

ROGÉRIO DE ARAÚJO

**SIMULAÇÃO NUMÉRICA DO PROCESSO DE EXPANSÃO DE
STENTS PARA ANGIOPLASTIA POR HIDROCONFORMAÇÃO**



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA

FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA

2007

ROGÉRIO DE ARAÚJO

**SIMULAÇÃO NUMÉRICA DO PROCESSO DE EXPANSÃO DE
STENTS PARA ANGIOPLASTIA POR HIDROCONFORMAÇÃO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia, como parte dos requisitos para obtenção do título de **MESTRE EM ENGENHARIA MECÂNICA**.

Área de Concentração: Mecânica dos Sólidos e Vibrações.

Orientadora: Prof^ª. Dra. Sonia A. G. Oliveira

Co – Orientador: Tobias Anderson Guimarães

UBERLÂNDIA-MG

2007

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

A663 s Araújo, Rogério de, 1981-
 Simulação numérica do processo de expansão de stents para angio-
 plastia por hidroconformação / Rogério de Araújo. - 2008.
 69 f. : il.

 Orientadora: Sonia A. G. Oliveira.
 Co-orientador: Tobias Anderson Guimarães.
 Dissertação (mestrado) – Universidade Federal de Uberlândia, Pro-
 grama de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica.
 Inclui bibliografia.

 1. Mecânica dos sólidos - Teses. 2. Deformações e tensões - Teses. 3.
 Angioplastia - Teses. 4. Biomecânica - Teses. I. Oliveira, Sonia Apareci-
 da Goulart. II. Guimarães, Tobias Anderson. III. Universidade Federal de
 Uberlândia. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica. IV.
 Título.

CDU: 620.17

FOLHA DE APROVAÇÃO

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho a meus pais,
Zacaria Paulo e Avani,
aos meus irmãos Ricardo e Josiane,
ao meu sobrinho Luis Gabriel
e a minha namorada Vanessa.

AGRADECIMENTOS

Manifesto meus agradecimentos à Professora Sonia e ao Professor Tobias, pelo incentivo, amizade, confiança, apoio, pela presente orientação, dedicação e principalmente paciência, sem os quais seria impossível a realização deste trabalho.

Aos meus pais, Zacaria Paulo e Avani pelo apoio, e pelo amor incondicional a mim dedicado.

Aos meus irmãos Ricardo e Josiane, pela amizade e o companheirismo de sempre.

Ao meu pequenino sobrinho Luis Gabriel, pelos momentos de imensa alegria que ele me proporciona.

Ao grande amor da minha vida, Vanessa, pela paciência, pela companhia, pela compreensão e pelo seu imenso amor e carinho.

À minha tão amável madrinha, Dona Olímpia, pelo enorme amor e carinho.

Aos colegas Arthur Langoni, Naiara, Eduardo, Eliane, Margareth, Anderson, Edson, Écio e Leonardo pelos bons momentos de descontração.

À secretária do Programa de Pós-Graduação de Engenharia Mecânica, Kelly, pelo seu constante bom humor, e pronta disponibilidade em nos atender.

Aos professores do Programa de Pós-Graduação de Engenharia Mecânica.

Ao CNPq e ao IFM pela ajuda financeira oferecida durante este estudo.

Ao Programa de Pós-Graduação de Engenharia Mecânica pela oportunidade de realização do mestrado na instituição.

ARAUJO, A. Simulação Numérica do Processo de Expansão de Stents para Angioplastia por Hidroconformação. 2007. 69 f. Dissertação de Mestrado, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia.

Resumo

As doenças cardiovasculares, antes tratadas pela cirurgia de ponte de safena, têm sido tratadas atualmente por procedimentos, minimamente invasivos, chamados Angioplastia Coronária Transluminal Percutânea (ACTP). Em um destes procedimentos, uma prótese metálica conhecida como stent é montada sobre um pequeno cateter com balão inflável, que é implantado na região da artéria obstruída diminuindo as possibilidades de ocorrer uma reestenose. Um melhor conhecimento do processo de expansão dos stents no interior das artérias é fundamental para o sucesso deste procedimento. Neste contexto, o método dos elementos finitos pode ser usado como uma ferramenta de análise na avaliação do desempenho de um stent implantado na parede arterial. Devido à similaridade entre o processo de fabricação de tubos por hidroconformação e o processo de angioplastia, a simulação de hidroconformação de tubos por elementos finitos, foi empregada neste trabalho. A metodologia foi utilizada para avaliar o comportamento e desempenho de dois modelos de stents, obtidos e analisados por Guimarães (2005) assim como de um modelo comercial. A simulação do processo de expansão do stent foi realizada com um programa explícito de elementos finitos não lineares, Stampack[®]. A partir dos resultados da simulação, foi possível avaliar alguns parâmetros de interesse do projeto, tais como, a pressão necessária para promover uma expansão satisfatória, o campo de deformações plásticas no stent, a variação da espessura e a recuperação elástica após a retirada da pressão.

Palavras Chave: Angioplastia, Elementos finitos não lineares, Hidroconformação, stents.

ARAUJO, A. Numerical Simulation of the Process of Expansion of Stents for Angioplasty by Hydroforming. 2007. 69 f. M. Sc. Dissertation, Federal University of Uberlândia, Uberlândia.

Abstract

In early times, the cardiovascular diseases were treated by the bypass surgery. Nowadays, these diseases have been treated with a minimally invasive procedure, the percutaneous transluminal coronary angioplasty. In one of these procedures, a metallic tubular device, known as stent, is placed on the catheter with an expandable balloon. The stent is implanted in the region of the obstructed artery, decreasing the possibility of reestenosis. Therefore, a successfully angioplasty depends on the knowing of the expansion process. In this context, the finite elements method can be used as a tool of analysis of the performance of a stent implanted on the arterial wall. Because of the similarity between the angioplasty process and the tube hydroforming, the tube hydroforming simulation by finite element method was used in this work to study the behavior of the two stent models topologically optimized by Guimarães (2005). The same procedure was also used in the simulation of the expansion of a commercial stent model and the results were compared with the stents studied by Guimarães (2005). The stent expansion process simulation was carried out using the software Stampack[®]. From the results, it was possible to predict some design parameters, such as, the pressure of expansion of the balloon, the plastic strain field in the stent, the relative thickness and the springback.

Key words: Angioplasty, Non Linear Finite elements, Hydroforming Process, stents.

Lista de figuras

Figura 2.1	Processo de desbloqueio de placas de gorduras acumuladas no interior da artéria. (medicina2.med.up.pt/cefa/angioplastia.htm).....	5
Figura 2.2	Obstrução da artéria pela placa aterosclerótica (acúmulo de colesterol). (medicina2.med.up.pt/cefa/angioplastia.htm).....	6
Figura 2.3	Stents auto-expansíveis (SERRUYS; KUTRYK, 1998)	8
Figura 2.4	Stent expandido montado sobre o cateter e balão (SERRUYS; KUTRYK, 1998).....	9
Figura 3.1	Exemplo aplicação do processo de hidroconformação (adaptado de PONCE, 2006).....	12
Figura 3.2	Esquema de comparação entre o processo de hidroconformação e a expansão do stent	14
Figura 4.1	Interpretação dos Coeficientes de Lankford.....	17
Figura 4.2	Curva Limite de Conformação e Diagrama Limite de Conformação ..	22
Figura 4.3	Diagrama Limite de Conformação - DLC (Stampack user guide, 2002).....	23
Figura 4.4	Possíveis regiões de falhas na chapa conformada (Stampack user guide, 2002)	24
Figura 4.5	Diagrama de Zona de Segurança. (adaptado de Stampack user guide, 2002)	24
Figura 5.1	Elementos de rigidez e flexibilidade (Guimarães, 2005).....	27
Figura 5.2	Primeiro modelo geométrico da célula do stent.....	28
Figura 5.3	Segundo modelo geométrico da célula do stent.....	28
Figura 5.4	Modelo geométrico do stent 1	29
Figura 5.5	Modelo geométrico do stent 2	29
Figura 5.6	Modelo tridimensional do stent 1 a) e do stent 2 b).....	30
Figura 5.7	Gráficos analisados no estudo da sensibilidade da malha.....	33
Figura 5.8	Secção transversal do stent 2 sujeita à aplicação radial da pressão.	35
Figura 5.9	Restrição dos nós do stent 1	36
Figura 5.10	Geometria tridimensional do stent comercial.....	37
Figura 6.1	Forma inicial e final do stent 1.....	39
Figura 6.2	Espessura relativa do stent 1.....	40

Figura 6.3	Região do stent 1 com maior variação da espessura	40
Figura 6.4	Deformação plástica equivalente do stent 1	41
Figura 6.5	Região do stent 1 com maior deformação plástica.....	41
Figura 6.6	Diagrama Limite de Conformação (DLC) do stent 1	42
Figura 6.7	Mapa qualitativo do diagrama limite de conformação do stent 1	43
Figura 6.8	Diagrama de zona de segurança do stent 1.....	44
Figura 6.9	Recuperação elástica do stent 1.....	45
Figura 6.10	Aumento no comprimento do stent 1 após a recuperação elástica....	45
Figura 6.11	Tensão equivalente de Von Mises do stent 1 em [Pa]	46
Figura 6.12	Forma inicial e final do stent 2.....	47
Figura 6.13	Região do stent 2 com maior variação da espessura	48
Figura 6.14	Deformação plástica equivalente do stent 2	49
Figura 6.15	Região do stent 2 com maior deformação plástica.....	50
Figura 6.16	Diagrama limite de Conformação (DLC) do stent 2	50
Figura 6.17	Mapa qualitativo do diagrama limite de conformação do stent 2	51
Figura 6.18	Diagrama de zona de segurança do stent 2.....	51
Figura 6.19	Recuperação elástica do stent 2.....	52
Figura 6.20	Tensão equivalente de Von Mises do stent 2 em [Pa]	52
Figura 6.21	Forma inicial e final do stent comercial.....	53
Figura 6.22	Região do stent comercial com maior variação da espessura	54
Figura 6.23	Deformação plástica equivalente do stent comercial	55
Figura 6.24	Região do stent comercial com maior deformação plástica	56
Figura 6.25	Diagrama limite de conformação (DLC) do stent comercial	56
Figura 6.26	Mapa qualitativo do diagrama limite de conformação do stent comercial	57
Figura 6.27	Diagrama de zona de segurança do stent comercial.....	58
Figura 6.28	Recuperação elástica do stent comercial.....	58
Figura 6.29	Tensão equivalente de Von Mises do stent comercial em [Pa]	59

Lista de tabelas

Tabela 4.1	Parâmetros do modelo de Ludwik-Nadai para o aço inoxidável 316L	18
Tabela 5.1	Parâmetros do aço inoxidável 316L	26
Tabela 5.2	Dimensões adotadas para o stent 1 e stent 2 em escala ampliada ...	31
Tabela 5.3	Número de elementos finitos referentes a cada simulação	32
Tabela 5.4	Dimensões adotadas para o stent comercial em escala ampliada	37
Tabela 6.1	Apresentação dos resultados, após o processo de expansão.....	60
Tabela 6.2	Apresentação dos resultados, após a recuperação elástica.....	61
Tabela 6.3	Apresentação dos resultados em escala real após a recuperação elástica.....	61

Lista de símbolos

d	Distância do nó mais próximo da Curva Limite de Conformação (CLC)
d_0	Menor distância da Curva Limite de Conformação (CLC) à origem do sistema de coordenadas
K	Parâmetro do material do modelo de Ludwik-Nadai
r_0	Coeficiente de anisotropia medido a 0° da direção de laminação
r_{45}	Coeficiente de anisotropia medido a 45° da direção de laminação
r_{90}	Coeficiente de anisotropia medido a 90° da direção de laminação
r_m	Média dos coeficientes de Lankford
n	Parâmetro do material do modelo de Ludwik-Nadai
e_{po}	Parâmetro do material do modelo de Ludwik-Nadai
e_p	Parâmetro do material do modelo de Ludwik-Nadai
e_1	Deformação principal maior
e_2	Deformação principal menor
s_{11}	Componente de tensão normal
s_{22}	Componente de tensão normal
s_{12}	Componente de tensão cisalhante
s_{eq}	Tensão equivalente

SUMÁRIO

Resumo	vi
Abstract.....	vii
Lista de figuras.....	viii
Lista de tabelas	x
Lista de símbolos.....	xi
CAPÍTULO I.....	1
INTRODUÇÃO	1
CAPÍTULO II.....	4
STENTS PARA ANGIOPLASTIA	4
2.1. Surgimento do stent	4
2.2. Angioplastia.....	5
2.3. Oclusões agudas do miocárdio	6
2.4. Reestenose	7
2.5. Stent e sua manufatura.....	7
2.6. Algumas preocupações no projeto de stents para angioplastia	9
CAPÍTULO III.....	11
CONFORMAÇÃO, HIDROCONFORMAÇÃO E SUAS APLICAÇÕES.....	11
3.1. Processo de hidroconformação.....	13
3.2. Hidroconformação aplicado à expansão do stent.....	14
CAPÍTULO IV	16
MODELAGEM NUMÉRICA.....	16
4.1. Modelo do Material	16
4.2. Método do Elemento Finito	18
4.2.1. Elemento Finito utilizado pelo Software Stampack®	19
4.3. Parâmetros a serem analisados na simulação de expansão do stent	20
4.3.1. Deformação plástica	20
4.3.2. Pressão	21
4.3.3. Diagrama Limite de Conformação	21
4.3.4. Recuperação Elástica (Springback)	25
CAPÍTULO V.....	26

MATERIAIS E MÉTODOS	26
5.1. Materiais utilizados na simulação.....	26
5.2. Metodologias utilizadas na simulação.....	27
5.2.1. Importação dos pontos e eliminação de descontinuidades dos contornos	27
5.2.2. Desenvolvimento da Geometria plana do stent	27
5.2.3. Desenvolvimento dos modelos tridimensionais dos stents.....	29
5.2.4. Estudo da sensibilidade da malha de elementos finitos	31
5.2.5. Pressão aplicada ao processo de expansão do stent.....	34
5.2.5.1. Determinação da pressão necessária para expansão do stent....	34
5.2.6. Recuperação Elástica.....	35
5.3. Modelo da geometria do stent comercial	36
CAPÍTULO VI	38
RESULTADOS E DISCUSSÕES.....	38
6.1. Resultados e discussões da simulação de expansão do stent 1 por hidroconformação.....	38
6.2. Resultados e discussões da simulação de expansão do stent 2 por hidroconformação.....	46
6.3. Resultados e discussões da simulação de expansão do stent comercial por hidroconformação	53
6.4. Análise comparativa dos três modelos de stents	59
CAPÍTULO VII.....	62
CONCLUSÕES E SUGESTÕES DE TRABALHOS FUTUROS.....	62
7.1. Conclusões.....	62
7.2. Sugestões para trabalhos futuros	63
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	65

CAPÍTULO I

INTRODUÇÃO

As doenças arteriais coronarianas são as principais responsáveis por mortalidade de seres humanos nos países ocidentais. Apenas nos Estados Unidos, esta doença causa cerca de meio milhão de mortes em ambos os sexos todos os anos, tendo como principais manifestações a angina, infarto agudo do miocárdio, insuficiência cardíaca e morte súbita (SANTOS FILHO et al., 2002).

