

# OTIMIZAÇÃO TOPOLOGICA DE CÉLULAS DE STENTS PARA ANGIOPLASTIA

**Tobias Anderson Guimarães**

Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Federal de Uberlândia  
tobiags@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.** *Otimização de Topologia é uma ferramenta de projeto mecânico que busca a melhor distribuição de material de uma estrutura. Neste trabalho, esta técnica é aplicada para a definição da geometria de um stent. Uma função objetivo multi critério incorporando a rigidez e a flexibilidade de um stent é implementada no programa de otimização de topologia. Durante a otimização, é usado o método do critério de otimalidade para atualizar a topologia do stent. A sensibilidade da função objetivo é calculada analiticamente usando os deslocamentos obtidos de uma subrotina de elementos finitos. Todas as subrotinas do programa de otimização foram implementadas usando o programa Matlab 6.5.*

**Palavras-chave:** angioplastia, otimização topológica, projeto mecânico, stents

## 1. INTRODUÇÃO

Milhões de pessoas morrem, todos os anos, vítimas das doenças cardiovasculares. Na maioria dos casos, estas doenças aparecem quando as artérias coronárias, as artérias que fornecem sangue para o músculo cardíaco, tornam-se bloqueadas devido à acumulação de certas substâncias como o colesterol (Petrossian, 2001). Atualmente, um procedimento sem cirurgia usando um cateter tem sido largamente empregado para a desobstrução das artérias bloqueadas. Neste procedimento, um tubo de parede fina chamado *stent* é implantado na região da artéria desbloqueada para a prevenção de um novo bloqueio.

Existem diversos critérios a serem considerados no projeto de um *stent* (Serruys and Kutryk, 1998; Ahmad and Barrett, 1999). A função principal de um *stent* é prevenir a formação da restenose que é um novo bloqueio da artéria desbloqueada. Para esta finalidade, o *stent* deve ser suficientemente rígido para evitar qualquer redução de diâmetro da artéria após o implante. Por outro lado, o *stent* deve ser também flexível durante o procedimento de implante. Se o *stent* não for flexível, ele não poderá rastrear o movimento do cateter durante a sua navegação dentro do vaso sanguíneo.

O material e a geometria de *stents* são os parâmetros que controlam a rigidez e a flexibilidade. A influência destes parâmetros sobre os critérios de projeto de *stents* têm sido estudados em diferentes trabalhos publicados na literatura (McClean and Eigler, 2002). Nestes trabalhos, normalmente são empregados ou modelos de elementos finitos não lineares ou técnicas experimentais para a

simulação do processo de implante de *stents*. Posteriormente, o projetista de *stents* cria um modelo geométrico baseado na análise da resposta obtida da simulação. Neste caso, a intuição e a experiência são as ferramentas que o projetista utiliza pra criar a geometria de um *stent* otimizado.

Otimização de topologia é um dos desenvolvimentos mais recentes em projeto estrutural ótimo (Sigmund, 2001). A idéia do procedimento é buscar a melhor distribuição de massa de uma estrutura satisfazendo algum objetivo e suas restrições. Entre os trabalhos publicados na literatura, não foi encontrada nenhuma informação concebendo a aplicação desta abordagem ao projeto de *stents* (Serruys and Kutryk, 1998). Entretanto, esta técnica pode ser extremamente útil como uma ferramenta de projeto de *stents*. Além disto, problemas concebendo a maximização de rigidez e flexibilidade já estão sendo estudados há algum tempo na literatura (Nishiwaki et al., 2001; Sigmund, 2001). Portanto, uma formulação similar pode também ser aplicada para a definição da sua distribuição de material.

O objetivo principal deste trabalho é aplicar otimização de topologia para a definição da distribuição de material de um *stent*. Uma função objetivo multi-critério incorporando a rigidez e a flexibilidade será definida para este problema de otimização estrutural. Durante o processo de implante, algumas regiões do *stent* são submetidas à deformação plástica (Ahmad and Barrett, 1999). No entanto, estes efeitos não serão considerados neste trabalho. A seguir, serão mostrados os principais modelos usados na análise de *stents* e a formulação do problema de otimização de topologia. Uma discussão dos resultados obtidos e as conclusões finais estão descritas no final deste trabalho.

## 2. DESCRIÇÃO E MODELO DE STENTS

### 2.1. Definição de *Stents*

Um *stent* pode ser definido como qualquer dispositivo com seção transversal circular usado para reforçar a parede interna de um vaso sangüíneo (Serruys and Kutryk, 1998). A figura 1 ilustra um modelo de projeto auxiliado por computador de um *stent* (Ahmad and barrett, 1999). Pode ser observado que a estrutura de um *stent* é formada de um padrão geométrico repetitivo conhecido como célula (Serruys and Kutryk, 1998). Após o implante, o diâmetro de um *stent* é normalmente de duas a quatro vezes maior que o diâmetro original. Nesta etapa, a superfície externa do *stent* exerce um contato com a superfície interna da parede do vaso sangüíneo. A importância deste contato é prevenir a restenose da artéria recém desbloqueada.

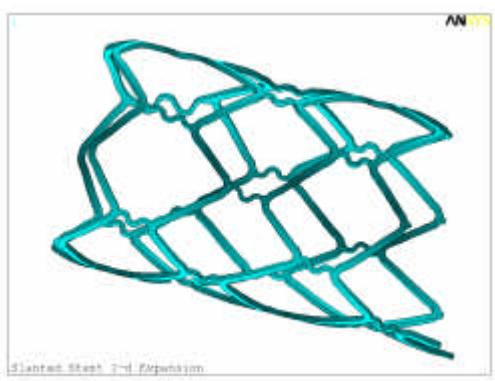


Figura 1. Modelo de um *stent* tridimensional (Ahmad and Barrett, 1999).

