



INFLUÊNCIA DA GEOMETRIA SOBRE A FLEXIBILIDADE E RIGIDEZ DE EXTENSORES PARA ANGIOSPLASTIA

Tobias Anderson Guimarães

Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Federal de Uberlândia
tobiasg@mecanica.ufu.br

Marcus Antonio Viana Duarte

Prof. Dr., Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Federal de Uberlândia
mvduarte@mecanica.ufu.br

Sônia Aparecida Goulart Oliveira

Prof(a). PhD., Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Federal de Uberlândia
sgoulart@mecanica.ufu.br

***Resumo.** O processo de implante de extensores em pacientes com tendência à enfarto das artérias coronárias é uma realidade nos dias atuais. Suas principais características, flexibilidade durante o implante e rigidez após o implante, serão garantidas pela geometria adotada no projeto do extensor. Assim, o propósito deste trabalho é estabelecer uma comparação destas características para os principais tipos de padrões geométricos usados na fabricação de extensores comerciais. Para isto, foram construídos os modelos de elementos finitos usando o programa ANSYS[®] versão 5.5 para cada tipo de extensor, simulando teoricamente a flexibilidade e a expansão que ocorrem na prática. Efeitos não lineares como grandes deformações e plasticidade, que são inerentes ao comportamento do extensor, devem também ser considerados durante a modelagem e processo de solução. Os resultados nos mostra que uma geometria com flexibilidade excelente pode influenciar negativamente na rigidez do extensor, ou seja, há um compromisso entre estas duas propriedades que devem ser cuidadosamente escolhidas no projeto final.*

***Palavras-chave:** angioplastia, elementos finitos não linear, extensores, plasticidade.*

1. INTRODUÇÃO

Enfarto do miocárdio tem sido um dos principais causadores da mortalidade de seres humanos na faixa etária de 40 à 60 anos e sua causa está relacionada principalmente com fatores hereditários e à um estilo de vida inadequado (sedentarismo, fumo, nervosismo, etc.). Uma vez diagnosticado o problema, a única solução existente e possível até meados da década de 80, era a realização de uma intervenção cirúrgica para substituição da área lesionada por uma ponte de safena. Mas felizmente, graças aos avanços da Bioengenharia, extensores (do inglês “stent”) com auxílio de um catéter tem sido cada vez mais empregados como prótese da parede arterial e sem a necessidade dos riscos de uma intervenção cirúrgica.

Desde a sua criação e implantação em seres humanos no início da década de 90 (Serruys et al., 1998), diversos modelos de extensores comerciais tem sido projetados e fabricados visando atender os dois principais requisitos de projeto: flexibilidade, para poder acessar a região alvo lesionada e rigidez, para suportar a contra pressão da parede arterial. Na sua fase inicial de desenvolvimento, um extensor era totalmente projetado com base em tentativas e erros, o que era insuficiente para predizer fenômenos de difícil modelagem (grandes deformações, plasticidade, etc.) inerentes ao seu

comportamento. Atualmente, a principal ferramenta de análise é o Método dos Elementos Finitos (MEF) o qual, tem sido extensivamente empregado na modelagem e previsão destes efeitos (Ahmad and Barrett, 1999; Zienkiewicz, 1977).

Do ponto de vista de engenharia, cada fabricante procura na verdade, otimizar o compromisso entre flexibilidade e rigidez visto que estas características controlam diretamente a sua performance em serviço. Assim, cada modelo de extensor existente possui dimensões e características de projeto peculiares, típicas dos interesses de cada fabricante (Serruys et al., 1998). Geometricamente falando no entanto, verifica-se que os mesmos padrões de projeto são preservados em praticamente todos os extensores comerciais existentes. Ou seja, o projeto geométrico de um extensor é na realidade, uma combinação de formas geométricas já definidas anteriormente buscando sempre uma maximização de sua flexibilidade e rigidez.

