

SIMULAÇÃO DO PROCESSO DE CRIMPAGEM DE STENT CARDIOVASCULAR (BALÃO EXPANSIVEL) POR HIDROCONFORMAÇÃO

Rogério de Araujo, rogerau_mat@yahoo.com.br
Tobias Anderson Guimarães, asptobias@yahoo.com.br
Sonia A. Goulart Oliveira, sgoulart@mecanica.ufu.br

Resumo: O Algumas doenças do coração são provocadas pelo fechamento do lúmen arterial ou aterosclerose, causados pelo acumulo de gorduras e outras substâncias oriundas de má alimentação, uso do tabaco, sedentarismo, dentre vários outros motivos. Os stents cardiovasculares são dispositivos metálicos que são utilizados no tratamento da aterosclerose. Este dispositivo tem como finalidade auxiliar o processo de angioplastia coronária transluminal percutânea (ACTP), a fim de diminuir a ocorrência da restenose. Grande parte dos stents coronários utilizados nesse processo são do tipo balão- expansível. Para se obter uma boa colocação e um melhor acesso a região coronariana estenosada, os stents são posicionados sobre um cateter-balão dobrado e em seguida, fixado por uma pressão exercida radialmente ou tangencialmente sobre sua superfície externa. Esse processo é conhecido como crimpagem. Neste estudo foi utilizado a hidroconformação de tubos, com uso do módulo de hidroconformação do programa Stampack®, devido a sua semelhança com o processo de crimpagem. O objetivo deste trabalho foi apresentar e analisar alguns resultados de pré-testes feitos simulando o processo de montagem do stent sobre o balão, ou seja, crimpagem. Para simplificar o processo de simulação, o conjunto cateter-balão foi idealizado como um componente tubular com espessura aproximada do conjunto original. As análises dos resultados reforçam a viabilidade do uso do módulo de hidroconformação do programa Stampack® no estudo do comportamento mecânico do stent durante o processo de crimpagem.

Palavras-chave: stents, crimpagem, hidroconformação

1. INTRODUÇÃO

Os ataques do coração são quase sempre provocados pelo fechamento do lúmen arterial, e isto se deve ao acúmulo de lipídios e outras substâncias decorrentes de má alimentação, uso do tabaco, dentre vários outros motivos. Mas como esse problema já é antigo a comunidade científica tem buscado desenvolver técnicas e dispositivos que visam diminuir ou até mesmo extinguir tal problema. A técnica mais conhecida é a Angioplastia Coronária Transluminal Percutânea (ACTP), que foi desenvolvida em 1977 por um jovem médico alemão em um hospital universitário em Zurique, na Suíça [1]. Esta técnica consiste na introdução de um cateter, dotado de um balão inflável na sua extremidade através de uma secção feita geralmente na virilha, que é conduzido até a região obstruída pela placa de gordura (acúmulo de lipídio). A partir de então, este balão é inflado de maneira controlada pelo cirurgião, com o auxílio de um fluido que se expandirá levando a uma compressão da placa de gordura contra a parede arterial, liberando assim o lúmen arterial, normalizando então o fluxo sanguíneo. A utilização desta técnica se espalhou pelo mundo todo, devido aos ótimos resultados encontrados. A Figura 1 e 2 ilustram um modelo de stent comercialmente usado na angioplastia montado sobre um cateter balão e os passos seguidos durante o processo angioplastia e implante de um stent, respectivamente.

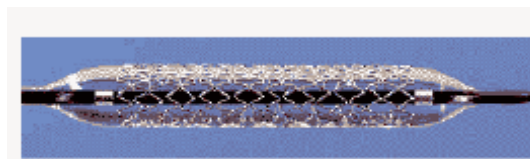


Figura 1. stent comercial montado sobre o cateter-balão na configuração expandida. [2]

O stent é na sua grande maioria fabricado com aço inoxidável 316L, mas recentemente uma nova liga de Cobalto-Cromo tem tomado bastante espaço no mercado devido a suas propriedades mecânicas apresentarem melhores respostas que a do aço inoxidável 316L. O processo de fabricação do stent se dá através de usinagem a laser, uma vez que as

dimensões deste são de ordens milimétricas, e logo após a usinagem ele passa por um procedimento de eletropolimento, com o intuito de se retirar todas as rebarbas provenientes do processo de usinagem.