A concepção de projeto de *stents* depende do material que foi usado na sua manufatura. Na maioria dos casos, *stents* metálicos ou são feitos de aço inoxidável ou são fabricados de uma liga de Níquel-Titânio (Nitinol). *Stents* de Nitinol são superelásticos e se auto-expandem durante o processo de implante. Com isto, eles são capazes de adaptar melhor a anatomia da parede da artéria. *Stents* de aço inoxidável são submetidos à deformação plástica. Neste caso, um balão localizado no

terminal do cateter infla e deforma plasticamente o *stent* (Serruys and Kutryk, 1998). Neste trabalho será enfatizada somente as características de projeto de *stents* de aço inoxidável.

## 2.2. Modelos Usados na Análise de *Stents*

A estrutura de um *stent* é cilíndrica e tridimensional mas a maioria dos estudos publicados na literatura modelam um *stent* como uma estrutura plana (Serruys and Kutryk, 1998; Ahmad and Barrett, 1999). As condições de contorno aplicadas a estes modelos tentam simular os carregamentos que realmente ocorrem durante o processo de implante. Normalmente, estes modelos consideram ou todas as células distribuídas no plano ou somente uma célula sujeita as condições de contorno. O método dos elementos finitos é a técnica mais utilizada na análise das tensões e deformações de um *stent*. A figura (2) compara a forma da célula de um *stent* antes e após o processo de expansão (Ahmad and Barrett, 1998).

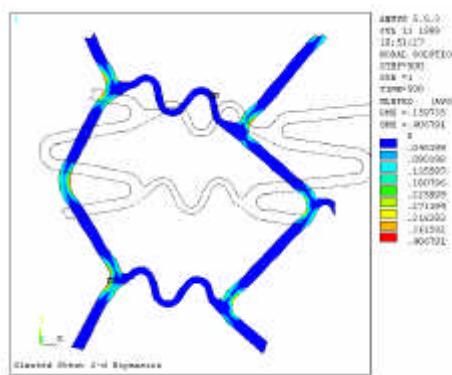


Figura 2. Modelo Plano da célula de um *stent* (Ahmad and Barrett, 1999).

A célula do stent expandido mostra algumas regiões onde o nível de tensões excede o limite de resistência. A capacidade de suporte do vaso sanguíneo é devido ao encruamento provocado pela deformação plástica destas regiões. A célula do stent mostrado na fig. (2) possui duas pernas estruturas simétricas na direção vertical. A deformação plástica encontra-se distribuída somente nestas estruturas verticais. A figura (2) também mostra duas estruturas de formato curvado na direção horizontal interligando as estruturas na direção vertical. O papel destas estruturas curvadas é melhorar a flexibilidade do stent. Um melhor compromisso entre a flexibilidade e a rigidez dos stents depende da combinação da geometria destas estruturas nas direções vertical e horizontal (Serruys and Kutryk, 1998; Guimarães et al., 2002).

## 3. O PROBLEMA DE OTIMIZAÇÃO DE TOPOLOGIA

### 3.1. O que é Otimização de Topologia

Otimização de topologia pode ser definido como uma ferramenta de projeto estrutural que gera automaticamente a melhor distribuição de massa de uma estrutura (Sigmund, 2001). Este procedimento deve localizar os elementos finitos de uma estrutura que serão ou sólidos ou vazios (sem material). Elementos sólidos possuem densidade relativa igual a um e elementos vazios possuem densidade relativa igual a zero. Por exemplo, a fig. (3) mostra uma viga retangular engastada discretizada por elementos finitos sólidos. A topologia ótima mostrada na mesma figura é a distribuição ótima de massa da viga com energia de deformação mínima. Neste caso, o volume da topologia ótima é 40% do volume do espaço de projeto original.

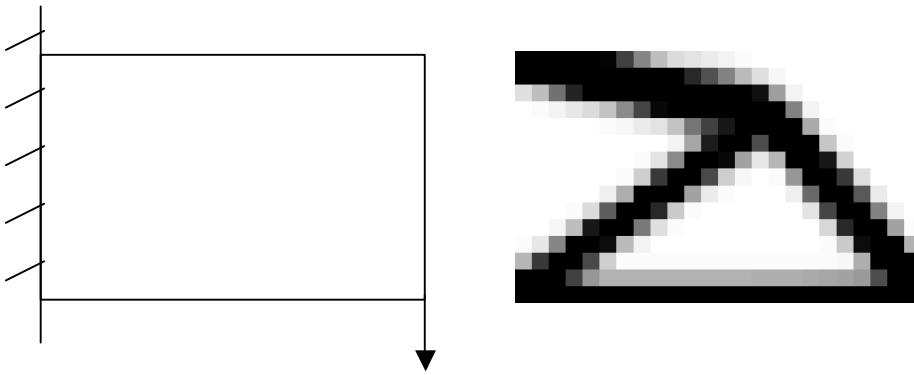


Figura 3. Topologia ótima de uma viga engastada.