As artérias coronárias, responsáveis pela irrigação do coração, sofrem gradualmente obstruções. Este bloqueio é ocasionado pelo acúmulo de substâncias como o colesterol.

No início da década de 90, as doenças do coração eram tratadas somente através de um método altamente invasivo. Este método consistia na execução de uma cirurgia para implantação de uma ponte de safena, ou seja, este vaso sanguíneo obstruído era substituído por outro saudável. Este procedimento oferece ao paciente um elevado risco na própria prática da cirurgia e no período pós-operatório, levando em conta ainda a alta probabilidade de rejeição do vaso implantado.

Com o simples objetivo de diminuir ou até mesmo extinguir o manifesto destas doenças, têm sido desenvolvidos vários procedimentos e equipamentos, e um deles, e por sinal o mais utilizado atualmente, tem sido o stent. Um procedimento minimamente invasivo muito utilizado juntamente com o uso do stent é a Angioplastia Coronária Transluminal Percutânea (ACTP).

De acordo com Guérios et al. (1998), a observação de uma parcela de pacientes em que, alguns meses após terem sido submetidos com sucesso ao procedimento de ACTP, resultou na verificação da recorrência de estenose (processo de fechamento do lumen arterial na região desobstruída) no local previamente tratado.

O desenvolvimento de novas tecnologias nas áreas de biomateriais e dos processos de usinagem laser, tem levado a criação de novos modelos de stents com o intuito de otimizar o processo de implante e sua biocompatibilidade evitando o aparecimento da reestenose.

Projetar e fabricar stents com o melhor compromisso entre rigidez e flexibilidade é o que todo fabricante busca. A maioria dos stents comerciais da geração atual, sempre incorpora estes dois critérios na sua concepção de projeto. Mesmo assim, a taxa de reestenose em pacientes com stents implantados ainda é relativamente alta e nem sempre, a flexibilidade destes modelos permite uma navegação segura dentro da veia. Sendo assim num processo de manufatura de stents, estes dois critérios de projetos, flexibilidade e sua rigidez, devem ter uma atenção especial.

Guimarães (2005) utilizou a otimização de topologia para gerar a melhor distribuição de massa de um stent. De forma geral, foi feita a maximização da deformação elástica para o elemento de flexibilidade e analogamente a maximização da deformação plástica para o elemento de rigidez. O objetivo principal deste trabalho foi aplicar a otimização topológica na geração de uma geometria otimizada de uma célula plana de stent de aço inoxidável 316L.

A principal contribuição de seu trabalho é a análise da configuração pós-implante dos modelos de stents otimizados. O trabalho objetivou a avaliação de parâmetros de projetos de duas geometrias de células de stents para angioplastia, anteriormente citadas, através da simulação numérica por elementos finitos explícitos utilizando-se do programa Stampack®. Foi realizada também uma análise em uma geometria de stent comercial com a finalidade de comparar os resultados destes com os novos modelos propostos.

No processo de simulação numérica da expansão do stent para angioplastia utilizou-se o módulo de hidroconformação do programa Stampack®. A hidroconformação de tubo pode ser definida como um processo de fabricação no qual um carregamento combinado de pressão interna aplicado a um meio fluido e forças de compressão é usado para obter componentes tubulares com seções transversais diferentes (BATALHA et al., 2005). A hidroconformação de tubo tem várias vantagens quando comparada com os processos convencionais de estampagem, como por exemplo, um maior índice de aproveitamento de material e maior vida útil da ferramenta, etc.

Na prática, a hidroconformação é um processo de deformação não linear e a predição analítica da qualidade dos parâmetros do componente manufaturado, como, o enrugamento e o estreitamento, são disponíveis somente para alguns casos da peça com geometria simples. Neste contexto, o método de elementos finitos tem provado ser uma

ferramenta de simulação de grande interesse na análise destes parâmetros (BATALHA et al., 2005 e AHMETOGLU; ALTAN, 2000).

Neste trabalho, foi utilizada uma nova metodologia para a análise do modelo tridimensional de stent usando a simulação de hidroconformação por elementos finitos. As topologias ótimas da unidade repetitiva do stent desenvolvidas por Guimarães (2005), foram os pontos de partida para a criação de dois modelos tridimensionais de stent. A obtenção da geometria do stent comercial foi feita com base nas imagens dos modelos apresentados por Serruys e Kutryk (1998). A fim de reduzir o tempo total de processamento, as dimensões de todos os modelos de stents avaliados neste trabalho foram ampliadas em uma proporção de 1:100, (Alves, 2003). A partir da simulação dos modelos em escala ampliada, foi avaliada a pressão interna a ser aplicada no processo de expansão, o campo de deformação plástica do stent, a variação relativa da sua espessura e a sua recuperação elástica. Os parâmetros extraídos do pós-processamento mostram que a geometria do stent satisfaz algumas especificações requeridas para o procedimento de angioplastia.

Os resultados mostraram que a simulação de hidroconformação por elementos finitos, extensivamente usados para o estudo de hidroconformação de componentes automotivos, é também uma ferramenta viável a ser empregada na análise do comportamento mecânico dos stents para angioplastia.

CAPÍTULO II

STENTS PARA ANGIOPLASTIA

Um stent para angioplastia é uma prótese metálica de formato cilíndrico, cujo principal papel é reforçar a parede da artéria na região enfraquecida após a angioplastia. Esta prótese é implantada no momento da realização do processo de angioplastia, com o intuito de prevenir reestenose.

2.1. Surgimento do stent

Há mais de um século atrás, um dentista inglês chamado Charles stent, idealizou um material dentário para moldagem, que mais tarde foi utilizado como suporte para tecidos vivos em cicatrização (SOUSA; SOUSA, 1995). Em 1964, Dotter e Judkins descreveram o primeiro procedimento de angioplastia com o uso de um cateter de dilatação em circulação periférica, antevendo sua utilização em circulação coronária. Com o objetivo de combater o elevado índice de reestenose após o procedimento de angioplastia, Dotter, em 1969, sugeriu o implante de uma prótese endovascular que facilitasse a sustentação da parede do vaso sanguíneo, que recebeu o nome de stent.

Mesmo com a enorme expectativa de Dotter, sua técnica de dilatação transluminal percutânea de obstruções vasculares não conseguiu uma boa repercussão. Pouco depois, em 1977, na Suíça, Andréas Gruentzig, um jovem médico alemão, que trabalhava em um hospital universitário em Zurique, desenvolveu um cateter de dilatação com dupla luz e um balão composto de um material não-elástico, utilizando-os com sucesso em artérias femorais. Ainda neste ano, Gruentzig realizou a primeira Angioplastia Coronária Transluminal Percutânea (ACTP) em um homem, expandindo tal utilização para artérias coronárias, o que

deu um grande estímulo à cardiologia invasiva e ao intervencionismo (GRÜNTZIG et al., 1979).

2.2. Angioplastia

A angioplastia pode ser definida de forma simplificada, como o processo de desbloqueio de placas de gorduras acumuladas no interior das artérias, através da introdução de um tubo flexível denominado cateter com um pequeno balão na sua extremidade. Este procedimento é feito por uma secção na região da virilha. O conjunto é conduzido até a região do vaso bloqueado e o balão é inflado desobstruindo a região da artéria antes bloqueada pela placa de gordura, liberando então o lúmen arterial e normalizando assim o fluxo sanguíneo. Esta obstrução da artéria (estenose), geralmente, provocada pelo uso do cigarro, diabetes, obesidade e sedentarismo, possivelmente se manifesta na forma de infarto agudo do miocárdio e angina. A Figura 2.1 e 2.2 mostram de forma simplificada a definição citada anteriormente.

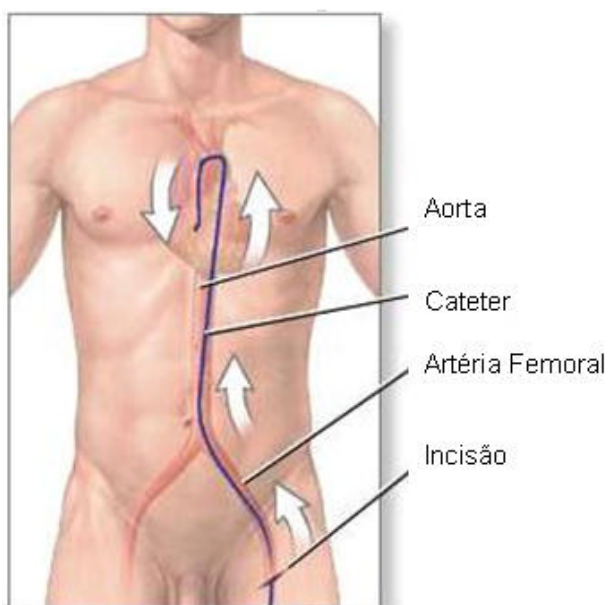


Figura 2.1– Processo de desbloqueio de placas de gorduras acumuladas no interior da artéria. (medicina2.med.up.pt/cefa/angioplastia.htm)

Quando a obstrução é parcial o doente desenvolve o que se chama de “Angina” (dor ou desconforto no peito propiciado pelo baixo fluxo sanguíneo e conseqüentemente baixo nível de oxigênio oferecido ao músculo cardíaco). Por outro lado, quando a obstrução é completa e não existe uma boa circulação, o doente desenvolve um quadro de “Enfarte

Agudo do Miocárdio”, que é o processo de morte do músculo cardíaco por falta de aporte adequado de nutrientes e oxigênio.

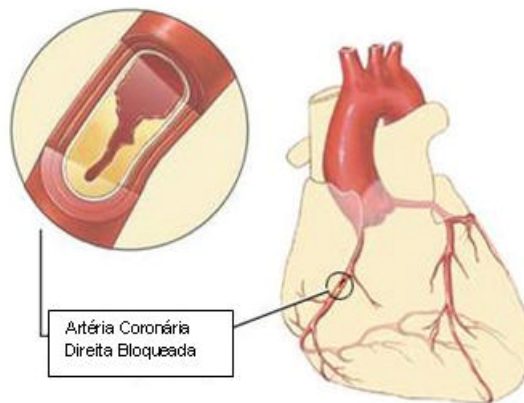


Figura 2.2 – Obstrução da artéria pela placa aterosclerótica (acúmulo de colesterol).
(medicina2.med.up.pt/cefa/angioplastia.htm)

Com o passar dos anos, a ACTP se difundiu rapidamente, uma vez que os resultados de tal procedimento foram bastante relevantes. Devido a esse sucesso, parte das complicações tais como, as mortes por ataque cardíaco fulminante, os infartos agudos do miocárdio e as necessidades de se realizar uma cirurgia de emergência, também diminuiu drasticamente e isto tem sido possível devido aos grandes desenvolvimentos tecnológicos ocorridos principalmente nas duas últimas décadas. Para fazer frente à demanda advinda da difusão da técnica, têm sido desenvolvidos cateteres com guias de menor calibre, guias com material e geometrias variadas, que vem sendo utilizado de acordo com as características e a complexidade de cada caso.

Apesar de tudo o que foi visto anteriormente, existe ainda algumas limitações para este procedimento, dentre as quais, se destacam “as oclusões coronárias agudas” e a “reestenose”.

2.3. Oclusões agudas do miocárdio

A oclusão aguda do miocárdio é geralmente definida como o bloqueio da passagem do sangue ou uma piora da estenose, por uma artéria terminal, provocando assim uma insuficiência sanguínea.

As oclusões coronárias agudas são responsáveis por parte das complicações na ACTP e sua frequência é de aproximadamente entre 4% e 5% em pacientes submetidos à

ACTP. Se a mesma for tratada de maneira conservadora, os riscos de Enfarte Agudo do Miocárdio giram em torno de 20% a 56% dos casos, cirurgias de emergência em torno de 20% a 55% e óbito em 2% a 8% (GUÉRIOS et al., 1998).

2.4. Reestenose

Reestenose é definida como uma tendência natural de um novo fechamento da artéria após o procedimento de angioplastia, que aparece geralmente nos primeiros seis meses depois de realizada a ACTP e possui uma frequência variando entre 30% e 40% (CARAMORI et al., 1997).

Durante o processo de expansão do balão, ou seja, o alargamento do lúmen da artéria pela compressão da placa de gordura contra a parede do vaso, ocorre uma lesão de várias camadas dessa artéria. Isto provoca ou estimula a multiplicação de fibroblastos, o que pode ser definido como o aumento dos tecidos durante o processo de cicatrização da lesão, sofrida pelas camadas da artéria, e conseqüentemente, a composição da reestenose por hiperplasia intimal.

A hiperplasia intimal melhor definida como uma proliferação dos tecidos conectivos, em resposta à agressão (lesão) mecânica provocada pelo cateter balão, é o principal problema que atinge os pacientes submetidos à angioplastia transluminal (GAUDENCIO et al., 1996).

Com o objetivo de diminuir ou até mesmo extinguir estes problemas pós ACTP, vem sendo criados inúmeros procedimentos e dispositivos, e um deles, o stent, é por sinal um dos mais utilizados.

2.5. Stent e sua manufatura

Um stent pode ser definido mais precisamente como uma prótese metálica de formato cilíndrico, usado como um reforço estrutural da parede interna de um vaso cardíaco, cujo principal objetivo é manter o vaso dilatado e com isto evitar o aparecimento da reestenose, permitindo assim um fluxo sanguíneo normal.

Existem hoje no mercado dois tipos de stents, os auto-expansíveis e os expansíveis por balão.

Os stents auto-expansíveis, como o próprio nome sugere, não necessitam de um balão para sua expansão. Estes tipos de stents são geralmente fabricados com uma liga metálica a base de Ni-Ti, também chamada de Nitinol (liga de Níquel Titânio). Esta liga com

memória de forma, apresenta uma ótima recuperação após a deformação, podendo chegar até 8% a mais que outras ligas metálicas, como por exemplo, ligas a base de Cu (cobre) (4% a 5%), oferecendo também um elevado nível de ductilidade e uma excelente resistência à corrosão. A Figura 2.3 ilustra um stent auto-expansível, onde se podem observar em destaque as marcas radiopacas, utilizadas para otimizar a visualização do stent durante seu implante através do uso de Raio X, (FERNANDES, 2006).

