

SIMULAÇÃO NUMÉRICA DO PROCESSO DE CRIMPAGEM DE STENTS

Rogério de Araújo; Sonia A. Goulart Oliveira

Angioplastia Coronária Transluminal Percutânea (ACTP) consiste na introdução de um cateter, dotado de um balão inflável na sua extremidade através de uma secção feita geralmente na virilha. O conjunto cateter-balão é conduzido até a região obstruída pela placa de gordura (acúmulo de lipídio) e neste ponto o balão é inflado com o auxílio de um fluido que se expandirá levando a uma compressão da placa de gordura contra a parede arterial. Em seguida o procedimento é repetido com um novo cateter-balão contendo um stent, que é então expandido no local previamente desobstruído. O stent pode ser definido como uma prótese metálica em formato cilíndrico com a função de manter o lúmen arterial livre.

O processo de montagem do stent sobre o cateter-balão é conhecido como “crimpagem”, que 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 conjunto cateter-balão.

A simulação da hidroconformação por elementos finitos foi usada neste trabalho para estudar o comportamento mecânico do stent durante o processo de crimpagem. Este procedimento foi escolhido pelo fato da hidroconformação de um tubo e o processo de crimpagem dos stents serem similares. Neste trabalho a simulação da crimpagem por hidroconformação foi feita com a utilização do programa Stampack®, que é um programa de elementos finitos explícito.

O objetivo deste trabalho é apresentar alguns resultados de testes feitos simulando o processo de montagem do stent sobre o balão, ou seja, crimpagem.

O teste inicial de simulação deste processo foi modelado com os seguintes dispositivos, mostrados na Fig. 1: stent (Araújo (2007)); cateter e balão de angioplastia na configuração dobrada (ambos idealizados como um cilindro). Os modelos tridimensionais dos dispositivos envolvidos no processo de crimpagem do stent possuem as dimensões apresentadas na Tab. 1. Cabe ressaltar que estas dimensões estão em escala ampliada de 100:1.

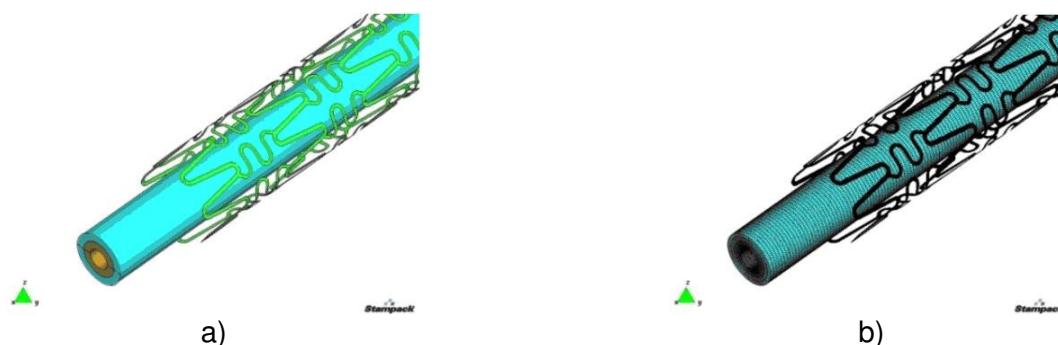


Figura 1: Conjunto de dispositivos utilizados no processo de crimpagem do stent. Sem a malha de elementos finitos (a) e com a malha de elementos finitos (b).

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 (Araújo, 2007) em uma distribuição de malha não estruturada. Para a malha de elementos finitos do conjunto cateter-balão foram utilizados elementos de volume (hexagonais) em uma distribuição estruturada. O material do stent usado neste teste inicial foi o aço inoxidável 304 e suas propriedades mecânicas são: Módulo de Young (183 GPa), Razão de Poisson (0,29), Densidade (8030 kgm^3). A lei de encruamento usada para simulação do comportamento plástico foi a Lei de Swift e o critério de escoamento, Hill 48 (STAMPACK, 2003). O modelo usado para simulação do comportamento mecânico do conjunto cateter-balão o modelo de Ogden, para materiais hiperelásticos. Os parâmetros usados nesta simulação para estes materiais são: Módulo de Bulk (1660 MPa), Densidade (2160 kg/m^3), Módulo de encruamento (16600 MPa), outras propriedades e os respectivos parâmetros de Ogden podem ser encontrados em Laroche et al. (2007). 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.