### 3.2. Limitações do Procedimento

A maioria dos algoritmos de otimização de topologia é baseada no gradiente da função objetivo para atualizar as variáveis de projeto. É preferível então, que a função objetivo seja convexa e sem mínimos locais. O método do critério de optimalidade é o procedimento de otimização recomendado para uma função objetivo convexa e com apenas um multiplicador de Lagrange a ser calculado durante a otimização. Para problemas mais complexos, é normalmente utilizado ou programação linear seqüencial ou o método das assíntotas móveis.

Um outro problema comum em otimização de topologia é a natureza descontínua das variáveis de projeto. Ao final do processo de otimização, alguns elementos finitos serão sólidos e os demais serão vazios. Se a função objetivo é calculada usando este conceito, ela será altamente descontínua pois a densidade relativa ou é igual a um ou é igual a zero. Por outro lado, se a densidade relativa do elemento puder assumir qualquer valor contínuo entre zero e um, este inconveniente será evitado. Para isto, nós devemos modelar a densidade relativa usando uma regra de interpolação. Bendsøe e Kikuchi (1988) usaram o método da homogenização para gerar valores da densidade relativa. A principal desvantagem desta abordagem é a natureza porosa da topologia ótima. Neste trabalho, será empregada a abordagem da lei de potência como um modelo de interpolação da densidade relativa. Neste caso, a topologia ótima é totalmente definida e sem porosidade (Sigmund, 2001).

Em otimização de topologia, existe ainda uma tendência natural para a formação de regiões que se assemelham a um tabuleiro de xadrez (Sigmund, 2001). Nestas regiões, a distribuição de material não é contínua e varia alternadamente de sólido a vazio. Existem diferentes abordagens para o tratamento deste problema (Sigmund and Peterson, 1998). Neste trabalho será utilizada a abordagem da filtragem da sensibilidade da função objetivo. Nesta técnica, a densidade relativa da cada elemento finito é alterada de acordo com a média da sensibilidade da função objetivo dos elementos vizinhos. O objetivo deste procedimento é uniformizar a topologia da estrutura evitando a formação das regiões de tabuleiro de xadrez.

## 4. FORMULAÇÃO DO PROBLEMA DE OTIMIZAÇÃO DE TOPOLOGIA DE UM STENT

### 4.1. Stent com Máxima Rígidez

O *stent* deve ser rígido após o implante. Fisicamente, a topologia de um *stent* idealmente rígido possui energia de deformação mínima. Isto significa que o *stent* não deve se deformar quando implantado na artéria. Matematicamente, este problema de otimização de topologia pode ser escrito como:

$$\text{Minimizar: } C(x) = U^T K U \quad (1)$$

$$\text{Sujeito a: } \frac{V(x)}{V} = f \quad (2)$$

$$KU = F \quad (3)$$

$$0 \leq x_{\min} \leq x \leq 1 \quad (4)$$

onde  $C(x)$  representa a energia de deformação da estrutura. A variável  $K$  denota a matriz de rigidez global do modelo de elementos finitos,  $U$  é o vetor de deslocamentos nodais e  $F$  o vetor de forças externas aplicada a estrutura. Durante a otimização, o usuário escolhe o volume da topologia ótima,  $V(x)$ , que será gerada. Este parâmetro dividido pelo volume do espaço de projeto,  $V$ , define a fração de volume da topologia ótima,  $f$ . As densidades relativas dos elementos finitos,  $x$ , são as variáveis de projeto deste problema de otimização.

A função objetivo (1) tem sido extensivamente utilizada em otimização de topologia (Sigmund, 2001; Nishiwaki et al., 2001). A razão disto é a natureza altamente convexa da energia de deformação. A fração de volume da topologia ótima,  $f$ , é uma restrição de igualdade que deve ser satisfeita durante todo o processo de otimização. Da equação (3), é extraído o vetor deslocamento nodal da estrutura,  $U$ , a ser inserido na função objetivo. A equação (4) representa uma restrição lateral aplicada a densidade relativa de cada elemento finito da estrutura. O parâmetro  $x_{\min}$ , usualmente igual a 0.01, é o valor mínimo que pode ser assumido pelas variáveis de projeto. A importância deste parâmetro é evitar uma singularidade na matriz de rigidez global,  $K$ , durante o cálculo do vetor deslocamento,  $U$ .

#### 4.2. Stent com Máxima Flexibilidade

O problema de maximização da rigidez poderia servir como um modelo de projeto de um *stent* se este fosse o único critério a ser considerado. Além deste, é também necessário incorporar a flexibilidade no problema de otimização. Para este propósito, considere o corpo sólido elástico em equilíbrio estático mostrado na fig. (4). A força  $F_1$  produz um campo de deslocamento  $U_1$  e, analogamente, a força  $F_2$  gera um deslocamento  $U_2$  no sólido elástico. A força  $F_2$  não existe de fato; ela é uma força fictícia de magnitude unitária a ser usada na definição de uma outra forma de energia de deformação da estrutura. Neste contexto, uma definição de flexibilidade  $C_2 U_1(x)$  pode ser dada por (Nishiwaki et al., 2001):

$$C_2 U_1(x) = U_1^T K U_2 \quad (5)$$

que é também conhecida como energia de deformação mutua. A equação (5) representa uma medida da deformação da estrutura na direção da força fictícia,  $F_2$ , quando a carga  $F_1$  é aplicada (Nishiwaki et al, 2001). Neste sentido, deformação da estrutura na direção da carga  $F_2$  devido à carga  $F_1$  é interpretada como a flexibilidade da estrutura. Portanto, quanto maior o valor de  $C_2 U_1(x)$ , maior é a flexibilidade da estrutura.