O objetivo deste trabalho é estabelecer um comparativo de performance quanto à flexibilidade e rigidez de extensores, quando se combina os diversos padrões geométricos usualmente utilizados na sua fabricação. Desta forma, para cada combinação, será gerado um modelo de elementos finitos e a resposta deste modelo, nos permite estimar a sua flexibilidade e rigidez. As condições de contorno aplicadas ao modelo simulam os deslocamentos e as restrições sofridas pelo extensor no caso real. A seleção da lei constitutiva representativa do material é uma aproximação dos regimes elástico e plástico do aço inoxidável, comumente usado na fabricação de um extensor comercial. Em todos os casos analisados, as respostas obtidas através do modelo plano de elementos finitos simulando a expansão radial tridimensional do extensor, nos forneceu resultados com precisão suficiente.

2. DESCRIÇÃO TÉCNICA DOS EXTENSORES PARA ANGIOSPLASTIA

2.1. Concepção de Projeto e Processo de Implante

A título de ilustração, está mostrado na fig. (1), um extensor comercial típico na condição expandida. Como se observa, a estrutura complexa do extensor é periódica e formada de células, que é a menor unidade formadora do extensor apresentando um padrão geométrico definido. A confecção deste padrão geométrico complexo só é possível graças à um processo de corte à laser em um tubo fechado com o mesmo diâmetro do extensor na condição fechada. Outra característica notável, é a baixa área da superfície metálica pois, quanto menor a área em contato com a parede da artéria, menores serão os riscos de rejeição após o implante (Serruys et al., 1998).

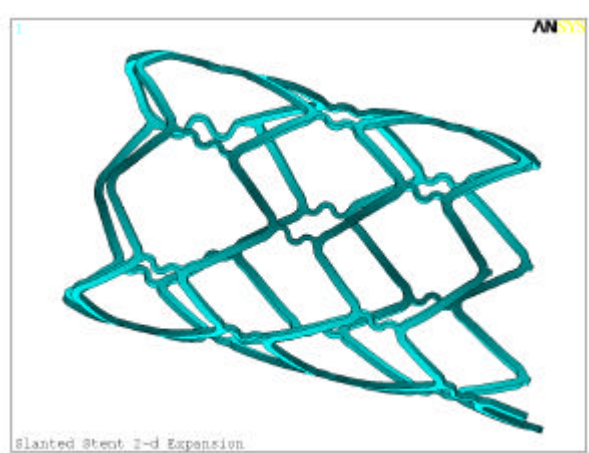


Figura 1. Desenho de um extensor comercial na condição aberto (Ahmad and Barrett, 1998).

O processo de expansão do extensor fechado ocorre com o auxílio de um balão inflável que é inserido junto com o catéter. Uma vez alcançada a região lesionada, o balão é inflado manualmente e o expansão do extensor ocorre naturalmente devido à pressão de contato radial e que ocorre de dentro para fora. Uma outra técnica de implante que está sendo utilizada recentemente é o uso de

materiais de memória de forma térmica na fabricação de extensores (Serruys et al., 1998). Neste procedimento, o processo de expansão do extensor ocorre por aquecimento devido à dilatação do material que é projetado para deformar-se à uma determinada temperatura.

2.2. Complicações Durante e Após o Implante

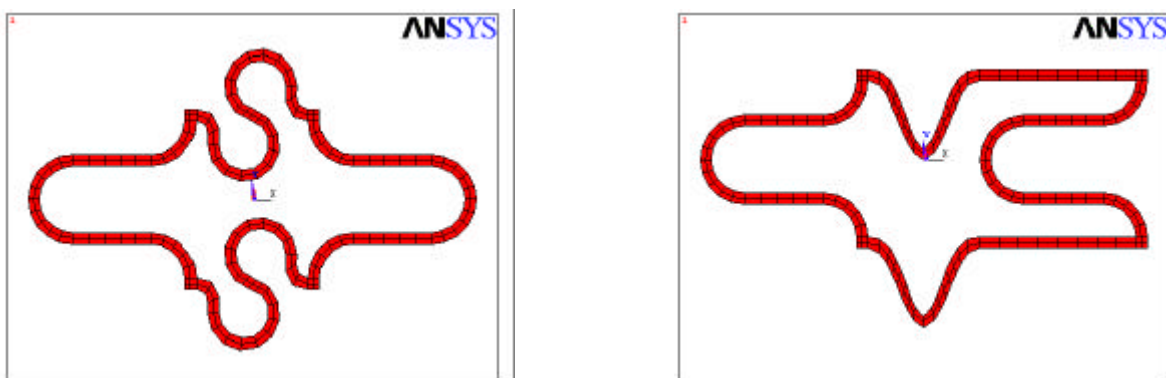
Independente do processo de implante, balão inflável ou memória de forma térmica, é sempre necessário a presença de regiões de deformação plástica no extensor. São nestas regiões deformadas plasticamente que ocorrem o encruamento do material e responsável pelo caráter permanente da sua deformação. Intuitivamente, quanto maior o grau de encruamento sofrido pelo material, maior será rigidez do extensor para suportar a contra pressão da parede arterial. Pela sua própria concepção de projeto, teoricamente, todas as regiões com pequeno raio de curvatura se deformarão plasticamente devido à grande deformação de rotação (rotação relativa) causada pela expansão.