Após a execução da simulação os resultados apontaram uma redução do diâmetro de aproximadamente 38% com relação ao diâmetro inicial, ou seja, um diâmetro final de 114 mm.

A maior deformação principal (E1), mostrada na Fig. 2a indica uma distribuição da deformação ao longo da estrutura do stent. A Figura 2b apresenta os detalhes de duas regiões do stent que sofreu o maior grau de deformação. É possível ainda notar que esta deformação se encontra bem distribuída. De acordo com Serruys e Kutryk (1998), a deformação e conseqüentemente o encruamento das regiões sujeitas a grandes deformações contribui para o enrijecimento do stent, e conseqüentemente uma boa fixação deste sobre o balão, não oferecendo risco de se desprender do mesmo durante seu implante. A análise das deformações sofridas pela estrutura do stent indica que o mesmo não apresenta risco de falhas neste processo.

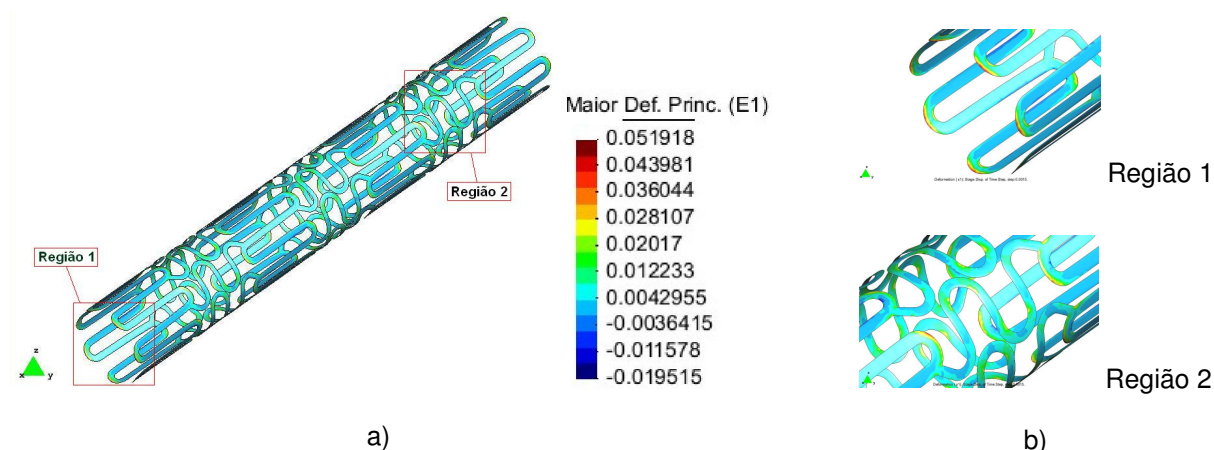


Figura 2: Distribuição da deformação principal (E1) (a); Detalhes ampliados da estrutura do stent (b).

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

REFERÊNCIAS

- 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.
- STAMPACK – **Sheet stamping and forming analysis, Basic Concepts**. Quantech ATZ, Version 5.5, Barcelona, Spanish, 2003.
- Laroche D, Delorme S, Anderson T, Diraddo R. **In-vivo validation of a stent implantation numerical model**. Pub.Med. Stud Health Technology Information, Vol. 70, pp. 125-265, 2007.
- Serruys, P. W., Kutryk, M. J. B., **Handbook of Coronary Stents**. Ed. Martin Dunitz, 1998.