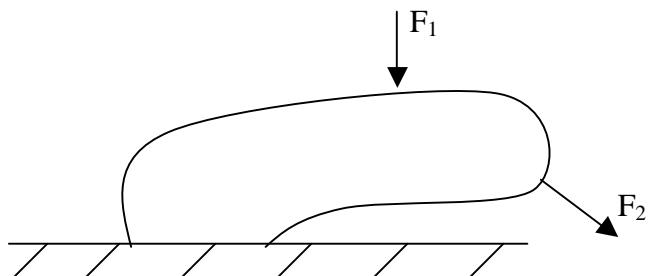


Figura 4. Conceito de flexibilidade de um corpo sólido elástico.

O problema da maximização da flexibilidade de um *stent* não é tão simples quanto o problema de minimização da equação (1). Se nenhum limite é imposto durante a maximização da equação (5), a estrutura deformará indefinidamente quando a carga  $F_1$  é aplicada. Nesta situação, a energia de deformação mútua tenderá ao infinito. Uma forma de lidar com este problema mal condicionado é não permitir que a estrutura se deforme indefinidamente. Para isto, a rigidez representada pela equação (1) deverá ser considerada simultaneamente durante a formulação da flexibilidade da estrutura. A maneira tradicional de incorporar estes dois critérios de projeto em uma única função objetivo é usar uma combinação linear ponderada de  $C_2U_1(x)$  e  $C(x)$  (Nishiwaki et al., 1998):

$$p(x) = -w_1 C_2 U_1(x) + w_2 C(x) \quad (6)$$

com  $w_1$  e  $w_2$  representando os coeficientes de ponderação da flexibilidade e rigidez da estrutura respectivamente. O sinal negativo da flexibilidade indica que ela será maximizada durante a minimização da equação (6). Nesta formulação, é esperado que o usuário possa controlar o grau de flexibilidade ou rigidez da topologia da célula do *stent*. No entanto, a magnitude de  $C_2U_1$  é geralmente muito maior que o valor de  $C$  durante a minimização da equação (6). Além disto, a ordem de grandeza de  $C_2U_1$  e  $C$  depende do tipo da estrutura a ser otimizada. Portanto, é muito difícil escolher valores apropriados de  $w_1$  e  $w_2$  para o controle correto da sua flexibilidade e rigidez (Nishiwaki et al., 1998).

Nishiwaki et al. (2001) propuseram a substituição da equação (6) pela seguinte função objetivo multi critério:

$$\text{Minimizar: } p(x) = -\frac{C_2 U_1(x)}{C_3(x)} \quad (7)$$

$$\text{Sujeito à: } \frac{V(x)}{V} = f \quad (8)$$

$$KU_1 = F_1 \quad (9)$$

$$KU_2 = F_2 \quad (10)$$

$$K_1 U_3 = F_3 \quad (11)$$

$$0 \leq x_{\min} \leq x \leq 1 \quad (12)$$

com as restrições (9) e (10) sendo respectivamente as equações de equilíbrio do modelo de elementos finitos da estrutura mostrado na fig. (4). A solução da equação (11) fornece o campo de deslocamentos  $U_3$  a ser usado na computação da energia de deformação  $C_3(x)$ . Para o cálculo de  $U_3$  será usada a matriz de rigidez  $K_1$  da estrutura mostrada na fig. (5) sujeita a ação da força  $F_3$ . A matriz de rigidez,  $K_1$ , permite calcular o grau de rigidez da estrutura flexível deformada na direção de  $F_2$ . No cálculo do grau de rigidez, é necessário travar os movimentos do nó onde são aplicadas ou a força  $F_1$  ou a força  $F_2$  (Nishiwaki et al., 2001). Esta força  $F_3$  poderá ser ou igual à força  $F_1$ , ou igual à reação da força  $F_2$  contra a estrutura flexível exercendo um contato com um objeto sólido.

Pode ser demonstrado que a função objetivo (7) satisfaz a condição de optimalidade de Pareto (Nishiwaki et al., 2001). Por isto, esta formulação será adotada neste trabalho como um modelo de projeto da topologia da célula do *stent* com máxima flexibilidade.

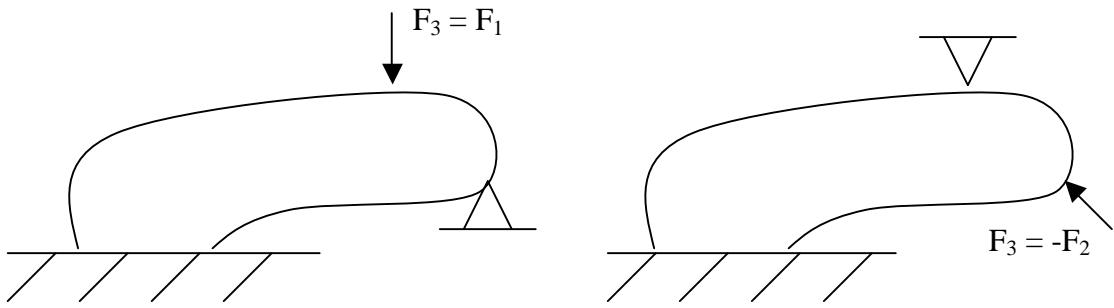


Figura 5. Condições de contorno para o cálculo da rigidez da estrutura flexível.