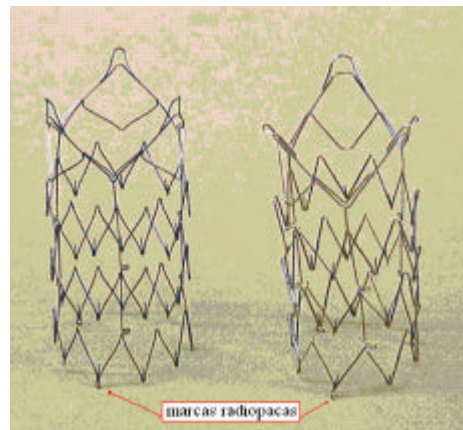


Figura 2.3 – Stents auto-expansíveis (SERRUYS; KUTRYK, 1998)

Não será feito nenhum estudo mais aprofundado sobre os stents auto-expansíveis, pois estes não fazem parte do escopo deste trabalho.

Os stents expansíveis por balão são comumente fabricados com o aço inoxidável 316L, mas recentes estudos indicam a substituição deste material por uma liga metálica à base de Cobalto e Cromo, esta nova liga dispõe de uma maior resistência e melhor resposta a biocompatibilidade. Na Figura 2.4, pode-se observar um stent de aço inoxidável em sua configuração expandida sobre um balão. A figura mostra também parte do cateter que é o tubo de menor calibre. (SERRUYS; KUTRYK, 1998).

Estes stents expansíveis por balão, são geralmente concebidos através da usinagem a laser a partir de um tubo ou uma chapa metálica. No caso dos cortes feitos a partir da chapa metálica, a mesma é laminada e logo em seguida é feita a soldagem das arestas do cilindro resultante da laminação (MCCLEAN; EIGLER, 2002).

Em ambos os casos, após o processo de usinagem, o stent passa por um tratamento de eletropolimento, com a intenção de retirar todas as rebarbas resultantes do corte a laser.

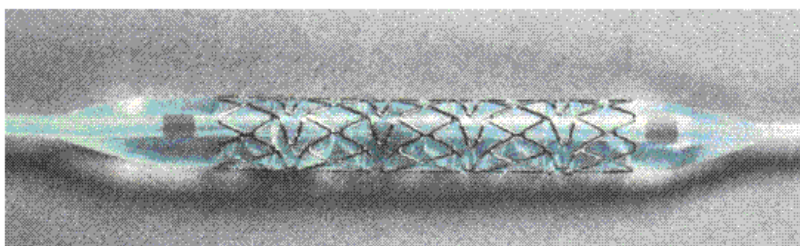


Figura 2.4 – Stent expandido montado sobre o cateter e balão (SERRUYS; KUTRYK, 1998).

2.6. Algumas preocupações no projeto de stents para angioplastia

É interessante atentar-se para alguns pontos importantes no desenvolvimento de um projeto de stent. Este deve conter uma boa flexibilidade e uma boa rigidez. A flexibilidade é de grande importância durante seu implante, pois ela permitirá que o mesmo navegue acompanhando o cateter por todos os caminhos tortuosos da artéria. Durante os movimentos do cateter no vaso, o material do stent deverá estar sujeito apenas a deformações no regime elástico. A importância da máxima rigidez se dá após o processo de implante, pois o stent deve ser suficientemente rígido a fim de suportar toda a carga de compressão imposta pela artéria, assim mantendo a lúmen livre e o fluxo sanguíneo normalizado.

A superfície do stent deve conter aproximadamente 20% do material pertencentes a um tubo de mesmas dimensões do stent, ou seja, mesma espessura, diâmetro e comprimento. Este material deve também estar muito bem distribuído, cabendo ressaltar que a fidelidade a este conceito diminui bastante o índice de rejeição do mesmo (SERRUYS; KUTRYK, 1998).

Essa diminuição do material, distribuído ao longo da superfície cilíndrica do stent de um determinado comprimento vem colaborar também na redução da pressão necessária para sua expansão através do balão, uma vez que quanto menor a quantidade do material mais fácil se torna a expansão.

A pressão necessária para expansão do stent de certa forma não deixa de ser uma grande preocupação, pois quanto menor a magnitude necessária para sua expansão, menor será o risco ao paciente. Uma motivação a essa preocupação é a possível ruptura do balão ou do próprio stent, devido a uma elevada pressão imposta, durante o processo de expansão.

Outras observações importantes devem ser feitas, no que diz respeito aos critérios de projetos mecânicos de um stent. Além da rigidez e da flexibilidade, a expandibilidade

deve ocorrer de maneira uniforme. A não uniformidade durante a expansão do stent, pode acarretar em lesões na parede da artéria, colaborando no reaparecimento da reestenose. Isto se dá, pois suas extremidades tendem a se expandir mais (BORGENSEN; SADEGHI, 2000).

A Biocompatibilidade é com certeza uma das maiores preocupação no desenvolvimento de projetos de stents. O material no qual é fabricado o stent, não pode provocar mal algum a saúde dos seres humanos. Isto faz com que o aço inoxidável 316L, e atualmente a liga de Cobalto – cromo se destaque na escolha do material de fabricação.

O que se tem feito na otimização da biocompatibilidade é o revestimento do stent com metais nobres, como o ouro e a platina (SERRUYS; KUTRYK, 1998). Outro método mais atual é o revestimento de sua estrutura com medicamentos que inibem o aparecimento da hiperplasia, o que leva ao aparecimento da reestenose (PETROSSIAN, 2001).

Dentre outras observações estão:

- Acabamento superficial - Contribui na redução da formação de reestenose;
- Resistências à fadiga - Acredita-se que um stent seja submetido à cerca de 400 milhões de ciclos de tensões, derivados dos batimentos cardíacos;
- Conformabilidade - Colabora com o stent durante a adaptação do mesmo aos caminhos tortuosos da artéria;
- Redução do comprimento - As deformações longitudinais estabelecem uma redução no seu comprimento, deixando assim de cobrir uma parte da parede arterial lesionada;
- Recuperação elástica após a expansão - A deformação elástica residual provoca uma diminuição do diâmetro da artéria, comprometendo assim o fluxo sanguíneo.

Todos os comentários feitos em 2.6 possuem apenas o intuito de ilustrar algumas dificuldades encontradas no desenvolvimento de projetos de stents. Maiores detalhes estão descritos em Guimarães (2005).

CAPÍTULO III

CONFORMAÇÃO, HIDROCONFORMAÇÃO E SUAS APLICAÇÕES

Entende-se como conformação dos metais a modificação de um corpo metálico para outra forma definida. Os processos de conformação em geral, podem ser divididos em dois grupos: mecânicos, nos quais as modificações de forma são provocadas pela aplicação de tensões externas; e metalúrgicos, nos quais as modificações de forma estão relacionadas com altas temperaturas.

Os processos mecânicos são constituídos pelos processos de conformação plástica, para os quais as tensões aplicadas são geralmente inferiores ao limite de resistência à ruptura do material. O estudo dos processos de conformação plástica dos metais é muito importante, pois mais de 80% de todos os produtos metálicos produzidos são submetidos, em um ou mais estágios, a tais métodos (ETTORE et al., 1997).

Os processos de conformação plástica dos metais permitem a obtenção de peças no estado sólido, com características controladas, conciliando sua qualidade com a elevada velocidade de produção e baixos custos de fabricação. E isto é o que tem feito com que este procedimento se destaque em relação aos demais.

Segundo Ozturk et al. (2005) pode se definir a conformabilidade de chapas metálicas, basicamente como, a capacidade do material de deformar dentro de uma forma pré-determinada, sem que ocorra a estricção na espessura ou a fratura.

A conformação tem uma importância crucial em todo o processo de projeto de uma peça ou um material, dado o custo econômico, por exemplo. De uma maneira geral, são necessários inúmeros ciclos de tentativa e erro, entre as fases de concepção e obtenção do produto final. A geometria global do produto e o material a ser conformado demandam um

conhecimento e uma experiência, no que diz respeito aos processos tecnológicos, (ALVES, 2003).

Diante disto, as indústrias têm trilhado novos caminhos na etapa de projetos, em busca da então chamada “produção virtual”, ou seja, têm apelado para as simulações numéricas computacionais, diminuindo os custos econômicos, decorrentes da redução dos ciclos de tentativa e erro na concepção dos materiais conformados. Tudo isso levando em conta, a enorme introdução de novos materiais e as elevadas complexidades geométricas, requeridas que surgem a cada novo dia.

Juntamente com a redução dos custos econômicos, as indústrias que trabalham com materiais conformados, têm dado uma atenção especial à rigidez estrutural da peça conformada. Isso tem sido conseguido, graças, a inserção de aços mais resistentes, com maior conformabilidade, unidos a uma menor variação da espessura (conseguida através do crescimento das técnicas de conformação).

Uma aplicação específica que tem sido largamente utilizada pela indústria é a hidroconformação de tubos. De fato, a conformação, e em especial a hidroconformação, tem sido uma ótima saída para o alcance destas novas características buscadas pelas indústrias.

Dentre as aplicações do processo de hidroconformação, se destacam as principais indústrias:

- Indústria automotiva - estas aplicações se dão no âmbito das construções de vigas de eixo, pára-choques, peças de escapamentos, etc. (Veja Figura 3.1 (a)).
- Indústrias de equipamentos sanitários – se aplica a obtenção de tubulações e torneiras (Veja Figura 3.1 (b)).



(a)



(b)

Figura 3. 1 - Exemplo aplicação do processo de hidroconformação (adaptado de PONCE, 2006).

3.1. Processo de hidroconformação

A hidroconformação não é uma tecnologia que foi desenvolvida muito recentemente. Há registros do seu uso em meados do século XX, onde era utilizada na concepção de recipientes metálicos, como tachos e bacias (KOÇ; ALTAN, 2001). Sua introdução no meio industrial só se deu no final da década de sessenta.

Neste processo, é desejado que o material apresente boa ductilidade. É desejável também, um elevado índice de anisotropia, pois este aumenta a capacidade de resistir a prováveis reduções de espessura.

Em um trabalho realizado por Cerveira e Batalha (2004), eles destacam algumas vantagens e desvantagens, inerentes ao processo de hidroconformação. Dentre elas estão:

Algumas vantagens:

- Alto índice de aproveitamento de material, devido à obtenção de peças com parede fina, disposta pelo processo;
- Obtenção de peças com baixo peso;
- Maior vida útil da ferramenta;
- Melhoria das propriedades mecânicas do material, etc.

Algumas desvantagens:

- Custos elevados;
- Impossibilidade de alcance de pequenos raios;
- Necessidade de técnicas de controle de alto custo, etc.

O processo de hidroconformação depende essencialmente da pressão interna e da força ou deslocamento axial. Parâmetros estes, que devem ser controlados de forma que a relação entre eles seja adequada à construção de uma peça livre de defeitos (SCHMOECKEL, et al., 1999).

Podem ocorrer algumas falhas que são próprias deste processo, ressaltando que estas podem ocorrer, tanto na hidroconformação de chapas como na de tubos e se devem à manipulação inadequada dos parâmetros do processo. Segundo Ponce e Batalha (2003) estas falhas ou defeitos estão classificados em três classes:

- Enrugamento;
- Estricção;
- Ruptura.

O enrugamento acontece com mais frequência nas zonas de expansão de tubos, que são as áreas na qual ocorrem as tensões de compressão na direção axial e tangencial ao mesmo tempo, e o aumento da superfície atinge seu ápice.

A estricção pode ocorrer em toda a área de deformação ou em regiões concentradas. Altos índices de pressão provocam um estiramento exagerado, o que provoca uma redução expressiva na espessura da parede do tubo ou da chapa.

Já a ruptura é uma consequência imediata da estricção localizada, causada pela aplicação de altas pressões aplicadas ao processo (PONCE; BATALHA, 2003).

Segundo Kang et al., (2004) a qualidade de uma peça final no processo de hidroconformação é altamente dependente dos parâmetros de processo como atrito, carregamento de pressão, etc.

3.2. Hidroconformação aplicado à expansão do stent

O processo de hidroconformação já se tornou consolidado em vários ramos industriais. Como citado anteriormente, este procedimento tem sido largamente empregado na conformação de componentes tubulares automotivos. Da mesma forma, o processo de expansão do stent para angioplastia é análogo ao processo de fabricação de tubos por hidroconformação. Por isto, este processo será usado neste trabalho para simular por elementos finitos o procedimento de angioplastia. A Figura 3.2 (a) mostra um esquema da expansão de um tubo por hidroconformação (adaptado de Abrantes et al. (2006)) e a Figura 3.2 (b) o processo de expansão de um stent para angioplastia.

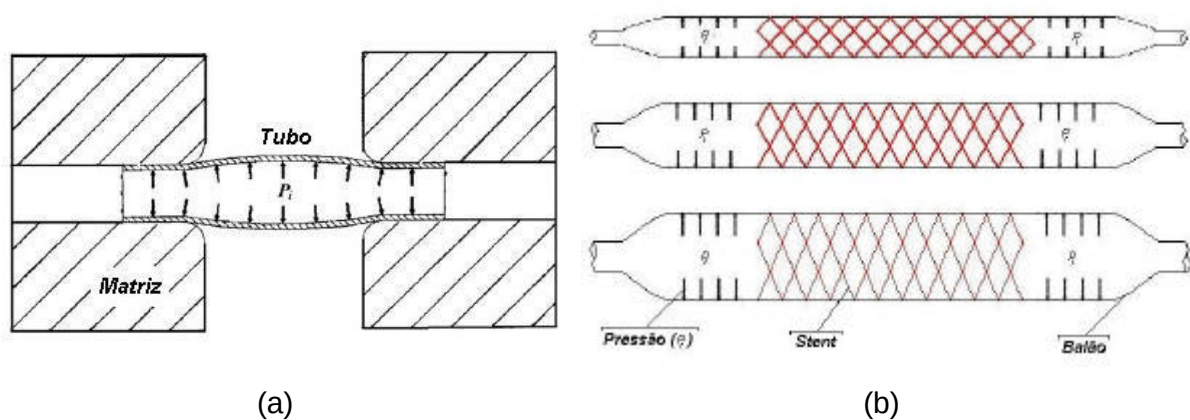


Figura 3. 2 – Esquema de comparação entre o processo de hidroconformação e a expansão do stent

Esta simulação numérica será feita através do Software Stampack[®], que é um programa comercial de elementos finitos explícitos, utilizado para simulação dos processos de conformação de chapas e hidroconformação de chapas e tubos.

Após a simulação da expansão do stent através do processo de hidroconformação de tubos, será analisada a pressão necessária para a expansão do stent, o campo de deformação plástica, a variação da espessura, dentre outros. Maiores detalhes dos passos usados na simulação de hidroconformação por elementos finitos no processo de expansão do stent, serão descritos no Capítulo IV.

CAPÍTULO IV

MODELAGEM NUMÉRICA

4.1. Modelo do Material

Ao tratar-se do processo de hidroconformação de um metal, é esperado que este possua uma boa capacidade de deformação.