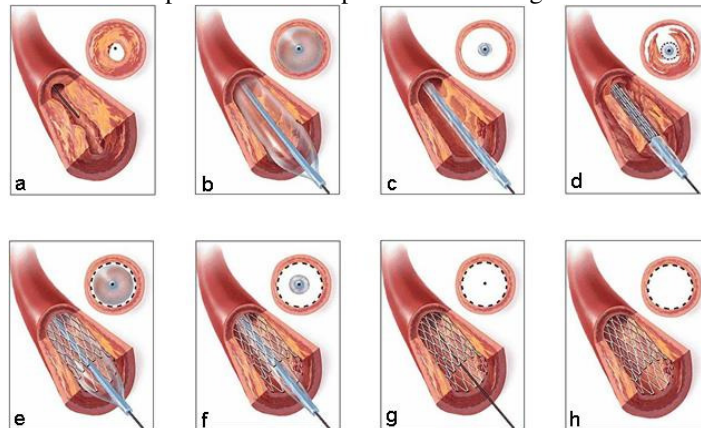


Figura 2. Ilustração esquemática do processo de angioplastia e implante do stent.
(adaptado de [3] em novembro de 2007).

Discussões com especialistas médicos da área mostraram a existência de uma grande preocupação com o comportamento do stent durante a etapa de montagem sobre o cateter-bolão, mais conhecido como “crimpagem”. Este processo consiste na aplicação de uma pressão sobre a superfície externa do stent, com a finalidade de promover uma redução de seu diâmetro, através de deformação plástica, para que o mesmo se mantenha afixado sobre o bolão de angioplastia. A principal preocupação deste processo é proporcionar uma “crimpagem” livre de danos ao cateter-bolão, pois este pode “beliscar” o material do bolão provocando um furo, o que leva a perda de todo o conjunto stent-cateter-bolão. Este furo pode ser incitado principalmente de duas maneiras: por uma má colocação do stent sobre o bolão durante o processo de crimpagem e/ou durante a sua navegação no ato do seu implante na artéria do paciente, pela flexão ao longo dos caminhos tortuosos.

Diante disto, o objetivo deste trabalho foi apresentar alguns resultados de pré-testes feitos simulando o processo de montagem do stent sobre o bolão, ou seja, crimpagem. Os pré-testes citados têm como finalidade estimar as possíveis dificuldades e limitações que podem surgir ao longo do processo de modelagem e adaptação do módulo de hidroconformação do programa Stampack® ao processo de crimpagem do mesmo.

2. MATERIAIS E MÉTODO

Inicialmente, diante da proposta de se utilizar o módulo de hidroconformação do programa Stampack®, nas simulações do processo de crimpagem do stent, fez-se necessário a execução de testes iniciais visando conhecer possíveis dificuldades e assim adquirir um ponto de partida para os estudos e adaptação de tal processo às funções dispostas pelo programa Stampack®.

O teste inicial de simulação deste processo foi modelado com os seguintes dispositivos, como mostra a Figura 3:

- ✓ Stent (mesmo modelo comercial utilizado por [4] em seu trabalho);
- ✓ Bolão de angioplastia na configuração dobrada (idealizado como um cilindro);
- ✓ Cateter (também idealizado como um cilindro).

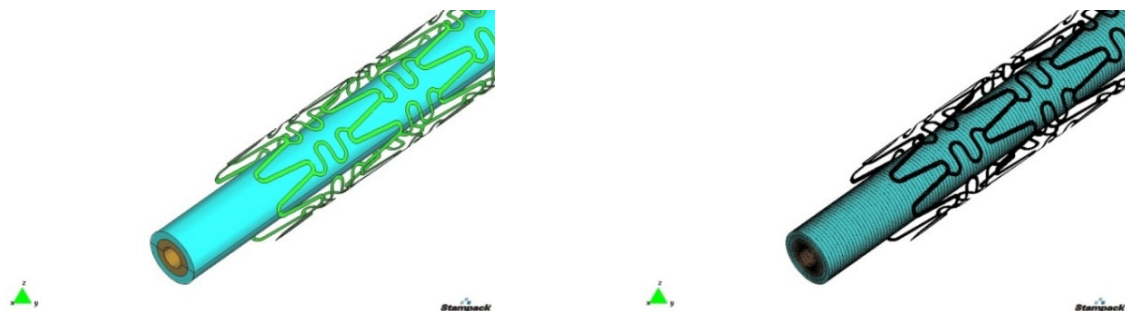


Figura 3. Conjunto de dispositivos utilizados no processo de crimpagem do stent.
Sem a malha de elementos finitos (a) e com a malha de elementos finitos (b).

