

# Simulação de expansão do stent por hidroconformação

**Rogério de Araújo**, Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Federal de Uberlândia, e-mail: [rogerau\\_mat@yahoo.com.br](mailto:rogerau_mat@yahoo.com.br)

**Tobias Anderson Guimarães**, Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Federal de Uberlândia, e-mail: [asptobias@yahoo.com.br](mailto:asptobias@yahoo.com.br)

**Sonia A. G. Oliveira**, Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Federal de Uberlândia, e-mail: [sgoulart@mecanica.ufu.br](mailto:sgoulart@mecanica.ufu.br)

## Introdução

Um dos tratamentos mais utilizados na desobstrução de vias arteriais bloqueadas por placas de gorduras, é a Angioplastia. Estas obstruções arteriais são causadoras de um grande número de mortes em todo o mundo, e são provocadas por sedentarismo, uso de tabaco, dentre outros (Serruys e Kutryk, 1998). A Angioplastia é um método minimamente invasivo na qual se introduz uma prótese (stent) com o auxílio de cateter. Em uma de suas versões, o stent é introduzido com ajuda de um outro modelo de cateter, este com um pequeno balão na sua extremidade, onde este balão é inflado no interior da artéria do paciente, com a intenção de expandir o stent de forma a melhorar o fluxo sanguíneo no local obstruído.

O stent é uma malha tubular metálica, normalmente confeccionado em aço inoxidável, ligas Níquel-Titânio e uma nova liga de Cobalto-Cromo, esta tem sido a mais utilizada recentemente. Sua função é evitar a tendência natural de fechamento da artéria após a Angioplastia, esse fechamento recebe o nome de Restenose e sua frequência varia entre 30% e 40% (Caramori et al., 1997).

No campo da Biomecânica, a simulação numérica é de suma importância para verificar a veracidade dos estudos realizados. No caso do stent, um dos objetivos da simulação numérica é o estudo de seu comportamento mecânico podendo assim prever possíveis falhas, antes mesmo de ser implantado em seres humanos.

O principal objetivo deste trabalho é simular numericamente a expansão de um dos modelos de stent desenvolvidos por Guimarães (2005).

## Metodologia

O parâmetro analisado neste trabalho será a estimativa da pressão necessária para uma expansão inicialmente desejada.

O processo de Hidroconformação de tubos é usado para simular a expansão do stent. Hidroconformação nada mais é que um processo de fabricação que combina esforços de compressão e pressão aplicados por um meio fluido a chapas ou tubos (Batalha et al., 2005).

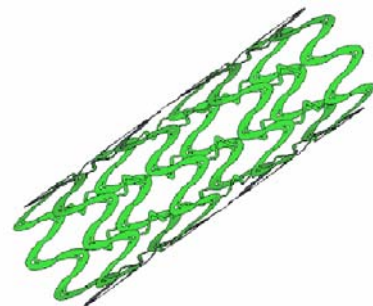
A simulação de expansão do stent foi feita usando o programa Stampack<sup>®</sup> que é um software de elementos finitos explícito desenvolvido na Espanha.

O modelo tridimensional do stent foi montado a partir de células otimizadas por Guimarães (2005), através da combinação e repetição das células de rigidez e flexibilidade.

Com o modelo tridimensional, foi feito os ajustes da malha de elementos finitos para minimizar a influência da malha nos resultados.

Com o intuito de diminuir o tempo de processamento, foi necessário ampliar as dimensões do stent, em uma escala de 100:1, após a ampliação as dimensões do stent passaram a ser de 300 mm, 1017 mm e 10 mm, de diâmetro, comprimento e espessura, respectivamente.

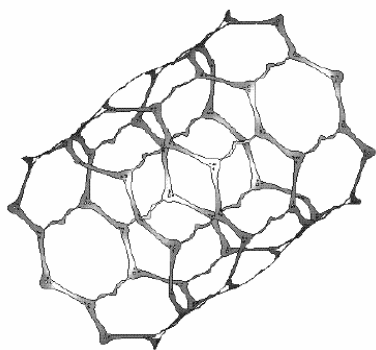
Na Figura 1 observa-se um dos modelos de stent desenvolvidos por Guimarães (2005) que será analisado neste trabalho.



**Figura 1: Modelo do stent pronto para simulação de expansão.**

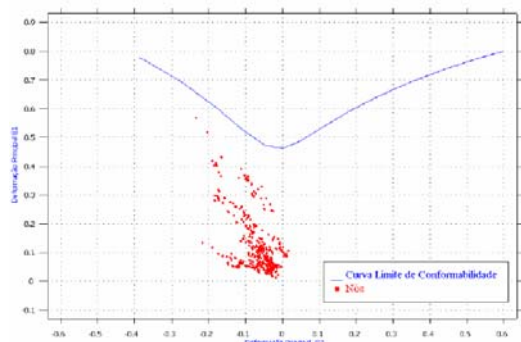
### Análise dos resultados

Após várias simulações foi determinada uma pressão máxima aplicada a superfície interna do stent. Em escala ampliada, essa pressão foi de 63 MPa, que por similitude representa uma pressão de 0.63 MPa (6.21 atm) na escala real. Esta pressão provoca uma variação de diâmetro de aproximadamente 125% em relação ao diâmetro inicial. A Figura 2 mostra o stent depois da expansão.



**Figura 2: configuração final do stent após sua expansão.**

O software Stampack disponibiliza ferramentas que nos possibilita analisar regiões de possíveis falhas, como a diminuição de espessura, que ocorre devido às tensões de tração e as zonas de possíveis enrugamentos, ocorrida devido às tensões de compressão. Para esta simulação foi constatado que para a pressão de 63 MPa o material ainda continua numa zona segura sem riscos de ruptura, isto pode ser observado através do Diagrama Limite de Conformabilidade (DLC), mostrado na Figura 3.



**Figura 3: Diagrama Limite de Conformabilidade (DLC).**

No DLC pode ser observada uma nuvem de pontos abaixo da curva, denominada Curva Limite de Conformabilidade (CLC). Esta

nuvem de pontos corresponde a cada um dos nós da malha de elementos finitos do modelo de stent. O nível de segurança é determinado pela distância de cada um dos pontos até a CLC, quanto maior esta distância menor será a probabilidade de ocorrer falha no material do stent.

### Conclusões

Pode se concluir que os parâmetros obtidos após o processamento da simulação atendem de maneira satisfatória as especificações exigidas na angioplastia. A pressão obtida foi significativamente menor que a usada atualmente nos processos de expansão de stents comerciais, que variam em torno de 12 a 14 atm. Estes resultados, ainda que preliminares, se mostraram promissores. Espera-se que ao final deste projeto obtenha-se um modelo de implante com boas características mecânicas para ser testado como implante na angioplastia.

### Referências bibliográficas

Serruys, P.W.; Kutryk, M. J. B., Handbook of Coronary Stents, Ed. Martin Dunitz, 1998.

Caramori, P. R. A.; Yamamoto, G. I.; Zago, A. J., Reestenose Pós-angioplastia. Fisiopatogenia, Arquivo Brasileiro de Cardiologia, vol. 69 n.2, São Paulo, Agosto 1997.

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.

Guimarães, T. A., "Aplicação da Técnica de Otimização Topológica ao Projeto de Células de Stents para Angioplastia", Tese de Doutorado, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, Brazil, 125p. 2005