Neste trabalho foi adotado, o aço inoxidável 316L como material no qual o stent é feito. De acordo com Petrini et al. (2004) e Chua et al. (2003), o modelo da lei constitutiva geralmente usada, para modelar o material do stent é o bilinear de encruamento isotrópico. Como o Aço Inoxidável 316L é um material isotrópico, o modelo de Von Mises para o cálculo de tensão equivalente é usado para estimar o estado de deformação plástica.

No software Stampack[®], a tensão equivalente do material é calculada considerando-se a anisotropia do material de acordo com a equação 4.1:

$$s_{11}^2 + \frac{r_0(1+r_{90})}{r_{90}(1+r_0)} s_{22}^2 - 2 \frac{r_0}{(1+r_0)} s_{11} s_{22} + \frac{(1+2r_{45})(r_0+r_{90})}{r_{90}(1+r_0)} s_{12}^2 = s_{eq}^2, \quad (4.1)$$

onde s_{11} e s_{22} são os componentes de tensão normal, s_{12} a tensão cisalhante e r_0 , r_{45} e r_{90} são conhecidos como coeficientes de Lankford ou como coeficientes de anisotropia de Hill, onde os coeficientes determinam a anisotropia do material. Os subscritos 0, 45 e 90 são os ângulos de anisotropia do material medidos em graus. Quanto maior é a magnitude dos coeficientes de Lankford, maior a anisotropia entre as direções.

A Figura 4.1 mostra um esquema de interpretação dos coeficientes de Lankford.

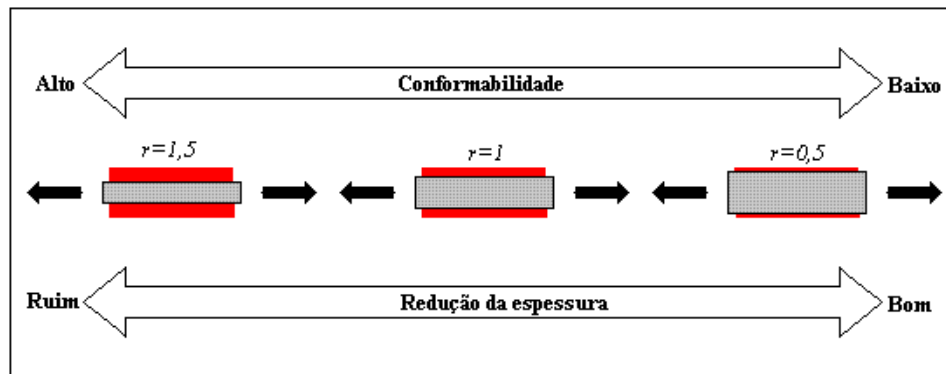


Figura 4. 1 – Interpretação dos Coeficientes de Lankford

Para o um valor de $r = 1$ o material é isotrópico, mas para um valor de $r > 1$ indica que o material tende a deformar-se mais no plano do que através da espessura, ou seja, ele tende a ficar mais longo e não mais fino. Já par um valor de $r < 1$ tem-se uma tendência do material deformar-se através da espessura, ou seja, ele tende a ficar mais fino (STAMPACK, 2003).

A média dos coeficientes de Lankford indica o grau de Conformabilidade do material onde é descrita pela equação 4.2:

$$r_m = \frac{1}{4}(r_0 + 2r_{45} + r_{90}) \quad (4.2)$$

Para o aço inoxidável 316L usado na fabricação do stent, os coeficientes de Lankford são iguais a 1, uma vez que o material não possui anisotropia em qualquer direção. Neste caso, pode ser observado que o modelo de material descrito na equação 4.1, conhecido como Hill 48, corresponde ao modelo de Von Mises (Stampack user guide, 2002).

Para o modelo bilinear com encruamento isotrópico do material, a tensão equivalente muda linearmente com a deformação dentro da faixa plástica. Este tem sido comumente usado para a simulação da expansão do stent.

Na simulação do processo de estampagem, modelos usando a lei de potencia de material têm sido usados como lei de encruamento em vez do modelo linear. Nestes, o erro entre o comportamento tensão e deformação experimental e teórico é reduzido. Um dos modelos adotados no Stampack® é o modelo de Ludwik-Nadai:

$$s = K(e_{po} + e_p)^n, \quad (4.3)$$

onde K , n , e_{po} e e_p são os parâmetros do material a serem determinados experimentalmente através do teste de tensão uniaxial em um corpo de prova de aço inoxidável 316L. O software Stampack® disponibiliza os valores do aço inoxidável 316L

(GUIMARAES et al., 2007) e estes parâmetros utilizados para a simulação de expansão do stent são descritos na Tabela 4.1:

Tabela 4. 1 - Parâmetros do modelo de Ludwik-Nadai para o aço inoxidável 316L.

Parâmetros	Magnitude
K	116.4 Mpa
n	0.28
e_p	0.21

4.2. Método dos Elementos Finitos

Os métodos numéricos de análise aproximada, mais especificamente, o Método dos Elementos Finitos (MEF), têm tido um papel fundamental em todo o processo de desenvolvimento industrial.

O MEF é uma técnica de análise numérica destinada à obtenção de soluções aproximadas de problemas regidos por equações diferenciais. Este método foi desenvolvido inicialmente para estudos e análise estática de sistemas estruturais, mas tem sido utilizado no estudo de uma enorme variedade de problemas de Engenharia, nos domínios da Mecânica dos Sólidos, Mecânica dos Fluidos, Transmissão de Calor, etc. (RADE, 2006).

Uma das motivações ao uso do MEF, consiste no fato que, devido às grandes complexidades dos problemas práticos de Engenharia, soluções analíticas tornam-se, na grande maioria das vezes, inviáveis ou até mesmo impossíveis. Diante disto, devemos apelar a técnicas capazes de fornecer soluções numéricas aproximadas.

O método consiste em dividir o domínio sobre o qual o problema é estudado em varias regiões interconectadas, que são denominadas elementos. Cada elemento dispõe de certo número de pontos, chamados pontos nodais ou simplesmente nós. Por fim, o conjunto de elementos utilizados na discretização é conhecido como malha.

Este método apresenta algumas vantagens em comparação com outros métodos numéricos. As principais vantagens são:

- Elementos de diferentes formas e tamanhos podem ser associados para discretizar domínios de geometria complexa;
- A divisão do contínuo em regiões facilita a modelagem de problemas envolvendo domínios não homogêneos.

Além das aplicações já citadas nos parágrafos anteriores, recentemente o MEF também tem sido aplicado em estudo do corpo humano pela Bioengenharia e pela Medicina computacional.

O MEF hoje tem uma grande difusão entre o meio acadêmico e o industrial, estando disponível no mercado um número enorme de softwares comerciais, dentre os mais conhecidos estão: ANSYS®, NASTRAN®, ABAQUS®, etc.

Um outro software de elementos finitos, utilizado na simulação numérica de problemas de Engenharia, mais precisamente na simulação de conformação e hidroconformação de chapas e tubos metálicos, é o programa de elementos finitos explícito, Stampack®.

A utilização do método dinâmico de integração explícita na simulação do processo de conformação e hidroconformação em geral, se dá, dentre outros, à sua robustez algorítmica e numérica, tempos de cálculo computacional relativamente pequeno, capacidade de lidar com malhas muito refinadas e com grandes dimensões, etc.

Maiores detalhes da formulação do método dinâmico de integração explícita pode ser consultado em Alves (2003).

4.2.1. Elemento Finito utilizado pelo Software Stampack®

Para se fazer uma análise pelo MEF utilizando-se do software Stampack®, é necessária a construção de uma malha que descreva de maneira adequada o domínio em estudo. A qualidade desta malha é um ponto crucial na exatidão dos resultados obtidos pela simulação numérica. De fato, existem dois fatores que contribuem diretamente em sua qualidade:

- A geometria;
- Tipo de elemento finito usado na discretização.

A malha de elementos finitos pode ser classificada em: estruturada, não estruturada, etc. As estruturadas podem provocar tendências de deformação devido à orientação dos elementos, sendo assim a opção mais indicada é o uso das não estruturadas, sempre buscando manter o tamanho dos elementos mais homogêneos. Os tipos de elementos finitos utilizados na simulação numérica de chapas podem ser divididos em dois grupos:

- Elementos do tipo casca ou membrana - Elementos Bidimensionais;
- Elementos do tipo sólido - Elementos tridimensionais.

Neste trabalho em particular será estudado apenas o elemento tipo casca.

Nos processos de hidroconformação de chapas ou tubos, as dimensões na superfície da chapa ou tubo são muito grandes em relação a sua respectiva espessura. Mediante a esta característica geométrica tornou-se usual a utilização de elementos finitos do tipo membranas ou casca (lâminas delgadas)

Um elemento finito tipo casca, denominado como “Triângulo Básico de casca” ou BST (Basic Shell Triangle), é usado, neste trabalho, pelo software Stampack® na discretização da malha de elementos finitos, no processo de simulação de expansão de stents para angioplastia por hidroconformação.

Este novo elemento foi desenvolvido na tentativa de se otimizar o tempo de cálculo nos processamentos das simulações numéricas.

O elemento de casca BST é resultante da combinação de dois outros tipos de elementos, o “Triângulo Básico de Placa” ou simplesmente BPT (Basic Plate Triangle) e do “Triângulo de Deformação Constante” ou CST (Constant Strain Triangle). No processo de formulação do elemento BST, são adotados apenas três graus de liberdade por nó (os deslocamentos). Oñate (1994) e Zárate (1996) descrevem detalhadamente a formulação destes elementos.

4.3. Parâmetros a serem analisados na simulação de expansão do stent

4.3.1. Deformação plástica

Quando o stent sofre uma solicitação mecânica, através da aplicação da pressão de expansão, atingindo a tensão limite de escoamento, inicia-se então o processo de deformação plástica. Quando deformadas plasticamente as células de rigidez do stent sofrem um processo de endurecimento, denominado encruamento.

O encruamento nas células de rigidez do stent é de extrema importância para o bom desempenho deste, pois o encruamento propiciará um aumento da rigidez, no material da estrutura do stent. Consequentemente acarretará numa otimização da estrutura de suporte da parede da artéria, provida da expansão do stent. O ideal é que o campo de deformação plástica, após a expansão do stent, seja uniformemente distribuído, o que não acontece na prática (CHUA; MACDONALD; HASHIMI, 2003).

As equações usadas para modelar o comportamento plástico do material do stent utilizados pelo software Stampack® estão expostos no item 4.1

O software Stampack® dispõe de mapas de tensão, que mostram as regiões com provável enrugamento e com probabilidade de ruptura na estrutura do stent expandido. Nas

regiões com maior estiramento, a espessura do material diminui devido às tensões de tração e por outro lado, o enrugamento ocorre devido às tensões de compressão.

4.3.2. Pressão

Entre os diversos fatores clínicos já pesquisados, predispostos à ocorrência da reestenose, está a utilização de elevadas pressões de liberação do stent. A pressão média utilizada pelos cardiologistas nos implantes é de 12 atm (aproximadamente 1.21 MPa).

Se por um lado as pressões elevadas são úteis para promover um aperfeiçoamento do implante, por outro, podem ser prejudiciais, pois são responsáveis por provocar um exagerado aumento da taxa de reestenose angiográfica, sendo necessário, uma nova intervenção para revascularização da artéria tratada (MATTOS et al. 2003).

Usualmente, os fabricantes dos stents fornecem uma curva de pressão interna versus o seu diâmetro final após a expansão. Com isto, o cardiologista conhece qual a pressão interna a ser aplicada no balão para expandir o stent até o diâmetro especificado pela parede da artéria.

Na prática, esta curva é determinada experimentalmente por meio de tentativa e erro, uma vez que o processo de expansão possui um comportamento não linear devido às deformações plásticas e à complexidade geométrica do projeto de stent. Em geral, a curva de pressão interna versus diâmetro é definida analiticamente apenas para a geometria simples da chapa no processo de hidroconformação.

Neste trabalho, a grandeza da pressão interna que será aplicada no processo de expansão do stent, será avaliada praticando-se iterações do processo de simulação da expansão por hidroconformação. Em seguida, um dado valor inicial para a pressão será adotado na simulação e o diâmetro do stent expandido será verificado.

Subsequentemente, a pressão interna será ajustada por tentativa e erro de acordo com o diâmetro final observado no stent. É esperado que esta pressão estimada não seja maior que a pressão máxima geralmente usada pelos cardiologistas nos processos de aplicação dos tipos de stents comerciais.

4.3.3. Diagrama Limite de Conformação

A grande capacidade de um metal se deformar sem ocorrência de falha é o que caracteriza uma boa conformabilidade. A descrição do limite de conformação é dada pela Curva Limite de Conformação (CLC), que é traçada em um gráfico da deformação principal

maior (e_1) versus a deformação principal menor (e_2). Pode ser observado um exemplo da CLC na Figura 4.2.

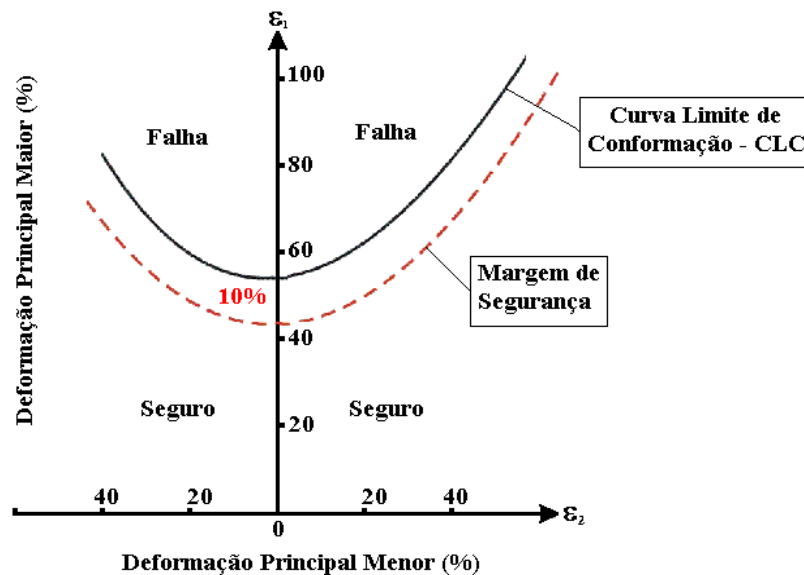


Figura 4. 2 – Curva Limite de Conformação e Diagrama Limite de Conformação

Existem alguns métodos utilizados na construção da Curva Limite de Conformação (CLC), dentre eles o mais utilizado é o método de Nakazima. Este método consiste na impressão de uma grade de círculos no plano de uma chapa. Em seguida é realizado um processo de embutimento, até o início da fratura (CALDIN; BUTTON, 2007). O que se observa em seguida é a deformação das circunferências impressas no plano da chapa. Esta deformação provoca a transformação das circunferências em elipses. E por fim é feita a medição do maior e menor eixo de cada elipse deformada, traçando então um gráfico, sendo atribuído ao eixo das abscissas à deformação principal menor e no eixo das ordenadas a deformação principal maior. O que geralmente difere este método de outros usado na construção da CLC é apenas a forma de emprego do ensaio na aquisição da curva.