Os modelos tridimensionais dos dispositivos envolvidos no processo de crimpagem do stent possuem as dimensões presentes na Tabela 1. Cabe ressaltar que estas dimensões estão em escala ampliada da ordem de 100/1.

Tabela 1 – Dimensões dos dispositivos envolvidos no processo de crimpagem.

Dispositivo ↓	Dimensões →	L [mm]	h [mm]	di [mm]	de [mm]
stent		1317	10	300	310
Balão		2000	30	140	200
cateter		2000	30	80	140

L = comprimento; h = espessura; di = diâmetro interno; de = diâmetro externo;

Para a criação da malha de elementos finitos foram adotados elementos triangulares do tipo casca [4] em uma distribuição de malha não estruturada. Para as malhas de elementos finitos do balão para angioplastia e para o cateter foram utilizados elementos de volume (tetragonais) em uma distribuição estruturada.

O material do stent utilizado neste teste inicial assim como suas propriedades mecânicas foram os mesmos utilizados por [4]. O modelo que o programa Stampack® utiliza na simulação do comportamento mecânico do balão para angioplastia e para o cateter é o modelo constitutivo hiperelástico de Ogden. Para tal, o programa Stampack® exige de seu usuário a definição de algumas propriedades mecânicas do material e também parâmetros do modelo de Ogden. A pressão utilizada no processo foi de $4,2 \times 10^7$ (Pa) em escala ampliada, equivalente a aproximadamente 0,42 (MPa) em escala real. A pressão foi aplicada na direção radial sobre a superfície externa do stent.

3. RESULTADO E DISCUSSÃO

Após a determinação da geometria de cada um dos dispositivos envolvidos no processo, criação e tratamento da malha de elementos finitos, definição das propriedades mecânicas exigidas pelo programa Stampack®, a execução da simulação foi iniciada, tomando um tempo computacional total de aproximadamente 10 horas. A partir de então, foi possível extrair alguns resultados. Por exemplo, a Figura 4 ilustra a forma final (Final Shape) do stent após processo de crimpagem. A redução do diâmetro, em relação ao diâmetro inicial, após tal processo foi de aproximadamente 35%, ou seja, um diâmetro final de 194 mm. A Figura 5 mostra o stent crimpado sobre o balão idealizado, na etapa de pós-processamento do programa Stampack®.

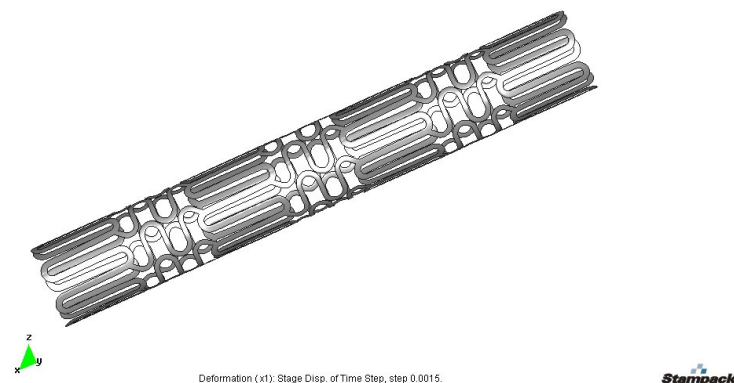


Figura 4. Forma final do stent após o processo de crimpagem.

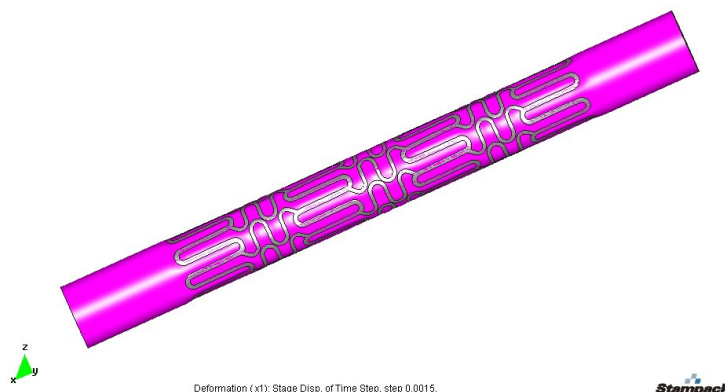


Figura 5. Stent crimpado sobre o balão idealizado.