Portanto, o encruamento sofrido pelo material deve oferecer uma rigidez suficiente para que o mesmo não retorne pois, caso contrário, ocorrerá um estreitamento da artéria e uma dificuldade de circulação do fluxo sanguíneo. Além disto, também na fig. (1), observa-se a presença de ligações entre as pernas na direção axial do extensor e que são responsáveis pela sua flexibilidade. Em um processo de implante típico, por exemplo, o catéter é inserido em um vaso sanguíneo de diâmetro 1.5mm até alcançar a artéria lesionada de diâmetro variando de 3 à 5mm. Assim, para que o conjunto catéter e extensor navegue em um vaso tortuoso de 1.5mm de diâmetro, ele deve possuir flexibilidade suficiente para acompanhar os movimentos do catéter e esta flexibilidade é garantida pelas ligações na direção longitudinal do extensor (Serruys et al., 1998).

3. MODELOS DE EXTENSORES GERADOS

A estrutura geral de um extensor, como mostrado na fig. (1), é simétrica, periódica e formada de um padrão geométrico chamado de célula. Portanto, se os deslocamentos radiais forem iguais em todos os pontos da circunferência, teoricamente, todas as células sofrerão deformações idênticas. Devido à isto, neste trabalho, será considerado apenas as deformações de uma célula submetidas às condições de contorno simulando a expansão do extensor completo.

Os padrões geométricos usados como modelos de extensores comerciais comuns, encontram-se mostrados na fig. (2). No processo de expansão, é esperado que as regiões de deformação plástica ocorram somente nos raios de curvatura das pernas na direção vertical das células mostradas na fig. (2). De acordo com a literatura, existem apenas 2 tipos de padrões geométricos usados na confecção destas pernas: pernas opostas e pernas iguais mostradas na fig. (2) (Serruys et al., 1998). Já para a ligação entre as pernas na direção horizontal e que são responsáveis pela flexibilidade do extensor, são 3 os padrões definidos para estas: ligação reta, ligação em C e ligação em S.



Célula pernas opostas/ligação S

Célula pernas iguais/ligação C

Figura 2. Modelos de células gerados pela combinação dos padrões geométricos.

4. SIMULAÇÃO DA EXPANSÃO DOS MODELOS DE CÉLULAS GERADOS

4.1 Modelos de Elementos Finitos das Células

Para cada modelo geométrico de célula mostrada na figura 2, foram gerados a geometria e a malha de elementos finitos usando o programa ANSYS[®] versão 5.5. As dimensões dos detalhes das pernas como raio de curvatura, altura, comprimento, espessura encontram-se mostrados na Tab. (1). Na construção da malha de elementos finitos foram empregados elementos do tipo retangulares planos para todos os detalhes das pernas e ligações entre elas. As dimensões das pernas e suas ligações foram estipuladas com base nas medidas de uma célula de um extensor comercial padrão (Serruys et al., 1998). Para os modelos mostrados na fig. (2), observa-se que a densidade de malha é mais concentrada nos raios de curvatura das pernas onde o material se deforma plasticamente.

Tabela 1. Dimensões básicas das pernas de uma célula.

