito às deformações sofridas pelo material conformado em consequência da operação de hidroconformação e também a Curva Limite de Conformabilidade (CLC), que delimita a combinação segura de deformação plástica suportada pelo material do stent. São seguros os pontos que se encontram abaixo da CLC.

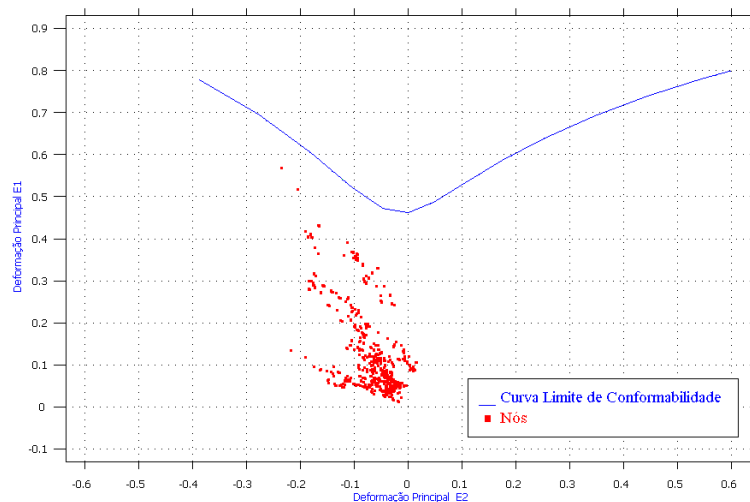


Figura 4. Diagrama Limite de Conformabilidade (FLD).

4. CONCLUSÕES

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 plástico do stent foi analisado. 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 satisfaz algumas especificações requeridas para o procedimento de angioplastia. A pressão de expansão a ser aplicada no processo é significativamente menor que a pressão nominal máxima comumente usada na prática, conseqüentemente, o risco de ruptura do stent e dano da parede da artéria é diminuído.

5. REFERÊNCIAS

- 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.
- Manual Stampack, Sheet stanping and forming analysis – Conceptos Básicos. QuantechATZ, Version 5.4, Barcelona, 2002.
- 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.
- 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.
- Serruys, P. W., Kutryk, M. J. B., Handbook of Coronary Stents. Ed. Martin Dunitz, 1998.

6. RESPONSABILIDADE PELAS INFORMAÇÕES

O(s) autor(es) é (são) os únicos responsáveis pelas informações incluídas neste trabalho.