## 5. MODELAGEM DO PROBLEMA DE PROJETO DA CÉLULA DE STENTS COM MÁXIMA RIGIDEZ E FLEXIBILIDADE

A função objetivo (7) incorpora apenas a rigidez da célula do *stent* flexível para que ele não se deforme indefinidamente. A rigidez da célula devido à pressão aplicada pela artéria após o implante,  $F$ , não foi considerada na formulação da função objetivo (7). No entanto, esta rigidez adicional é facilmente incorporada na sua formulação (Nishiwaki et al., 2001):

$$p(x) = -\frac{C_2 U_1(x)}{(C(x)^2 + C_3(x)^2)^{1/2}} \quad (13)$$

A topologia da célula do *stent* será gerada considerando a flexibilidade mostrada nas figs. (6) e (7). Na figura (6), a célula do *stent* deverá se deformar na direção vertical da força  $F_2$  aplicada no meio da aresta do lado direito. Na figura (7), a célula terá uma flexibilidade na direção vertical aplicada no centro do espaço de projeto. Devido à simetria da célula, será considerada somente a metade do seu espaço de projeto. A maioria dos modelos de *stents* comerciais possui uma fração de volume aproximadamente igual a 20% do volume do espaço de projeto original (Serruys and Kutryk, 1998). Portanto, este mesmo valor será usado neste trabalho para a geração da topologia ótima da célula do *stent*. As dimensões do espaço de projeto, módulo de Young e a magnitude das cargas aplicadas a estrutura serão normalizadas durante a otimização (Sigmund, 2001).

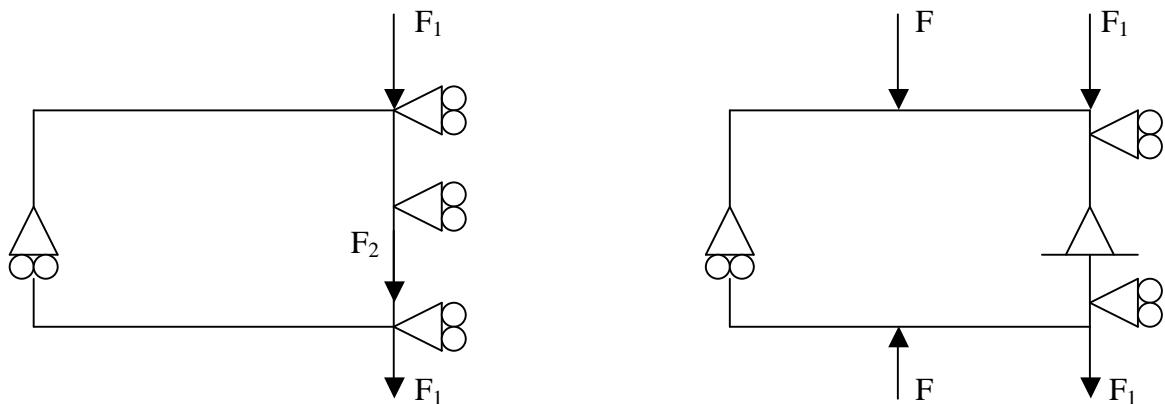


Figura 6. Modelo estrutural da flexibilidade do *stent* na aresta da direita.

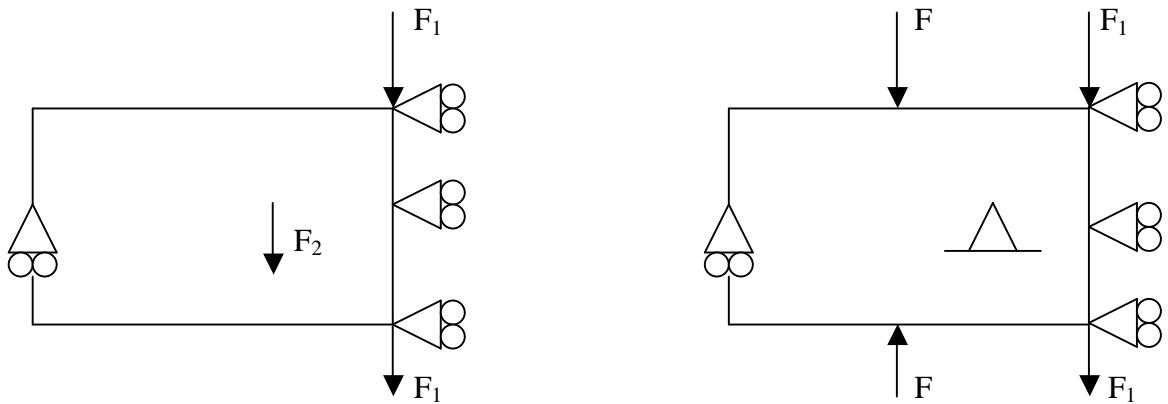


Figura 7. Modelo estrutural da flexibilidade do *stent* no centro do espaço de projeto.

O lado direito das figs. (6) e (7) mostra o modelo usado para a maximização da rigidez da célula do *stent*. Em ambos os casos, a aresta do lado direito do espaço de projeto é livre para mover-se na direção vertical (condição de simetria). Durante a expansão do *stent*, nada restringe o seu movimento na direção horizontal. Portanto, o nó situado no meio da aresta do lado esquerdo é livre para mover na direção horizontal. As duas cargas verticais  $F_1$  simulam o efeito do movimento do cateter durante a navegação do *stent* no vaso sanguíneo. Por outro lado, as duas cargas verticais,  $F$ , de mesma magnitude e sentidos contrários simulam a pressão aplicada pela artéria sobre a célula do *stent* após o implante.