Raio de curvatura (mm)	0.2
Altura (mm)	1
Comprimento (mm)	2
Espessura (mm)	0.05

Em todos os casos analisados foi considerado que o mesmo material, aço inoxidável 316L, foi utilizado na confecção dos modelos geométricos das células dos extensores. Foi selecionado um modelo do tipo Bilinear com Encruamento Isotrópico (BISO) como lei constitutiva deste material pois, este é representativo dos seus regimes elástico e plástico (Serruys et al., 1998). Neste modelo, que é aceitável para grandes deformações de materiais dúcteis, a relação entre tensão e deformação é calculada usando a Lei de Fluxo baseada na superfície de resistência de Von Mises e o trabalho de encruamento isotrópico (Zienkiewicz, 1977). As propriedades físicas e elásticas do aço inoxidável 316L bem como, os parâmetros usados no modelo BISO, encontram-se definidos na Tab. (2).

Tabela 2. Propriedades físicas do aço 316L e parâmetros usados no modelo BISO.

Módulo de Elasticidade (GPa)	190
Razão de Poisson	0.3
Densidade (kg/m ³)	7800
Tensão de Resistência (MPa)	250
Inclinação da 2 ^a curva (MPa)	1300

4.2. Condições de Contorno e Processo de Solução

Para a comparação de flexibilidade dos diversos modelos de células gerados, a idéia é aplicar um deslocamento conhecido de flexão para cada célula e medir a sua correspondente deformação. Como o deslocamento aplicado equivale à uma deformação dentro do regime elástico, somente uma iteração na solução de elementos finitos é necessário para se obter o valor da máxima deformação de Von Mises, que é uma medida da capacidade da célula se flexionar quando submetido à um deslocamento. As condições de contorno para medida da flexibilidade são:

- Um deslocamento de -0.05mm na direção vertical, é aplicado em 4 pontos distintos e simétricos em relação à origem do referencial, para todos os tipos de células. Os braços de momento destes deslocamentos são iguais e valem 0.25mm.

- b) Os movimentos dos nós das extremidades da direita e da esquerda são travados nas direções horizontal e vertical (x e y). Com isto, fica assegurada a inexistência de movimentos de corpo livre da célula e que poderiam instabilizar o processo de solução.

As condições de contorno simulando a expansão e geração de deformação plástica é que serão as responsáveis pela sua rigidez quando aberto. Na realidade, o modelo plano de elementos finitos mostrado na fig. (2) é uma aproximação da expansão circunferencial do extensor que ocorre em 3 dimensões. A explicação para isto, é que as tensões na direção radial em 3 dimensões são normais às tensões que contribuem diretamente para a geração das regiões de deformação plástica da célula (Ahmad and Barrett, 1998). Neste caso, as condições de contorno são as seguintes:

- a) Um deslocamento vertical positivo de 0.25mm é aplicado nos 2 extremos superiores das pernas, e a mesma magnitude porém em sentido oposto, -0.25mm, é aplicado nos 2 extremos inferiores simetricamente. O efeito final destes é equivalente à uma expansão circunferencial de 0.5mm da célula que ocorre no extensor submetido a pressão do balão.
- b) No caso real, durante o processo de expansão, sempre ocorrerá uma redução no comprimento (encolhimento) da célula pois nada restringe o seu movimento na direção horizontal. Portanto, os nós dos extremos da direita e esquerda são livres para movimentar na direção horizontal mas, travados na direção vertical.
- c) As condições de contorno a) e b) se aplicadas diretamente, podem gerar movimentos de corpo livre da célula uma vez que os travamentos dos nós ocorrem somente na direção vertical. Desta forma, torna-se necessário que os pontos onde são aplicados os deslocamentos na vertical não se desloquem na horizontal, durante o processo de expansão.