O Diagrama Limite de Conformação (DLC) é formado pelas coordenadas e_1 e e_2 (deformações no plano da chapa) e é dividido em duas regiões pela CLC. Combinações de deformação no plano da chapa podem indicar a falha por ruptura (região acima da curva) e combinações relativamente seguras (região abaixo da curva). Normalmente é estabelecida uma curva 10% abaixo da CLC que determina uma “margem de segurança”, na intenção de garantir a integridade do material (CALDIN; BUTTON, 2007).

Com o método de elementos finitos no processo de simulação da expansão do stent por hidroconformação através do software Stampack®, a análise do DLC é de extrema

importância na predição de possíveis falhas no processo de conformação. Neste processo as principais falhas que o stent poderá sofrer serão: a estricção ou afinamento da espessura (ocorre devido às forças de tração) e o enrugamento (ocorre devido às forças de compressão).

Neste diagrama pode se marcar a combinação de e_1 e e_2 para cada nó da malha do stent, no que diz respeito às deformações sofridas pelo material conformado, em consequência da operação de hidroconformação e também a CLC, que delimita a combinação segura de deformação plástica suportada pelo material do stent. Isto facilita a verificação de falhas ou defeitos do processo.

O DLC quantifica a posição relativa do estado de deformação com respeito à CLC. Em particular sua determinação é dada pela equação 4.4.

$$DLC = 100 \left(1 - \frac{d}{d_0} \right), \quad (4.4)$$

onde d é a distancia do nó mais próximo da CLC e d_0 é a menor distancia da CLC à origem do sistema de coordenadas, como mostra a Figura 4.3

De fato, se o valor do DLC for igual a 100, isto indica que o material está a 100% de sua capacidade de conformação, ou seja, está no limite de uma possível ruptura. Quando o DLC for igual a 0 (zero) indica que o material não sofreu nenhuma deformação. É esperado num processo de expansão do stent por hidroconformação, que o valor do DLC correspondente ao seu material esteja a um valor entre 80% e 90%, o que indica que o seu campo de deformação plástica não ultrapassou o limite de ruptura e permanece dentro de uma zona segura.

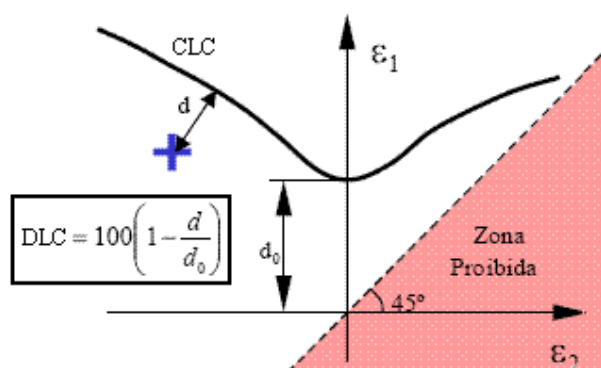
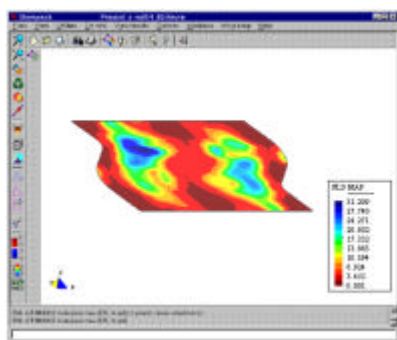


Figura 4. 3 – Diagrama Limite de Conformação - DLC (Stampack user guide, 2002).

O software Stampack® dispõe de chamados “mapas qualitativos” do DLC. O mapa qualitativo do DLC ilustrará a região do stent na configuração inicial (antes da expansão) e na configuração final (após a expansão), que estarão sujeitas a falhas.

Um exemplo extraído de Stampack user guide (2002), ilustra as possíveis regiões sujeitas a falha de uma chapa conformada. Estas regiões são observadas nas Figuras 4.4 (a) e (b), respectivamente.

Também é possível juntamente com o DLC, classificar a qualidade da peça deformada, esta classificação é exposta no diagrama de Zona de Segurança, como mostra a Figura 4.5. Neste diagrama, os pontos do DLC são classificados segundo sua posição, tendo em conta os problemas que pode apresentar o material. Os problemas podem ser estimados observando a localização dos pontos na CLC. Se os pontos estão acima ou muito perto dela, indica que o material está sujeito à falha. No Diagrama de Zona de Segurança, pode ser observada também a região propensa à estricção mais severa.



4.3.4. Recuperação Elástica (Springback)

A produção de peças de metal conformado, geralmente, envolve algumas mudanças na forma do metal, devido às deformações irreversíveis ao qual está sujeito.

Porém, quando as forças externas que causam as mudanças de forma cessarem, o metal tenta recuperar parte de sua forma inicial, causando assim uma alteração na geometria final da peça.

A simulação do processo de conformação estará então incompleta a menos que o efeito desta recuperação seja avaliado. Este efeito é conhecido como recuperação elástica (Springback). É considerado um estágio adicional no processo de conformação que tende a “corrigir” a geometria final da peça (Stampack user guide, 2002).

O software Stampack[®] possui dois métodos de solução usados na simulação numérica do processo de Springback: um é o método implícito e o outro o método explícito.

De acordo com Rojek et al. (1998), atualmente os métodos de solução implícita são bastante usados na simulação do processo de Springback, juntamente com os métodos de solução explícita, utilizados na simulação do processo de hidroconformação, pois acredita-se ainda que métodos puramente explícitos não sejam capazes de simular, de maneira confiável, a etapa de recuperação elástica.

Em geral, a principal vantagem do método implícito é o baixo custo de tempo computacional, mais a desvantagem é o requerimento de alta memória.

Portanto ele propõe que seja utilizada uma combinação dos dois métodos: o método de solução explícita usado para a etapa de simulação da hidroconformação e o método implícito, usado na simulação do processo de Springback.

Neste trabalho, a simulação do processo de Springback é necessária para que se tenha a maior aproximação possível das dimensões finais do stent após sua expansão, pois na prática sempre ocorre uma pequena redução do seu diâmetro após a retirada do balão.

CAPÍTULO V

MATERIAIS E MÉTODOS

5.1. Materiais utilizados na simulação

Na simulação do processo de expansão do stent por hidroconformação, será utilizado o software comercial de elementos finitos explícito, Stampack[®]. O software Stampack[®] foi desenvolvido pelo Centro Internacional de Métodos Numéricos em Engenharia (CIMNE).

Foi considerado como material do stent, o Aço Inoxidável 316L. Todos os parâmetros deste material, solicitado pelo software Stampack[®], estão descritos na Tabela 5.1.

Tabela 5. 1 - Parâmetros do aço inoxidável 316L.

Propriedades do Material	
Tipo de Material	Aço Inoxidável 316L
Módulo de Young (Módulo de Elasticidade)	190 [GPa]
Coefficiente de Poisson	0.28
Densidade	7800 [Kg/m3]
Limite Elástico Convencional	276 [MPa]
$r_0 = r_{45} = r_{90}$ (coeficientes de anisotropia)	1
Crítério de plasticidade	Hill_48
Constante de Encruamento Isotrópico	1477.4 [MPa]
Expoente de Encruamento Isotrópico	0.4588
Lei de Encruamento	Ludwik-Nadai

5.2. Metodologias utilizadas na simulação

Neste trabalho foi simulado o processo de expansão de três geometrias de stents diferentes, dois criados a partir da combinação dos elementos de rigidez e flexibilidade otimizados por Guimarães (2005) e o terceiro criado com base em imagens de stents comerciais apresentados por Serruys e Kutryk (1998). As únicas diferenças entre os três modelos de stents são suas formas geométricas.

5.2.1. Importação dos pontos e eliminação de descontinuidades dos contornos

Foram disponibilizados por Guimarães (2005), os contornos das topologias ótimas dos elementos de rigidez e flexibilidade do stent, em formato dwg, prontos para serem importados para o programa AutoCAD®.

Assim, as imagens da geometria dos elementos de rigidez e flexibilidade do stent foram inicialmente visualizadas no programa AutoCAD®, como mostrado na Figura 5.1.

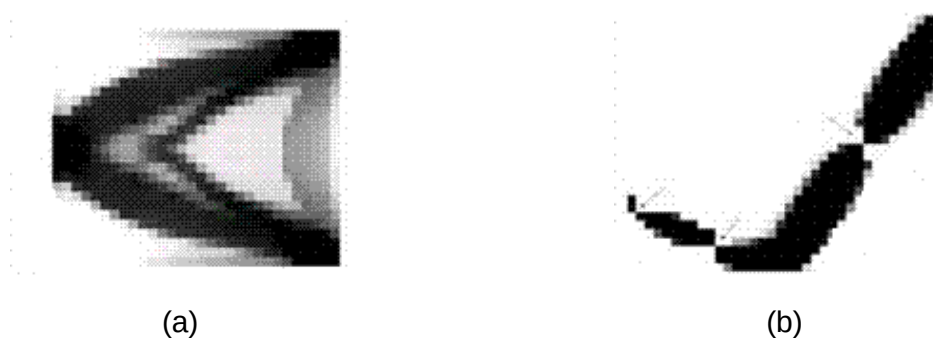


Figura 5. 1 – Elementos de rigidez e flexibilidade (Guimarães, 2005)

A otimização topológica gera contornos não uniformes que necessitam de um tratamento para suavizar a geometria. Para este fim, foi adotado um procedimento de suavização do contorno, usando a função "spline" do software AutoCAD®.

5.2.2. Desenvolvimento da Geometria plana do stent

Deve-se observar que a geometria obtida de Guimarães (2005), corresponde apenas à metade de cada elemento (rigidez e flexibilidade), uma vez que as respectivas geometrias são simétricas. Diante da simetria dos elementos de rigidez e flexibilidade da célula do stent,

as imagens da geometria mostradas na Figura 5.1 correspondem apenas à metade do lado esquerdo destas estruturas.

Após a suavização dos contornos, foram criados dois tipos diferentes de geometrias, que serão analisadas neste trabalho.

A primeira foi concebida, rebatendo a metade esquerda do elemento de rigidez para o lado direito obtendo-se uma estrutura completa fechada. Em seguida foi executado o mesmo procedimento para o elemento de flexibilidade. Posteriormente, o elemento de flexibilidade foi unido com este elemento de rigidez formando o primeiro modelo geométrico de célula do stent, mostrado na Figura 5.2.

O segundo modelo de célula foi criado inicialmente rebatido, na direção de um eixo simétrico vertical, e em seguida um novo rebatimento na direção horizontal. O próximo passo foi à junção do elemento de flexibilidade com a metade do lado direito do elemento de rigidez, determinando então o segundo modelo geométrico, como ilustra a Figura 5.3.

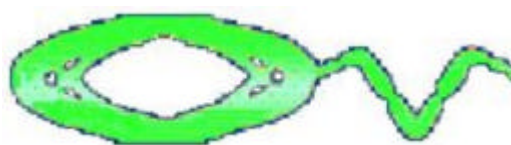


Figura 5. 2 – Primeiro modelo geométrico da célula do stent



Figura 5. 3 – Segundo modelo geométrico da célula do stent

Os modelos geométricos da célula plana do stent correspondem a menor unidade estrutural a ser usada na formação da geometria stent. Esta geometria foi formada a partir da repetição periódica das células na direção vertical e horizontal. Seguindo este princípio, os dois tipos de células foram distribuídos periodicamente nas duas direções, para formar os dois tipos diferentes de modelos planos geométricos de stents. Na intenção de facilitar o reconhecimento de cada um dos modelos estudados neste trabalho, foram atribuídos nomes a ambos os modelos citados anteriormente. Ao primeiro stent citado, foi atribuído o nome de “stent 1” e ao segundo modelo o nome de “stent 2”. As configurações planas dos dois modelos de stents são ilustradas nas Figuras 5.4 e 5.5, respectivamente.

Este processo de repetição foi realizado no programa AutoCAD® por intermédio da ferramenta “copy”. Após a formação do modelo plano dos dois tipos de stents, as abscissas (coordenada no eixo x) dos pontos terminais da aresta horizontal superior devem coincidir com as abscissas correspondentes dos pontos da aresta inferior.

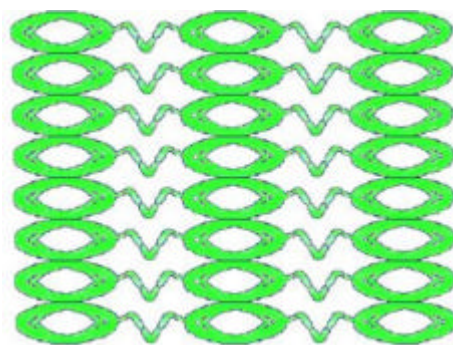


Figura 5. 4 – Modelo geométrico do stent 1.

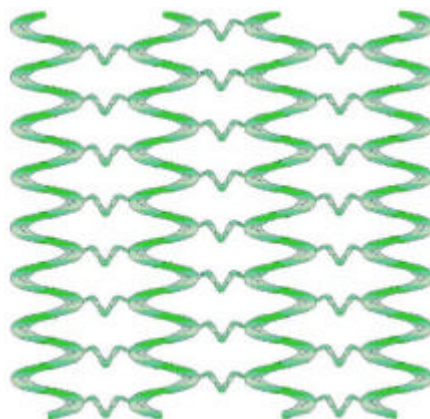


Figura 5. 5 – Modelo geométrico do stent 2.

5.2.3. Desenvolvimento dos modelos tridimensionais dos stents

As geometrias dos modelos tridimensionais dos stents (stent 1 e stent 2) foram geradas a partir da revolução em uma superfície cilíndrica dos modelos planos completos, ilustrados nas Figuras 5.4 e 5.5, respectivamente. Ou seja, os pontos terminais da aresta superior dos dois planos com as células distribuídas nas direções vertical e horizontal, foram envoltos em um formato cilíndrico e unidos com os pontos opostos da aresta inferior. Durante a formação dos modelos 3D, houve o cuidado das abscissas dos pontos da aresta superior coincidirem exatamente com abscissas dos pontos correspondentes situados na aresta inferior. Este cuidado é necessário de forma a se evitar a superposição de linhas e áreas durante a revolução dos modelos planos na forma cilíndrica. Formas tridimensionais

do stent 1 e stent 2 são ilustradas nas Figuras 5.6 e 5.7, respectivamente.