Para a flexibilidade do *stent* na direção vertical, ele não poderá deformar indefinidamente quando as duas cargas,  $F_1$ , são aplicadas (vide fig. (6)). Portanto, o movimento do ponto de aplicação de  $F_2$  é que será travado. Se não houver esta restrição, o *stent* não manterá a sua forma (rigidez) quando sujeito as duas cargas de deflexão,  $F_1$ .

## 6. IMPLEMENTAÇÃO NUMÉRICA DO PROCEDIMENTO

O problema de minimização da função objetivo (13) tem sido resolvido na literatura usando o método da Programação Linear Seqüencial (Nishiwaki et al., 1998; Nishiwaki et al., 2001). Nesta abordagem, a função objetivo e suas restrições são estimadas usando uma aproximação de primeira ordem de uma série de Taylor. O usuário deve escolher limites móveis para diminuir os valores das restrições laterais aplicadas a densidade relativa de cada elemento finito. Entretanto, é muito difícil escolher valores aceitáveis destes limites móveis que produzem uma solução ótima viável (Vanderplaats, 1984).

O problema de otimização definido na equação (13) possui somente uma restrição ativa a ser calculada durante a otimização (fração de volume da topologia). Nesta situação, a implementação do método do critério de otimalidade é mais simples e eficiente que o método da Programação Linear Seqüencial (Sigmund, 2001; Yin and Ananthasuresh, 2001). Portanto, o método do critério de otimalidade será adotado neste trabalho como o otimizador da topologia da célula do *stent*. A condição necessária de Kuhn-Tucker para o mínimo da função objetivo (13) e suas restrições é dada por:

$$A + \lambda D = 0 \quad (14)$$

que é a solução do espaço de projeto da estrutura onde a derivada do Lagrangeano se anula (Yin and Ananthasuresh, 2001). O parâmetro  $A$  é definido por:

$$A = \frac{-\frac{\partial C_2 U_1(x)}{\partial x} (C_3(x)^2 + C(x)^2)^{1/2} + g(x)C_2 U_1(x)}{C_3(x)^2 + C(x)^2} \quad (15)$$

onde:

$$g(x) = \frac{C_3(x) \frac{\partial C_3(x)}{\partial x} + C(x) \frac{\partial C(x)}{\partial x}}{(C_3(x)^2 + C(x)^2)^{1/2}} \quad (16)$$

e o parâmetro D é a derivada da restrição de volume ativa (8) em relação a x, escrita na forma (Sigmund, 2001):

$$V(x(\lambda)) - fV = 0 \quad (17)$$

O valor do multiplicador de Lagrange  $\lambda$  obtido da solução da equação (17) fornece o ponto de mínimo do Lagrangeano. Este conceito será usado neste trabalho para a geração de um esquema de atualização da topologia da célula do *stent*. A equação (15) multiplicada por -1 é a direção de busca deste problema de otimização. Esta direção de busca representa a direção de máxima descida do Lagrangeano (Vanderplaats, 1984). Neste contexto, um esquema de atualização da densidade relativa pode ser definido como (Yin and Ananthasuresh, 2001):

$$x^{j+1} = x^j - (A^j + \lambda^j D^j) \quad (18)$$

que é uma representação usual da maioria dos algoritmos de otimização numérica (Vanderplaats, 1984). Embora a equação (18) seja a forma mais simples de atualizar as variáveis de projeto, ela tem provado ser bastante eficiente para este problema de otimização (Yin and Ananthasuresh, 2001). O índice j denota o número de iteração usado para a atualização da densidade relativa. Infelizmente, a equação (18) não garante uma convergência estável da topologia da estrutura. Uma das formas de estabilizar a formação da topologia é (Bendsøe, 1995):

$$\max(0.001, x^j - m) \leq x^{j+1} \leq \min(1, x^j + m) \quad (19)$$

onde m representa um valor limite da mudança da densidade relativa. O papel deste parâmetro é evitar a formação de descontinuidades na topologia durante a otimização. Na equação (19), 0.001 e 1 são respectivamente os valores mínimo e máximo que a densidade relativa pode assumir.

A figura (8) mostra as etapas do algoritmo de otimização de topologia da célula do *stent* a ser usado neste trabalho. Inicialmente, todos os elementos finitos da estrutura possuem densidade relativa igual à fração de volume escolhida pelo usuário. Depois os deslocamentos nodais  $U_1$ ,  $U_2$  e  $U_3$  são obtidos resolvendo as equações de equilíbrio (9), (10) e (11). Estes deslocamentos são usados no cálculo da função objetivo (13) e sua sensibilidade. Posteriormente, a sensibilidade da função objetivo é filtrada a fim de evitar a presença de padrões de “tabuleiro de xadrez” na topologia ótima da célula do stent. Finalmente, o multiplicador de Lagrange,  $\lambda$ , é calculado usando um algoritmo do tipo bissecção para a busca da raiz da restrição de volume ativa (8) e a topologia da estrutura é atualizada. Todas as subrotinas do fluxograma mostrado na fig. (8) foram implementadas usando o programa Matlab® 6.5.