As equações de elementos finitos a serem resolvidas são não lineares devido à plasticidade da lei constitutiva e as grandes deformações geradas na expansão. Para a não linearidade geométrica gerada pelas grandes deformações, será adotado um processo de solução do tipo Newton-Raphson já que, neste caso, a matriz de rigidez tangencial pode ser calculada explicitamente (Zienkiewicz, 1977). Contudo, para problemas da plasticidade, onde a matriz de rigidez tangencial não é mais conhecida, o método de solução não linear adotado será o procedimento incremental (Zienkiewicz, 1977), também disponível no programa ANSYS[®] de elementos finitos. O tamanho do passo usado no procedimento incremental, será igual à 5% do tamanho total do intervalo de solução, que é o valor máximo permitido recomendado pelo programa.

5. ANÁLISE DOS RESULTADOS OBTIDOS

Tabela 3. Comparativo de flexibilidade dos diferentes modelos de células.

Tipo de célula	Deformação de Von Mises
Pernas opostas/ligação reta	0.0453
Pernas opostas/ligação C	0.0328
Pernas opostas/ligação S	0.0362
Pernas iguais/ligação reta	0.0559
Pernas iguais/ligação C	0.0339
Pernas iguais/ligação S	0.0171

Tabela 3 compara as deformações dos diferentes modelos de células submetidas ao ensaio de flexibilidade. Como se observa, o menor valor de deformação ocorreu para a célula pernas iguais/ligação em S que é teoricamente a mais flexível. É interessante observar a diferença significativa dos valores de deformação quando se compara a mesma ligação em S, para os dois tipos de pernas

usados. Quando o deslocamento é aplicado diretamente sobre a perna, como ocorre com a célula pernas opostas/ligação em S, tal ligação não consegue acomodar tão eficientemente as deformações de flexão como ocorre com a célula pernas iguais/ligação em S. Para os outros de ligação, não foi observado grandes diferenças para os dois tipos de pernas mas, a performance da ligação em C foi ligeiramente superior à flexibilidade da ligação reta.

Para a comparação da rigidez dos diferentes modelos de células após a expansão, é necessário analisar os campos de deformação plástica para cada tipo de célula. Como se observa na fig. (3), as regiões de máxima deformação plástica ocorrem nos raios de curvatura das pernas, devido à grande deformação de rotação nestas regiões. No raio de curvatura situado sobre o eixo de simetria de cada célula, os valores de deformação plástica de todas as células são praticamente idênticas e iguais à 0.11. Porém, sobre os raios de curvatura das ligações entre as pernas, os valores de deformação plástica apresentam diferenças apreciáveis para cada célula, como mostrado na Tab. (4).

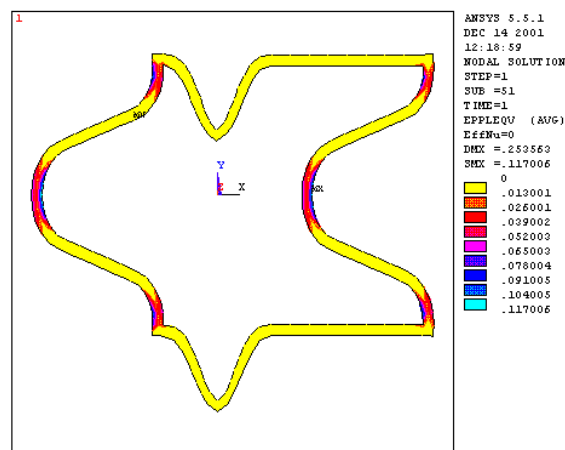


Figura 3. Distribuição de deformação plástica da célula pernas iguais/ligação C.

Tabela 4. Comparativo de deformação plástica nos raios de curvatura nas ligações.

Tipo de célula	Deformação plástica
Pernas opostas/ligação reta	0.0789
Pernas opostas/ligação C	0.0980
Pernas opostas/ligação S	0.0452
Pernas iguais/ligação reta	0.1074
Pernas iguais/ligação C	0.1031
Pernas iguais/ligação S	0.1064