Figura 5. 6 – Modelo tridimensional do stent 1 a) e do stent 2 b).

O modelo do stent 1 possui um total de 24 elementos de rigidez distribuídos em três anéis de elementos ao longo da superfície cilíndrica, unidos por dois anéis com 8 elementos de flexibilidade.

O modelo do stent 2 possui um total de 32 elementos de rigidez distribuídos em quatro anéis de elementos ao longo da superfície cilíndrica, unidos por três anéis de flexibilidade, com 8 elementos em cada um deles.

Durante o processo de revolução e renderização do modelo plano na superfície cilíndrica usando o programa AutoCad®, foi necessário selecionar uma espessura de chapa, pois o stent passa a ser tratado como um modelo de volume 3D. Como a maioria dos stents comerciais usados em angioplastia possuem uma espessura aproximada de 0,1mm, este mesmo valor também foi adotado na construção do modelo do stent 1 e também do stent 2.

Após ser gerado o modelo tridimensional dos dois stents, eles foram salvos em formato .igs, e posteriormente exportados do programa AutoCAD® para o software Stampack®. Com o processo de exportação, são geradas algumas poucas distorções nos modelos. O programa Stampack® disponibiliza algumas ferramentas básicas de CAD para edição dos modelos. Com o apoio destas ferramentas foram feitas as correções necessárias, como por exemplo, a união de algumas linhas e superfícies do modelo. Foi feito também a transformação do modelo sólido volumétrico em um modelo de casca que foi necessária, pois no programa Stampack®, a chapa a ser deformada no processo de hidroconformação é modelada por elementos finitos de casca superficiais triangulares com 3 nós. O objetivo desta etapa era eliminar a espessura do modelo geométrico do stent tridimensional. Assim, todas as áreas e as demais linhas e pontos vinculados à espessura do modelo geométrico do stent foram eliminadas usando as ferramentas de edição de elementos gráficos do programa Stampack®. A eliminação dessa espessura é necessária, pois foi utilizado um modelo de casca.

Após a eliminação da espessura, o modelo de casca do stent foi novamente inspecionado. Desta vez, foi verificada a existência de pontos, linhas e áreas não pertencentes ao modelo e que poderiam atrapalhar na geração da malha de elementos finitos. Em seguida, após ser feita a eliminação dos pontos, linhas e áreas não pertencentes ao modelo, passou-se então à definição das dimensões dos stents.

Cabe ressaltar que a dimensão do diâmetro de ambos os modelos foi adotado de acordo com os diâmetros comumente presentes na maioria dos stents comerciais. Esta dimensão pode ser verificada em Serruys e Kutryk (1998). As dimensões adotadas em cada um estão dispostas na Tabela 5.2.

Uma vez ajustada todas as dimensões dos modelos em escala milimétrica (Dimensões de um stent em tamanho real), foi necessário ampliar as dimensões do modelo do stent em 100 vezes, a fim de se reduzir o tempo total de processamento na simulação por elementos finitos. Em programas de elementos finitos explícito, tal como o Stampack®, quanto menor o tamanho dos elementos presentes na malha, maior é o tempo de processamento (Stampack, 2002). Desta forma, o próximo passo é o tratamento da malha de elementos finitos.

Tabela 5. 2 - Dimensões adotadas para o stent 1 e stent 2 em escala ampliada

	stent 1	stent 2
Comprimento	1032,52 [mm]	1017,42 [mm]
Diâmetro	300 [mm]	300 [mm]
Espessura	10 [mm]	10 [mm]

5.2.4. Estudo da sensibilidade da malha de elementos finitos

Os dois modelos de stent foram discretizados com elementos finitos do tipo (BST), casca triangulares com 3 nós e 3 graus de liberdade de translação por nó. Este tipo de elemento finito é devidamente apropriado para a modelagem da geometria irregular do stent antes do implante e as grandes deformações por ele experimentadas após a angioplastia.

Nesta etapa surgiu uma grande preocupação com a influência do grau de refinamento da malha de elementos finitos, sobre os resultados obtidos no pós-processamento da simulação. Com isso foi necessário fazer um estudo prévio da sensibilidade desta malha.

No estudo da sensibilidade, foi escolhido um único modelo, apenas o stent 2. Este modelo foi escolhido de maneira aleatória, inicialmente sem nenhum motivo especial. Cabe lembrar que este modelo foi adotado em escala ampliada de 100:1 para esta simulação.

Inicialmente foi estabelecido um grau de refinamento mais grosseiro para a malha, em seguida passou-se a escolha da pressão a ser utilizada neste teste. Foi escolhida uma pressão que fosse capaz de promover uma expansão significativa ao stent. Esta pressão foi de 100 atm (equivalente a 10132500 Pa) que variou linearmente com o tempo até $1,5 \times 10^{-3}$ segundos. Esta é a duração média do processo de expansão de um stent em um processo de angioplastia típica (CHUA; MACDONALD; HASHIMI, 2003).

Foram feitos um total de 10 simulações, onde se iniciou com uma malha de 14199 elementos finitos triangulares. Em seguida a quantidade de elementos foi aumentada sucessivamente a cada simulação, tal que na quinta simulação foram adotados 50329 elementos, até um total de 100272 elementos para a décima simulação. Para estas três simulações citadas, as dimensões do menor e maior elemento triangular da malha variaram de 1,89 mm a 11,7mm (primeira simulação), 0,872 mm a 9,26 mm (quinta simulação) e por fim 0,433 mm a 8,09 mm (décima simulação), respectivamente (todos em escala ampliada).

A Tabela 5.3 ilustra a quantidade de elementos finitos usada em cada uma das 10 simulações.

Tabela 5. 3 – Número de elementos finitos referentes a cada simulação

Simulação	Nº. de Elementos	Simulação	Nº. de Elementos
stent 2_1	14199	stent 2_6	56565
stent 2_2	20090	stent 2_7	67702
stent 2_3	29381	stent 2_8	74131
stent 2_4	44253	stent 2_9	85295
stent 2_5	50329	stent 2_10	100272

A partir da simulação de número 8 observou-se que a Tensão de Von Mises passou a oscilar em torno do valor de um valor constante, o que determinou o nosso critério de parada, pois a partir de então o grau de refinamento da malha não mais influenciava nos resultados, sendo então efetuadas apenas as 10 simulações citadas anteriormente.

Um próximo passo foi a escolha de três simulações para o estudo de sensibilidade da malha. Foram escolhidas as simulações de número 2, 5 e 9, uma inicial, uma intermediária e uma supostamente ótima. Para uma melhor identificação destas simulações iremos chamar de stent 2_2, stent 2_5 e de stent 2_9, respectivamente, para as três simulações feitas.

Para auxiliar no estudo desta sensibilidade, foram escolhidos 8 nós pertencentes às três malhas de elementos finitos. Os nós escolhidos foram 15, 27, 44, 56, 327, 335, 352 e o 360. Estes nós estão localizados nas extremidades de quatros segmentos simétricos, que determinam o diâmetro do stent 2.

Foram comparados nas três simulações a variação da espessura, o deslocamento e a deformação principal efetiva, para cada um destes nós citados anteriormente. Todas as condições de contorno foram mantidas iguais, exceto o grau de refinamento, que foi aumentado a cada simulação.

Para as três simulações foram plotados os gráficos: Tempo versus Espessura, Tempo versus Deslocamento e Tempo versus Deformação Principal de cada um dos nós, conforme ilustra a Figura 5.8. No gráfico Tempo versus Espessura correspondente ao nó 15, observa-se que a curva correspondente à quinta simulação está afastada da curva correspondente a segunda simulação. Por outro lado, a curva da nona simulação está bem próxima da curva resultante da quinta simulação. O mesmo foi notado para os 3 outros parâmetros, espessura, deslocamento e deformação avaliados em nós diferentes. Esta tendência de aproximação da curva stent 2_9 com a curva stent 2_5, indica que o grau de refinamento da malha, escolhida para a nona simulação do stent 2, tende a não influenciar mais nos resultados. A Figura 5.8 ilustra alguns gráficos de três nós diferentes, onde a Figura 5.8 (a) mostra a Curva Tempo x Espessura do nó 15, a Figura 5.8 (b) a Curva Tempo x Deslocamento do nó 27 e a Figura 5.8 (c) a Curva Tempo x Deformação Principal do nó 327.

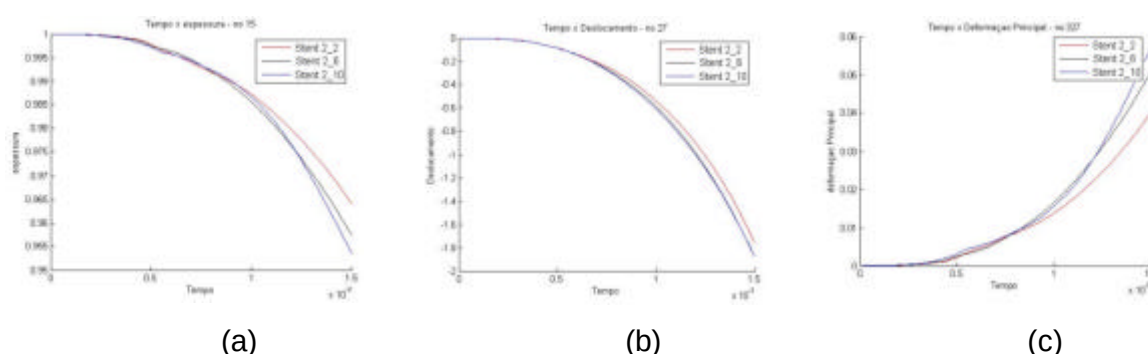


Figura 5. 7 – Gráficos analisados no estudo da sensibilidade da malha.

Com base na análise prévia, foi estipulado um número médio de elementos que fique entre 85000 e 105000 elementos finitos triangulares. Para este grau de refinamento da malha, os elementos triangulares com o menor lado, inferior a 1,3 mm, eram eliminados do modelo de elementos finitos do stent. Este tamanho foi estipulado com o objetivo de gerar

uma malha mais homogênea e ao mesmo tempo, assegurar um tempo computacional menor.

5.2.5. Pressão aplicada ao processo de expansão do stent.

Num procedimento prático de expansão do stent, a maior parte da energia de pressão aplicada pelo meio fluido sobre a superfície interna do balão é transformada em energia de deformação plástica (encruamento) do stent em expansão (CHUA; MACDONALD; HASHIMI, 2003). Assim, como o balão oferece pouca resistência à deformação durante a expansão, é aceitável supor que o modelo de elementos finitos apenas do stent é uma boa aproximação do procedimento de angioplastia.

Durante o processo de preparação do programa Stampack[®], para a simulação, é necessário destacar a superfície do stent na qual será aplicada a pressão. Diante disto, neste trabalho será considerada a aplicação da pressão, diretamente sobre a superfície interna do stent.

De acordo com a literatura, a pressão necessária a ser aplicada na hidroconformação de um tubo (processo similar à expansão do stent) é estimada com base em tentativas e erros, pois é muito difícil o seu cálculo analítico devido a não linearidade geométrica e de material do próprio processo (AHMETOGLU; ALTAN, 2000). Portanto, neste trabalho, a pressão necessária à expansão do stent também foi estimada com base na tentativa e erro.

Será descrito a seguir todo o procedimento usado na determinação da pressão necessária para expansão do stent. É desejado que a expansão do stent esteja livre do risco de possíveis falhas (rupturas ou enrugamentos).

5.2.5.1. Determinação da pressão necessária para expansão do stent

Inicialmente, cabe destacar, que toda metodologia desenvolvida neste tópico, se aplica a análise dos 3 modelos diferentes de stents estudados neste trabalho, stent 1, stent 2 e stent comercial.

Como já visto anteriormente, a pressão varia linearmente com o tempo. Continuou sendo tomado em todas as simulações o tempo de $1,5 \times 10^{-3}$ segundos independente da pressão aplicada.

A pressão para a simulação da expansão do stent por hidroconformação, é aplicada de forma radial na direção do vetor normal a sua superfície, conforme mostra a Figura 5.9.

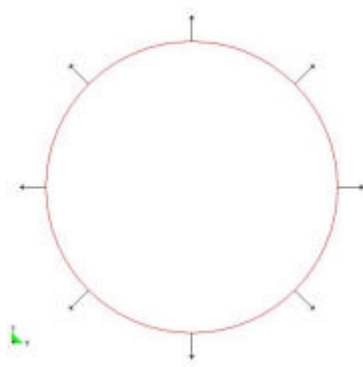


Figura 5.8 – Secção transversal do stent 2 sujeita à aplicação radial da pressão.

Usualmente, os fabricantes de balão fornecem uma curva de pressão interna versus o diâmetro final do stent após a expansão. Com isto, o cardiologista conhece qual a pressão interna a ser aplicada no balão expansível para expandir o stent até o diâmetro especificado pela parede da artéria. Em geral, a curva de pressão interna versus diâmetro é definida analiticamente apenas para a geometria simples da chapa no processo de hidroconformação (BATALHA et al., 2005).

A magnitude da pressão interna a ser aplicada no stent foi estimada fazendo-se algumas iterações do processo de simulação de hidroconformação. Um valor inicial para a pressão interna foi estimado para a simulação e o diâmetro do stent expandido foi checado. Subsequentemente, a pressão interna foi ajustada por tentativa e erro de acordo com o diâmetro final observado. Em cada iteração observou-se o DLC, com a finalidade de se obter a pressão que poderia ser aplicada para que o stent se mantivesse dentro da zona segura, ou seja, sem falha.

5.2.6. Recuperação Elástica

A função desta etapa, denominada pelo Stampack® como 'Springback', é a de calcular a recuperação elástica do stent expandido e com isto se obter a forma final e definitiva do stent após a implantação.

Ao se aplicar este método, é imprescindível que o usuário do programa faça a restrição em todas as direções (x, y e z), de no mínimo 03 nós não alinhados e no máximo 200 nós (com pelo menos três nós não alinhados). Isto é necessário para que não se caracterize um movimento de corpo livre. Deve se tomar muito cuidado na escolha dos nós a serem restringidos, de maneira a não influenciar na forma final do stent.

Na análise da recuperação elástica, foram restringidos os graus de liberdade apenas de alguns nós da extremidade esquerda da geometria do stent. Dentre estes, 3 nós vizinhos e não alinhados tiveram os deslocamentos restringidos nas 3 direções (x, y e z). Os movimentos dos demais, também pertencentes à extremidade esquerda, foram restringidos na direção x (observe a Figura 5.10). Com isto, toda a recuperação elástica ocorrida pelo stent, proveniente do seu comprimento se dará apenas em sua extremidade direita, o que facilita a medição de sua recuperação elástica na direção do eixo x. Nas direções do eixo y e do eixo z, o stent fica livre de restrições.