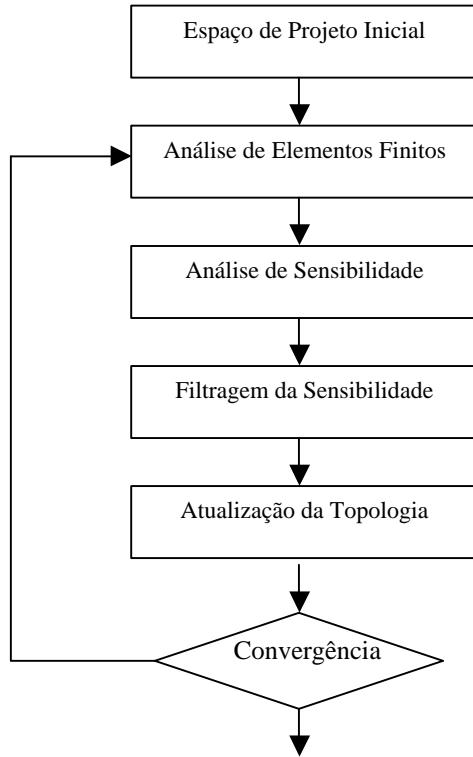


Figura 8. Fluxograma do algoritmo de otimização de topologia.

## 7. ANÁLISE DOS RESULTADOS OBTIDOS

As topologias mostradas nas figuras (9) e (11) foram geradas considerando uma malha de 36 por 25 elementos finitos. Em ambos os casos, foram empregados elementos finitos retangulares do tipo sólido com 4 (quatro) nós em estado plano de tensões. Este tipo de elemento finito considera somente os deslocamentos de translação nas direções vertical e horizontal em cada nó. A relação entre o comprimento e a altura do espaço de projeto da célula do *stent* mostrado nas figuras (9) e (11) é igual a 1.5. Este valor foi selecionado com base nas medidas das células de *stents* comerciais existentes no mercado (Serruys and Kutryk, 1998).

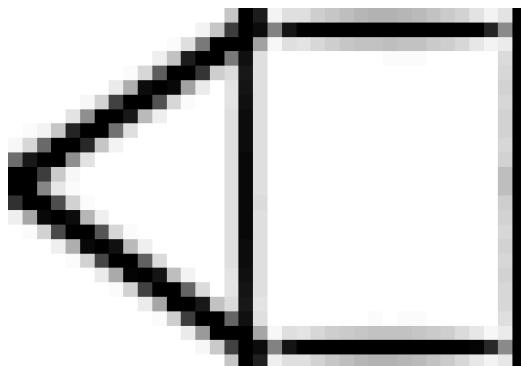


Figura 9. Topologia ótima da célula do *stent* com flexibilidade no centro da aresta da direita.

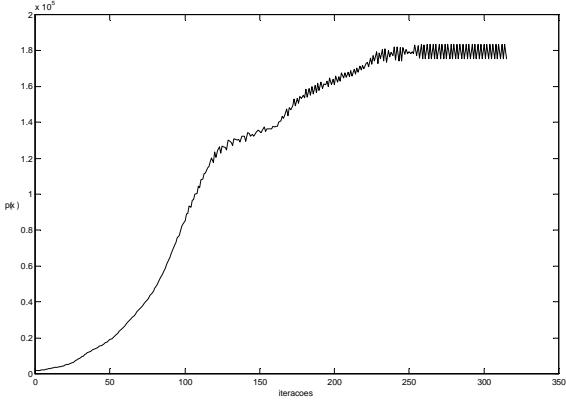


Figura 10. Maximização da função objetivo.

A figura (9) ilustra a topologia ótima da célula do *stent* correspondente ao espaço de projeto mostrado na fig. (6). Observa-se na fig. (9) a presença de material interligando o ponto de aplicação das duas cargas  $F$  até o centro da aresta do lado esquerdo. Além disto, existe material na direção vertical distribuído entre estas duas cargas aplicadas. O papel desta distribuição de massa localizada é maximizar a rigidez da célula do *stent* quando implantado no vaso cardíaco. A topologia do lado direito da célula do *stent* maximiza a flexibilidade na direção da força  $F_2$  mostrada na fig. (6). O comportamento da função objetivo (13) para este problema está ilustrada na fig. (10). A topologia ótima convergiu com 315 iterações usando um limite móvel,  $m$ , igual a 0.005.

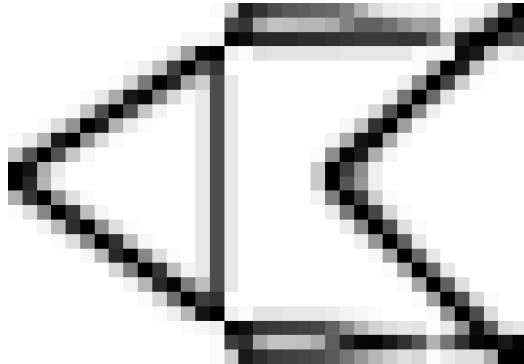


Figura 11. Topologia ótima da célula do stent com flexibilidade no centro do espaço de projeto.

A topologia ótima ilustrada na fig. (11) apresenta uma geometria mais complexa que a topologia analisada na fig. (9). A distribuição de material do lado esquerdo mostrado na fig. (11) é semelhante à topologia apresentada na fig. (9). No entanto, a flexibilidade localizada no centro do espaço de projeto altera consideravelmente a distribuição de massa da célula do *stent*. Neste caso, o procedimento de otimização insere material conectando os pontos de aplicação das forças  $F_1$  até o centro do espaço de projeto. Isto aumenta a rigidez da célula do *stent* quando ela se deforma no sentido de  $F_2$ . O restante da topologia do lado direito maximiza a flexibilidade da célula do *stent*. A evolução da função objetivo durante a sua maximização está ilustrada na fig. (12). Para este caso, a topologia convergiu com 329 iterações usando um limite móvel igual a 0.005.