A deformação plástica equivalente, mostrada na Figura 6, indica a região do stent que sofreu o maior grau de deformação plástica. É possível ainda notar que esta deformação se encontra bem distribuída. De acordo com [2], a deformação e conseqüentemente o encruamento das regiões sujeitas à grandes deformações contribui para o enrijecimento do stent, e conseqüentemente uma boa afixação deste sobre o balão, não oferecendo risco de se desprender do mesmo durante seu implante.

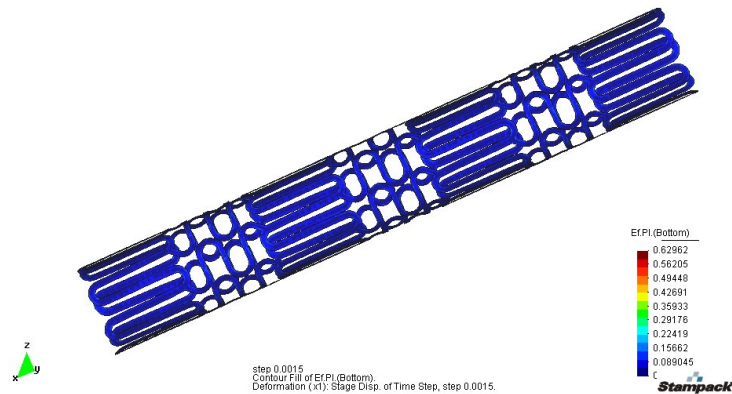


Figura 5. Deformação plástica efetiva.

A análise das regiões da estrutura do stent, sujeitas à falhas, é observada no diagrama de zona de segurança (Safety Zone), mostrado na Figura 7. Este diagrama mostra as regiões onde possivelmente ocorrerão falhas. Nas regiões com tendência ao aumento de espessura (sujeitas a rugas) pode ocorrer um enrugamento. Este diagrama está diretamente relacionado ao diagrama limite de conformação (DLC), pois este último nada mais é que a identificação de cada nó de elementos finitos, contidos no DLC, localizado em cada subdivisão de falha, como mostrado na Figura 8.

Na Figura 9 é possível notar de maneira clara, o quanto o stent se deformou sobre a superfície do balão, o que pode se reforçado ainda pela Figura 10, que mostra a deformação sofrida por ele.

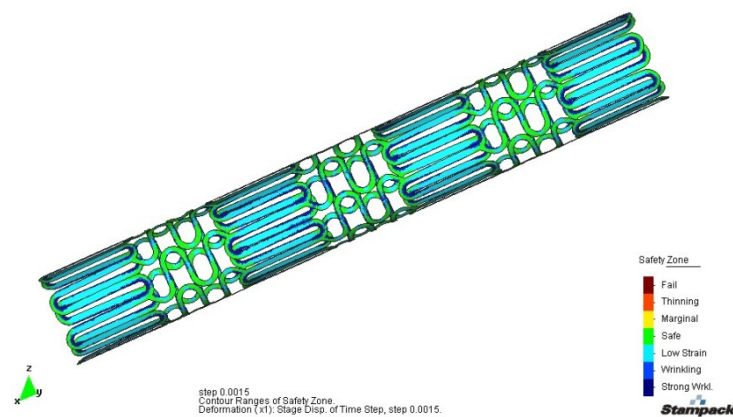


Figura 7 – Zona de segurança.

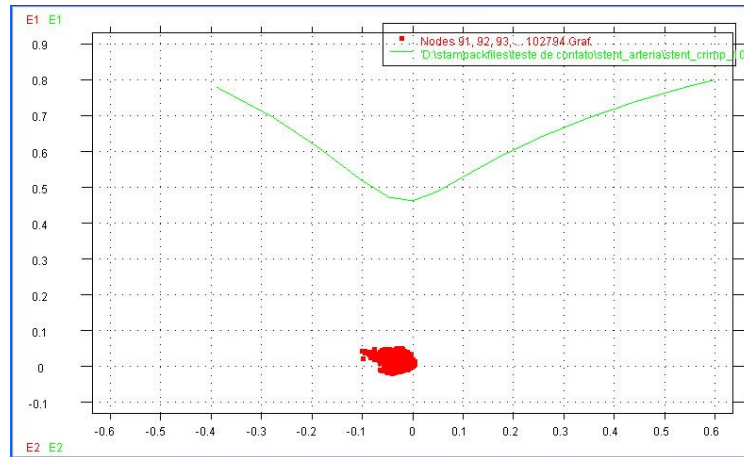


Figura 8 – Diagrama Limite de Deformação.