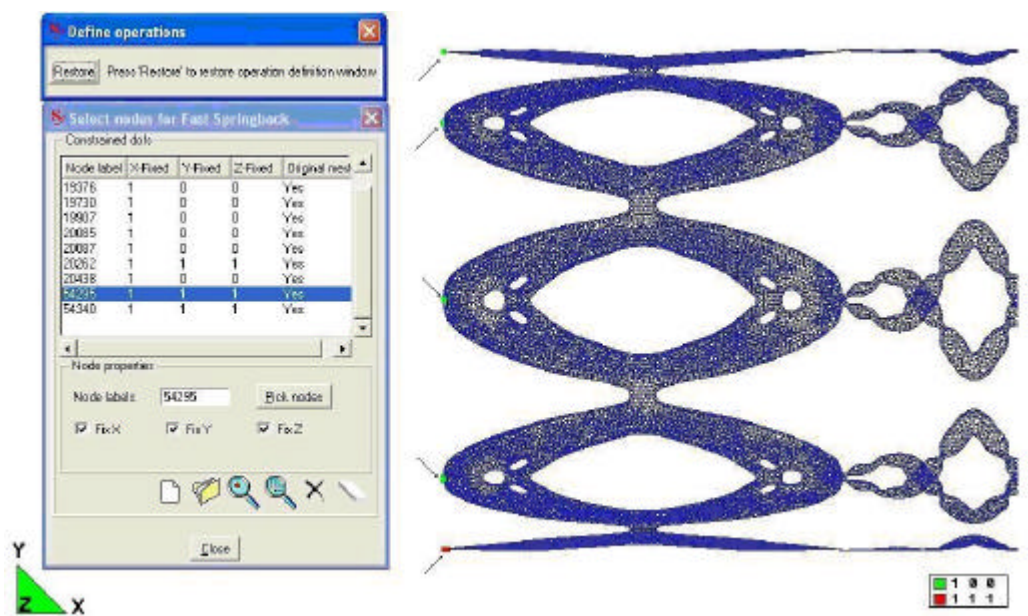


Figura 5. 9 – Restrição dos nós do stent 1

5.3. Modelo da geometria do stent comercial

Neste trabalho foi efetuada também a simulação numérica de expansão do stent por hidroconformação, de um modelo de stent comercial. O propósito disto é fazer uma comparação do desempenho deste modelo com os outros dois desenvolvidos por Guimarães (2005).

O arquivo em formato .igs da geometria tridimensional deste modelo foi desenvolvido com base em fotos e imagens ilustradas de stents comerciais, contidas em Serruys e Kutryk (1998). Suas dimensões foram ajustadas de acordo com o problema proposto neste trabalho, juntamente com o material no qual este é fabricado.

O material usado na simulação deste modelo de stent comercial será o mesmo

utilizado pelos, stent 1 e stent 2, ou seja, o aço inoxidável 316L. E suas dimensões estão dispostas na tabela 5.4.

Tabela 5. 4 - Dimensões adotadas para o stent comercial em escala ampliada

	stent comercial
Comprimento	1317,54 [mm]
Diâmetro	300 [mm]
Espessura	10 [mm]

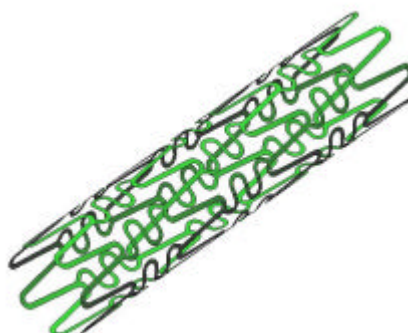


Figura 5. 10 – Geometria tridimensional do stent comercial

A simulação de expansão do stent comercial pelo método de hidroconformação de tubo, segue todos os passos seguidos na simulação de expansão dos stent 1 e stent 2, desde os parâmetros do material descrito na seção 5.1, a ampliação da geometria em 100 vezes, até a metodologia utilizada na estimativa da pressão e de sua recuperação elástica. A Figura 5.11 ilustra a geometria tridimensional do stent comercial avaliado neste trabalho.

CAPÍTULO VI

RESULTADOS E DISCUSSÕES

Os resultados da simulação de expansão por hidroconformação dos stents (stent 1, stent 2, stent comercial), obtidos através do pós-processamento do programa Stampack[®] serão discutidos e comparados qualitativamente entre si.

O software Stampack[®] dispõe de vários resultados que podem ser analisados, tais como: forma inicial e final do stent simulado, variação da espessura, deformação plástica equivalente, diagrama limite de conformação (DLC), diagrama de zona de segurança, tensão equivalente, recuperação elástica (Springback), entre outros.

Neste trabalho, serão analisados e comparados apenas os resultados mais relevantes e significativos, como: a forma inicial e final do stent, a variação de seu diâmetro em relação à pressão aplicada, a variação da espessura, deformação plástica equivalente e por fim sua recuperação elástica.

6.1. Resultados e discussões da simulação de expansão do stent 1 por hidroconformação

Na etapa de pós-processamento, o Stampack[®] fornece a forma inicial e final do stent 1, como ilustrado nas Figuras 6.1 (a) e 6.1 (b), respectivamente.

Na forma inicial, o stent 1 possui um diâmetro de 300 mm com um comprimento de 1032,52 mm. Para o stent 1 chegar a sua forma final após a expansão, este foi sujeito a uma pressão de 22,8 MPa (equivalente a 225 atm), em um tempo de $1,5 \times 10^{-3}$ segundos. Como

comentado no capítulo anterior, esta pressão foi ajustada após varias tentativas, até que se conseguisse o maior diâmetro possível numa zona livre de falhas.

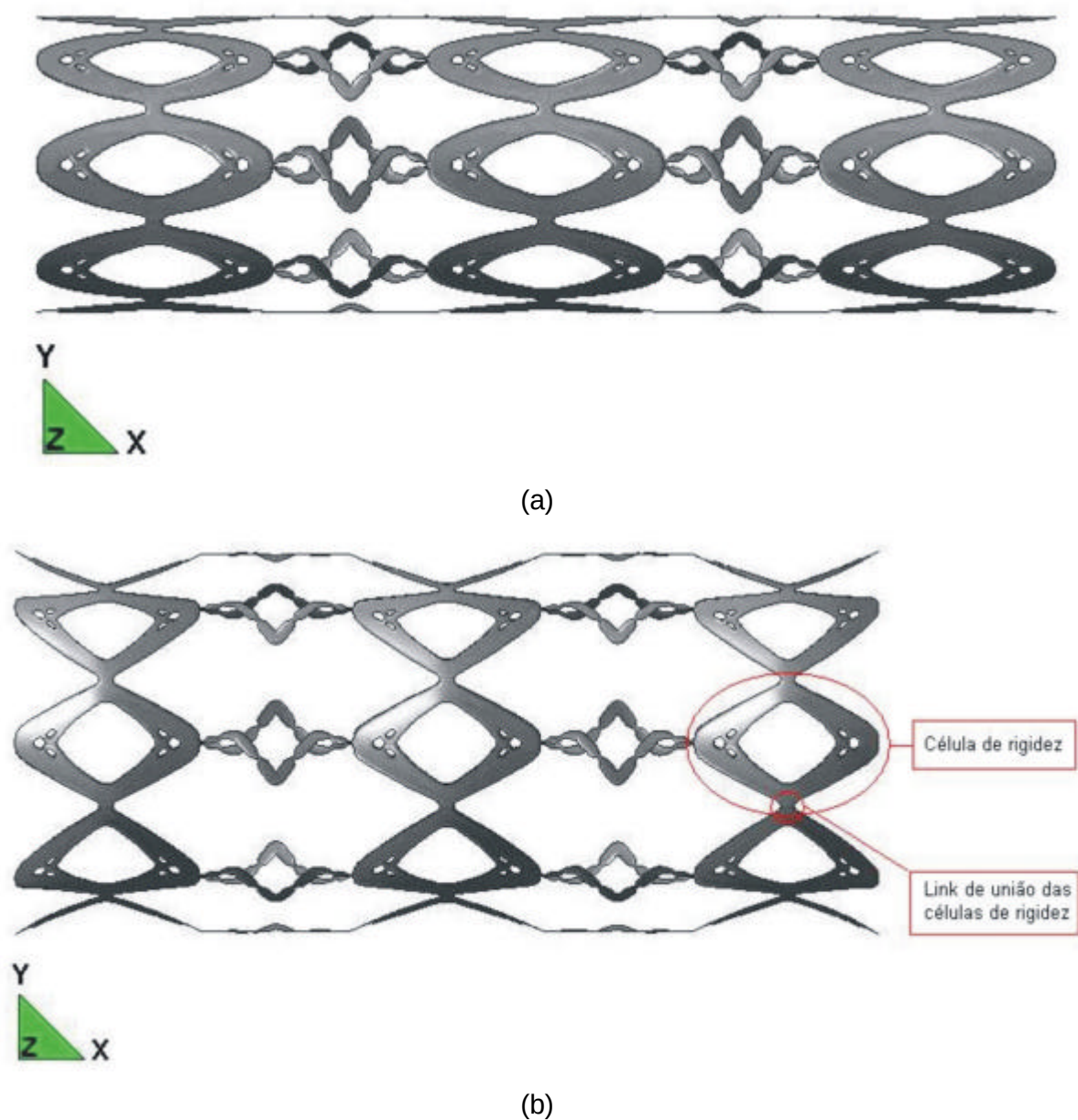


Figura 6. 1 – Forma inicial e final do stent 1

Com esta pressão, o stent 1 chegou a um diâmetro e a um comprimento de 444.035 mm e 997.532 mm, respectivamente. Portanto o stent 1 obteve um ganho de 48% em seu diâmetro e uma redução de 3.38% em seu comprimento. A redução da ordem de apenas 3.38% de seu comprimento é relativamente pequena em relação ao comprimento total do stent. A priori, pode ser considerado satisfatório este dado, pois quanto menor a redução do comprimento do stent, maior será a cobertura da área estenosada da artéria, tratada por ele.

Ao observar a forma final do stent 1, na Figura 6.1 (b), pode-se notar um resultado insatisfatório. Normalmente, as extremidades do stent tendem expandir mais que o restante da sua estrutura, o que pode causar danos na parede da artéria, durante o processo de colocação do mesmo. Esta forma irregular de seu contorno se deve ao excesso de material na região próxima à união das células de rigidez, o que não permitiu uma expansão mais uniforme.

A Figura 6.2 mostra a variação de espessura relativa no processo de expansão.

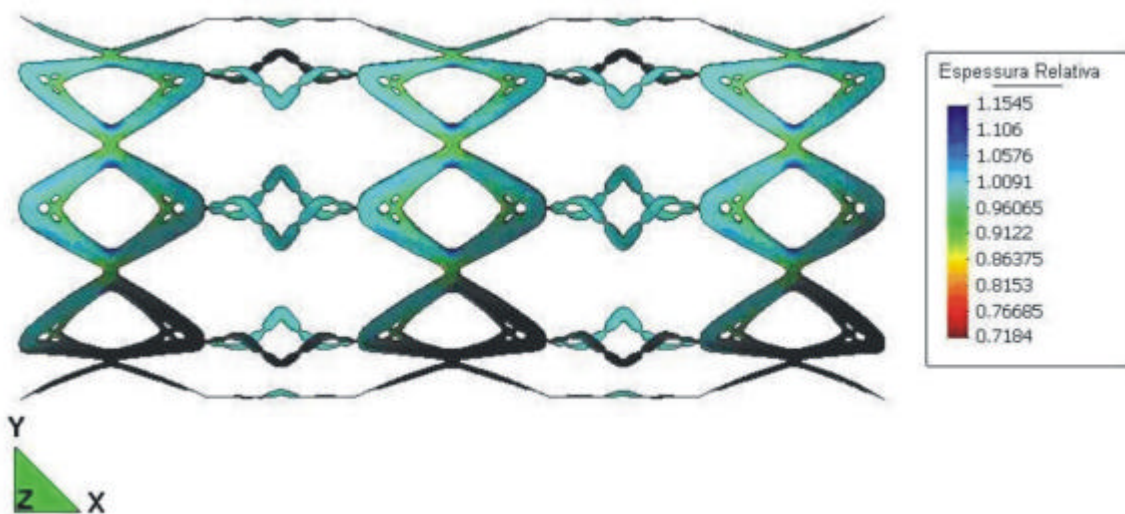


Figura 6. 2 – Espessura relativa do stent 1

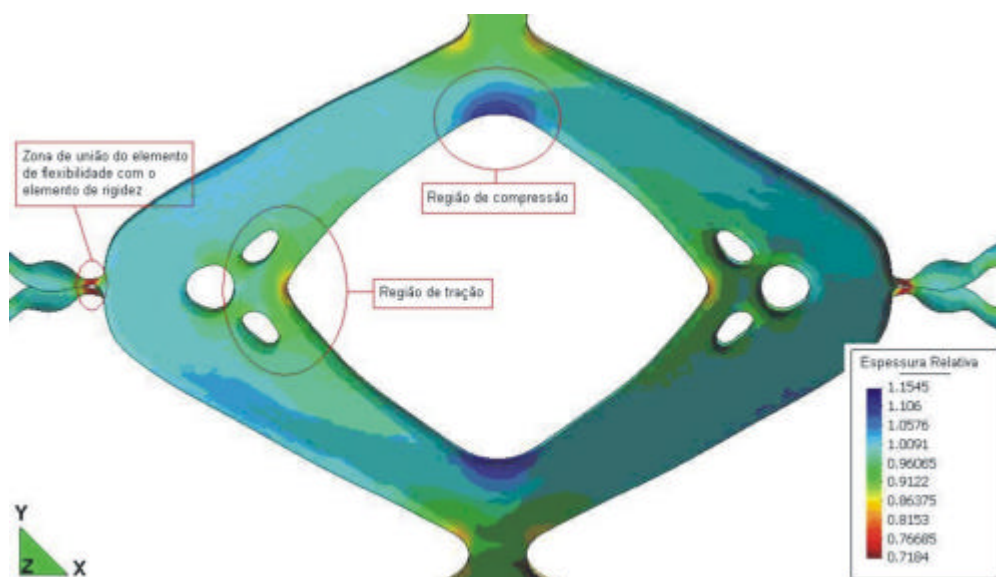


Figura 6. 3 – Região do stent 1 com maior variação da espessura

Como se pode notar na Figura 6.3, a região onde a variação da espessura relativa (adimensional) é maior que 1, indica a região com aumento da espessura propensa ao enrugamento, devido às tensões de compressão. Já a região onde a variação da espessura relativa é menor que 1 mostra a diminuição da espessura do stent, devido às tensões de tração. A zona de união do elemento de flexibilidade com o elemento de rigidez, é a região que possui a maior possibilidade de ruptura, pois esta é a região de toda a estrutura do stent 1 que sofreu maior estiramento.