Como mencionado anteriormente, quanto maior a quantidade de deformação plástica maior é o encruamento, ou seja, maior será a força necessária na direção vertical aplicada à célula para que ela volte às suas dimensões originais. Por exemplo, para gerar uma deformação plástica de 0.11 no raio de curvatura sobre o eixo de simetria, é necessário uma força de aproximadamente 4N aplicada nesta região. Seguindo este raciocínio, verifica-se de acordo com a tabela 4, que o modelo pernas opostas/ligação S é o que apresenta menor rigidez devido à sua menor deformação (0.0452). A explicação para isto é que a ligação em S, absorveu uma quantidade de energia de deformação plástica e que teria de ser absorvida pelo raio de curvatura durante a expansão. Este mesmo fenômeno é observado para os demais tipos de ligação com pernas opostas mas em menor grau. Já para as células do tipo pernas iguais, independente da ligação utilizada, a quantidade de deformação plástica acumulada foi praticamente a mesma para todos os casos, devido a melhor distribuição da energia de deformação durante o processo de expansão.

6. CONCLUSÕES

Neste trabalho, foi comparado a performance de diversos modelos de células utilizados em extensores sob o ponto de vista de flexibilidade e rigidez. Ficou demonstrado que a ligação em S é a mais flexível quando combinada com o modelo pernas iguais, antes do extensor sofrer o processo de expansão. Esta mesma capacidade de absorver a energia de deformação, no entanto, é prejudicial quando se combina este tipo de ligação com o padrão geométrico pernas opostas pois, a deformação plástica que seria inteiramente acumulada no raio de curvatura durante a expansão, se transfere para a ligação. A ligação em C provou ser razoavelmente flexível e rígida quando combinado com os 2 tipos de pernas. Já a ligação reta mostrou ser pouco flexível para os 2 tipos de pernas e, com baixa rigidez se utilizado no modelo pernas opostas.

O modelo plano de elementos finitos simulando a expansão da célula e, na realidade, uma idealização do caso real. Diversos outros fenômenos que ocorrem na prática e que são de difícil modelagem como por exemplo, contato e atrito entre o balão e extensor, expansão não uniforme devido à irregularidades da anatomia da parede da artéria, etc., poderiam também ser levados em consideração. Além disto, a presença de fadiga seria um outro fator de projeto importante devido aos milhões de ciclos de tensões provocados pela contração/expansão da artéria submetida aos batimentos cardíacos.

7. AGRADECIMENTOS

Os autores manifestam seu sinceros agradecimentos ao CNPq (Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico) pelo apoio financeiro.

8. REFERÊNCIAS

- Ahmad, A. and Barrett, P., 1999, Private Communication.
ANSYS User's Manual, Revision 5.5, 1997, ANSYS Inc., P. O. Box 65, Houston, PA 15342-0065.
Serruys, P. W., et al., 1997, "Handbook of Coronary Stents" Ed. Martin Dunitz.
Zienkiewicz, O. C., 1977, "The Finite Element Method", Ed. McGraw Hill Book Company, 3rd edition.

INFLUENCE OF THE GEOMETRY ON FLEXIBILITY AND STIFFNESS OF STENTS FOR ANGIOPLASTY

Tobias Anderson Guimarães

Faculty of Mechanical Engineering, Federal University of Uberlândia
tobiasg@mecanica.ufu.br

Marcus Antonio Viana Duarte

Prof. Dr., Faculty of Mechanical Engineering, Federal University of Uberlândia
mvduarte@mecanica.ufu.br

Sônia Aparecida Goulart Oliveira

Prof(a). PhD., Faculty of Mechanical Engineering, Federal University of Uberlândia
sgoulart@mecanica.ufu.br

Abstract.. The implant process of stent in patients with heart disease is a common practice nowadays. Their main features, flexibility during the implant and stiffness after the implant, will be ensured by the chosen geometry. Hence, the purpose of this work is to compare the main characteristics of geometrical patterns used to manufacture commercial stents. For this purpose,

finite elements models for each type of stent were built, in order to simulate the flexibility and expansion that occur actually. Nonlinear effects like large strain and plasticity, which are inherent to the stent behaviour, must be considered during the modeling and the solution process. The results proved that a given geometry with excellent flexibility, may have a negative influence in the stent stiffness, which means, there is a tradeoff between these properties which must be carefully chosen in the final design.

Keywords: *angioplasty, nonlinear finite elements, plasticity, stents,*