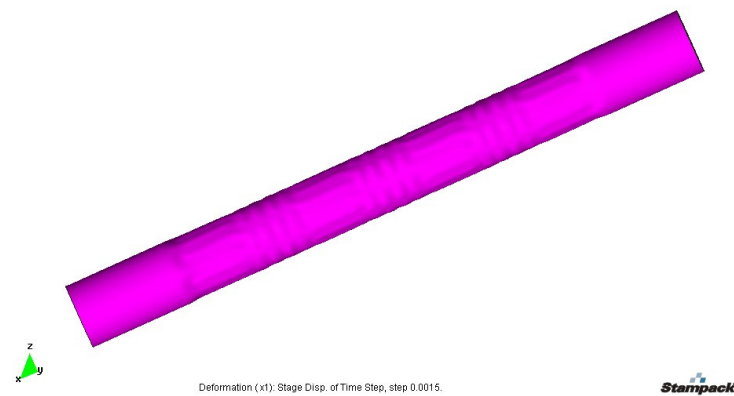


Figura 9 – Balão para angioplastia idealizado.

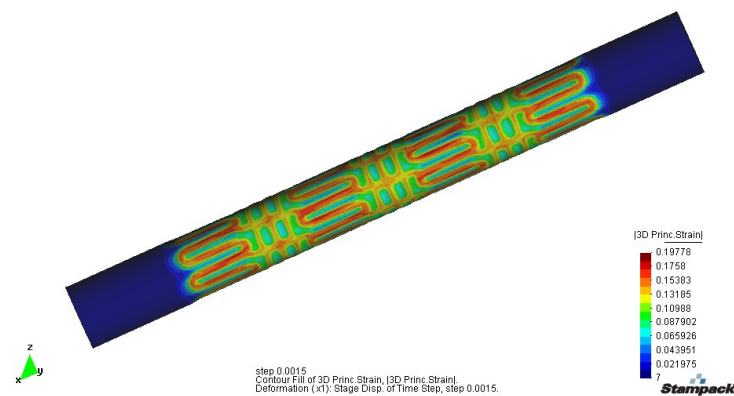


Figura 10 – Deformação sofrida pelo balão.

4. CONCLUSÕES

Ao fim desse estudo, foi possível verificar que o módulo de hidroconformação do programa Stampack® é viável para a modelagem e estudo do processo de crimpagem de stents para angioplastia. Constatou-se também, que os resultados obtidos com este teste inicial estão dentro do esperado, ressaltando apenas a necessidade de ajustes tanto geométricos quanto de propriedades para se obter resultados ainda mais próximos daqueles encontrados na literatura.

5. AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem o suporte dado por: CNPq, CAPES, FAPEMIG, Sala FEMEC-CIMNE, Quantech ATZ e Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia.

6. REFERÊNCIAS

- GRÜNTZIG, A. R., SENNING, A., SIEGENTHALER, W. E., Nonoperative dilatation of coronary-artery stenosis - percutaneous transluminal coronary angioplasty. N Engl J. Med.; Vol. 301, pp 61-8, 1979.
- SERRUYS, P. W., KUTRYK, M. J. B., Handbook of Coronary Stents. Ed. Martin Dunitz, 1998.
- NEW YORK HEART ASSOCIATES, P.C. www.nyheart.net/procedure/stenting.html (acessado em Novembro de 2007)
- ARAÚJO, A., Simulação numérica do processo de expansão de stents para angioplastia por hidroconformação, 2007, 96 p., Dissertação de mestrado, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, Brasil.
- LALLY, C.; DOLAN, F.; PRENDERGAST, P. J. 2005, Cardiovascular stent design and vessel stresses: a finite element analysis, Journal of Biomechanics, Netherland, 38 (2005)1574-1581.