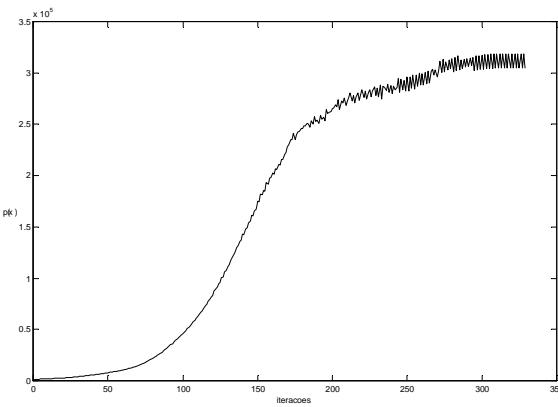


Figura 12. Comportamento da função objetivo.

## 8. CONCLUSÕES

Uma metodologia para o projeto da topologia ótima do modelo plano da célula de *stents* com máxima rigidez e flexibilidade foi proposta neste trabalho. Foram geradas duas topologias diferentes para duas localizações desejadas para a sua flexibilidade. Os padrões entre as duas topologias foram comparados qualitativamente. Considerando apenas a rigidez, o procedimento distribuiu mais material nas regiões de máxima deformação. O procedimento também distribuiu material maximizando a deformação na direção da flexibilidade da célula do *stent*. Portanto, foi comprovado que esta técnica pode servir como uma ferramenta de projeto das células de *stents*.

Deformação plástica e análise de grandes deslocamentos não foram considerados no problema de projeto proposto neste trabalho. No entanto, estes efeitos não devem ser desprezados durante o processo de expansão de um *stent*. O encruamento aumenta o limite de resistência do *stent* quando ele se deforma plasticamente. No futuro, o encruamento somado a flexibilidade serão considerados simultaneamente no problema de otimização de topologia da célula de *stents*.

## 9. AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem ao CNPq (Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico) pelo suporte financeiro.

## 10. REFERÊNCIAS

- Ahmad, A. and Barrett, P., 1998, "Private Communication".
- Bendsøe, M. P. and Kikuchi, N., 1988, "Generating Optimal Topologies in Optimal Design Using a Homogenization Method", Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering, Vol. 71, pp. 197-224.
- Bendsøe, M. P., 1995, "Optimization of Structural Topology, Shape and Material", Berlin, Heidelberg, New York: Springer.
- Guimarães, T. A., Duarte, M. A. V., Oliveira, S. A. G., 2002, "Influência da Geometria Sobre a Rigidez e Flexibilidade de Stents para Angioplastia", Anais do CONEM 2002, João Pessoa, PB. Brasil.
- McClean, D. R. and Eigler, N. L., 2002, "Stent Design: Implications for Restenosis", Reviews in Medicine Cardiovascular, Vol. 3, pp. 16-22.
- Nishiwaki, S., Frecker, M. I., Min, F. and Kikuchi, N., 1998, "Topology Optimization of Compliant Mechanisms Using the Homogenization Method", International Journal for Numerical Methods in Engineering, Vol. 42, pp. 535-559.

- Nishiwaki, S., Min, S., Yoo, J. and Kikuchi, N., 2001, "Optimal Structural Design Considering Flexibility", Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering, Vol. 190, pp. 4457-4504.
- Petrosian, G. A., 2001, "Private Communication".
- Serruys, P. W. and Kutryk, J. B., 1998, "Handbook of Stents Coronary", Ed. Martin Dunitz (London), pp. 343.
- Sigmund, O., 2001, "A 99 Line Topology Optimization Code Written in Matlab", Structural Optimization, Vol. 21, pp. 120-127.
- Sigmund, O. and Petersson, J. , 1998, "Numerical Instabilities in Topology Optimization: a Survey on Procedures Dealing with Checkerboards, Mesh Dependencies and Local Minima", Structural Optimization, Vol. 16, pp. 68-75.
- Vanderplaats, G. N., 1984, "Numerical Optimization Techniques for Engineering Design: With Applications", Ed McGraw Hill Book Company, pp. 333.
- Yin, L. and Ananthasuresh, G. K., 2002, "Topology Optimization of Compliant Mechanisms with Multiple Materials Using a Peak Function Material Interpolation Scheme", Structural Optimization, Vol. 23, pp. 49-62.

## **TOPOLOGICAL OPTIMIZATION OF STENT CELLS FOR ANGIOPLASTY**

**55061**

***Abstract.*** *Topology Optimization is a mechanical design tool which seeks the best material distribution of a structure. In this work, this technique is applied to the definition of the geometry of a stent. A multi-criteria objective function, incorporating the flexibility and stiffness desired to a stent, is implemented in the topology optimization program. During the optimization, it is used optimality criteria in order to update the topology of the stent. The sensitivities of the design variables are calculated analitically, by using the displacements obtained of a finite elements subroutine. All the subroutines of topology optimization program have been implemented in the software Matlab<sup>®</sup> version 6.5.*

***Keywords.*** *angioplasty, mechanical design, topology optimization, stents*