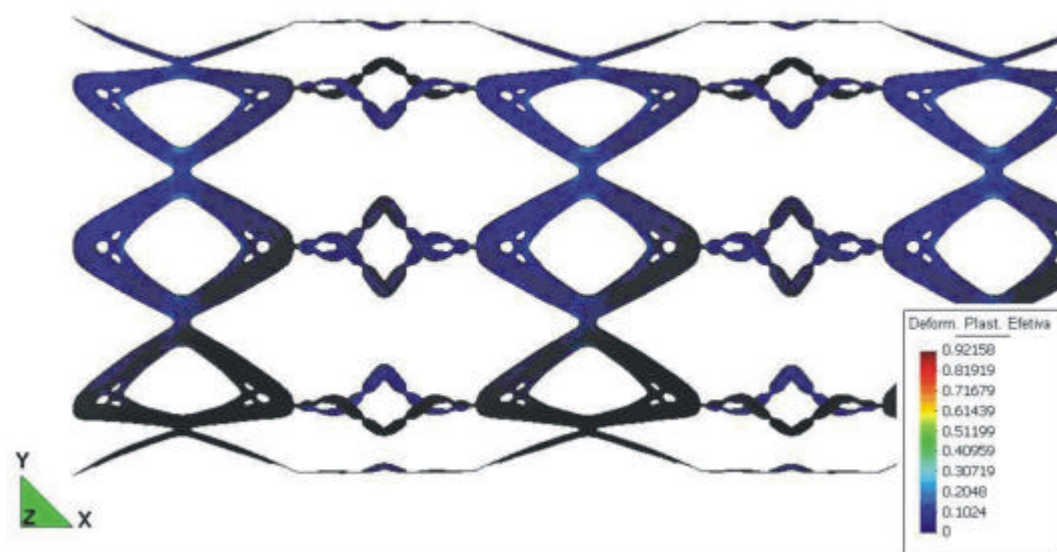


Figura 6. 4 – Deformação plástica equivalente do stent 1

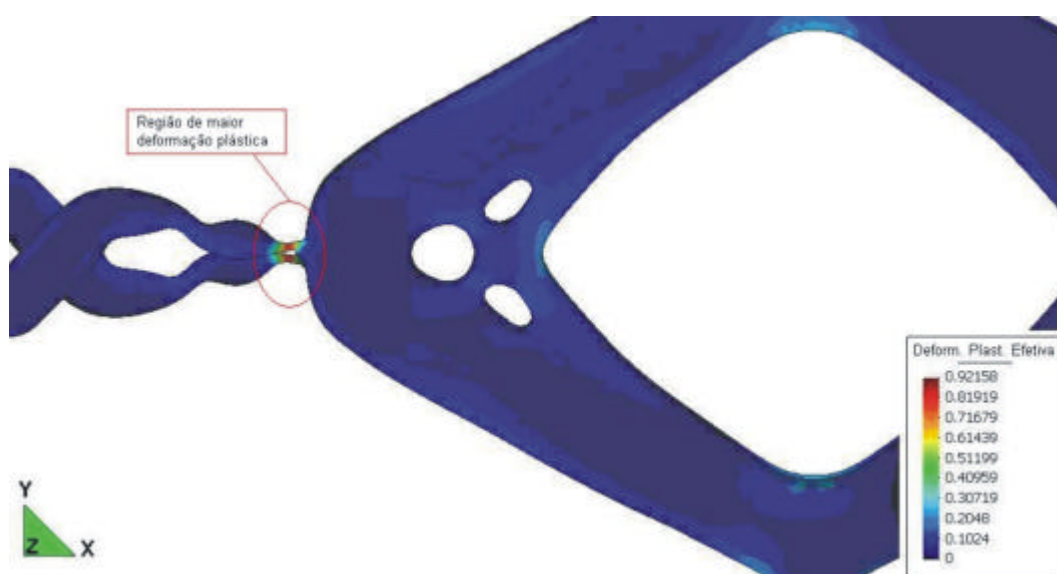


Figura 6. 5 – Região do stent 1 com maior deformação plástica.

A deformação plástica equivalente, mostrada na Figura 6.5, indica a região do stent 1 que sofreu o maior grau de deformação plástica. A figura 6.5 mostra ainda que o campo de maior deformação plástica se concentra preferencialmente na região próxima a união do elemento de flexibilidade e rigidez de cada célula do stent 1, ou seja, a região que sofreu o maior grau de redução na espessura. Segundo Serruys e Kutryk, (1998), o encruamento das regiões sujeita as grandes deformações contribui para o enrijecimento do stent no estado expandido. Mas neste modelo de stent 1, a região de maior deformação plástica não contribui para o enrijecimento estrutural do modelo, pois nesta região, mostrada na Figura 6.5, o encruamento não impede o fechamento do stent com a pressão da artéria. Pode ser notado ainda que a maior parte da estrutura do stent 1 sofre deformações que variam entre a ordem de 10% e 20%, que não é interessante ao modelo, pois este possivelmente terá uma elevada recuperação elástica após a retirada da pressão utilizada na expansão.

É possível prever do ponto de vista qualitativo quais são as regiões da estrutura do stent 1, submetidas às tensões de tração (estreitamento) ou compressão (enrugamento) que ultrapassam o limite de ruptura do seu material. Para a análise qualitativa, o programa Stampack® fornece o diagrama limite de conformabilidade (DLC) a qual representa o estado de deformação nodal de cada elemento finito do stent no estado expandido. Para o modelo de stent 1, podemos observar na Figura 6.6 que todos os pontos se encontram abaixo da CLC, o que indica que não há risco de ruptura ou enrugamento do material devido às tensões de tração e compressão, obviamente respeitando uma margem imaginária de 10% abaixo da CLC.

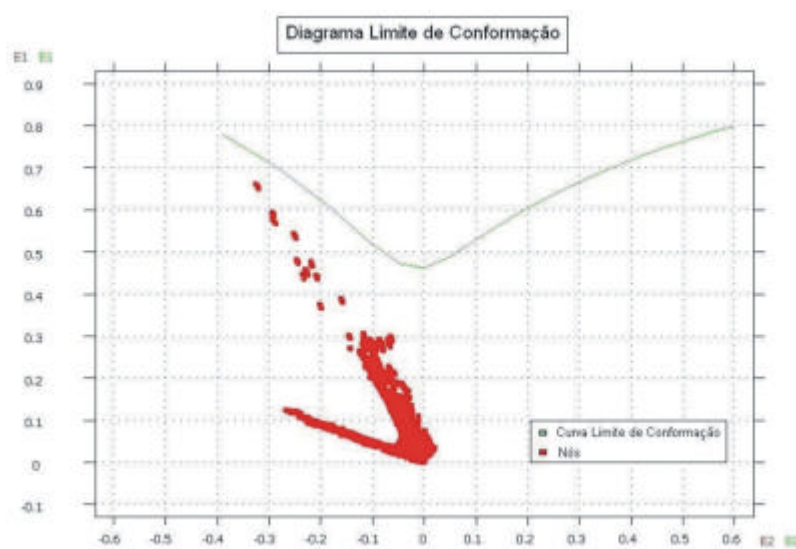


Figura 6. 6 – Diagrama Limite de Conformação (DLC) do stent 1.

Pode ser observado que na nuvem de pontos do DLC, alguns pontos fogem da concentração máxima, migrando para uma região bem próxima da CLC. Estes pontos correspondem aos nós de elementos finitos, localizados próximo da região de união do elemento de rigidez e flexibilidade. De acordo com a equação 4.4, esta região está a 87% de sua capacidade de conformação, ou seja, está abaixo do limite de uma possível ruptura, como mostra a Figura 6.7.

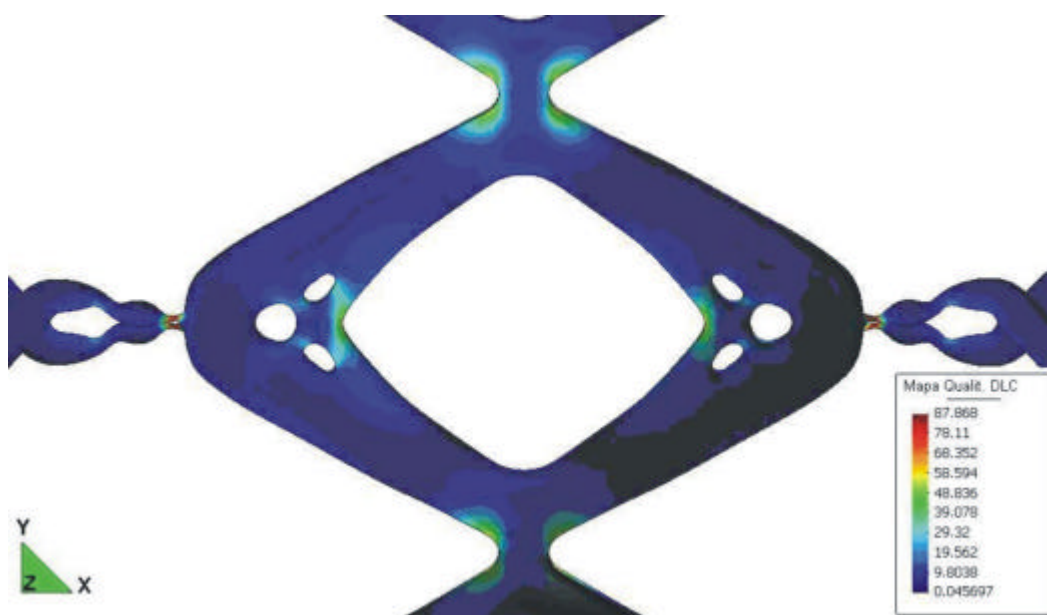


Figura 6. 7 – Mapa qualitativo do diagrama limite de conformação do stent 1

Outra maneira de se analisar as regiões da estrutura do stent, sujeita à falhas, é observando o diagrama de zona de segurança, mostrado na Figura 6.8. Este diagrama mostra as regiões onde possivelmente ocorrerá falha (afinamento). A região com tendência ao afinamento mostra também as zonas seguras de falhas, as zonas de baixa deformação e com aumento de espessura (sujeita a rugas) e por fim onde pode ocorrer um enrugamento mais severo.

Este diagrama de zona de segurança está diretamente relacionado ao DLC, pois este 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 4.7. A Figura 6.8, confirma ainda que a região que se encontra a 87% de sua capacidade de conformação está no limite da zona de segurança, mais ainda conserva a integridade da estrutura do stent 1.



Figura 6. 8 – Diagrama de zona de segurança do stent 1

Conforme previsto, é pertinente atentarmos à recuperação elástica do modelo de stent 1, após a expansão. Para uma angioplastia bem sucedida, quanto menor a recuperação elástica, melhor é o desempenho do stent, pois maior será a área do lumen arterial apta a receber o fluxo de sangue bombeado do coração (Serruys e Kutryk, 1998). Esta análise também é realizada pelo programa Stampack®, após a simulação da expansão do stent por elementos finitos a partir do campo de deformação elástica residual absorvida no estágio de expansão. Inicialmente após a recuperação elástica do stent 1, é esperada uma pequena redução no seu diâmetro, restando apenas o encruamento responsável pelo aumento permanente do diâmetro.

Nota-se na Figura 6.9, duas estruturas do stent 1, onde a estrutura de cor vermelha corresponde a original após a expansão e a outra, a estrutura recuperada elasticamente. É claramente visível a sua redução no diâmetro. Após a recuperação elástica, as dimensões finais do stent 1 são: diâmetro igual a 439.053 mm (correspondente a 46.35% em relação ao diâmetro inicial do stent) e comprimento igual a 999.289 mm. A recuperação do diâmetro observada no stent 1, foi de 1.7% em relação ao diâmetro final após a recuperação elástica. Com a redução do diâmetro, o comprimento do stent aumenta 0.17%, o que descreve um aumento insignificante em relação ao comprimento do stent antes da recuperação elástica. A Figura 6.10 ilustra este aumento.

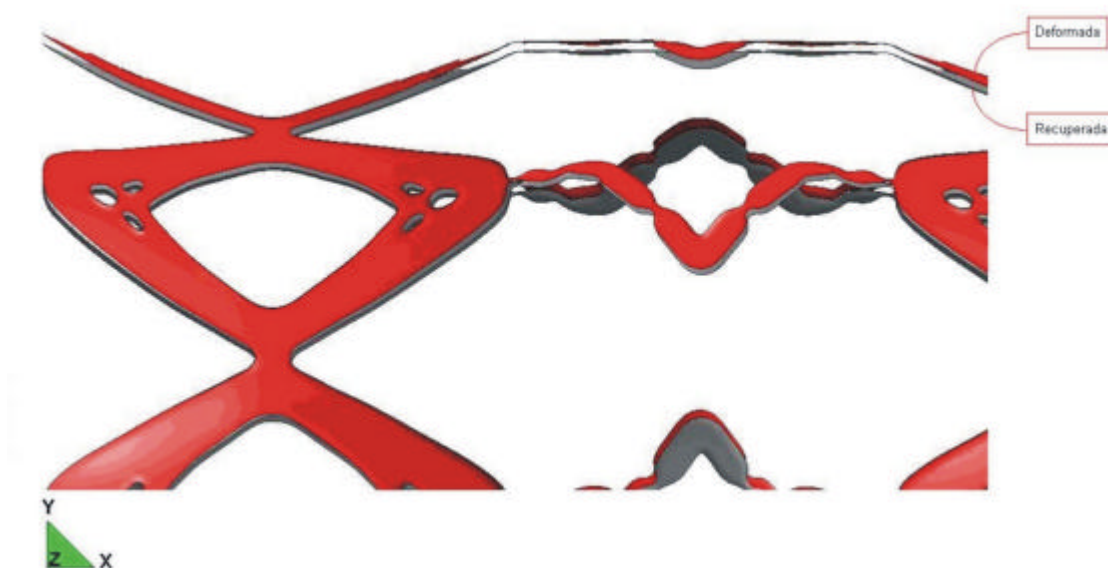


Figura 6. 9 – Recuperação elástica do stent 1.



Figura 6. 10 – Aumento no comprimento do stent 1 após a recuperação elástica.

A recuperação elástica se dá, devido às tensões residuais, resultantes de uma má distribuição do campo de deformação plástica. Após a deformação plástica, de maneira não uniforme, do material, este adquire tensões residuais, que tendem a forçar a estrutura do stent a retornar a sua forma original. O programa Stampack® dispõe das tensões equivalentes de Von Mises, para esta análise. Na Figura 6.11 podem ser observadas algumas regiões da estrutura do stent 1, que sofreram maior grau de solicitação durante o processo de recuperação elástica. As regiões mais claras da estrutura indicam as zonas de

maior solicitação. As tensões equivalentes não distinguem as cargas de compressão e tração.

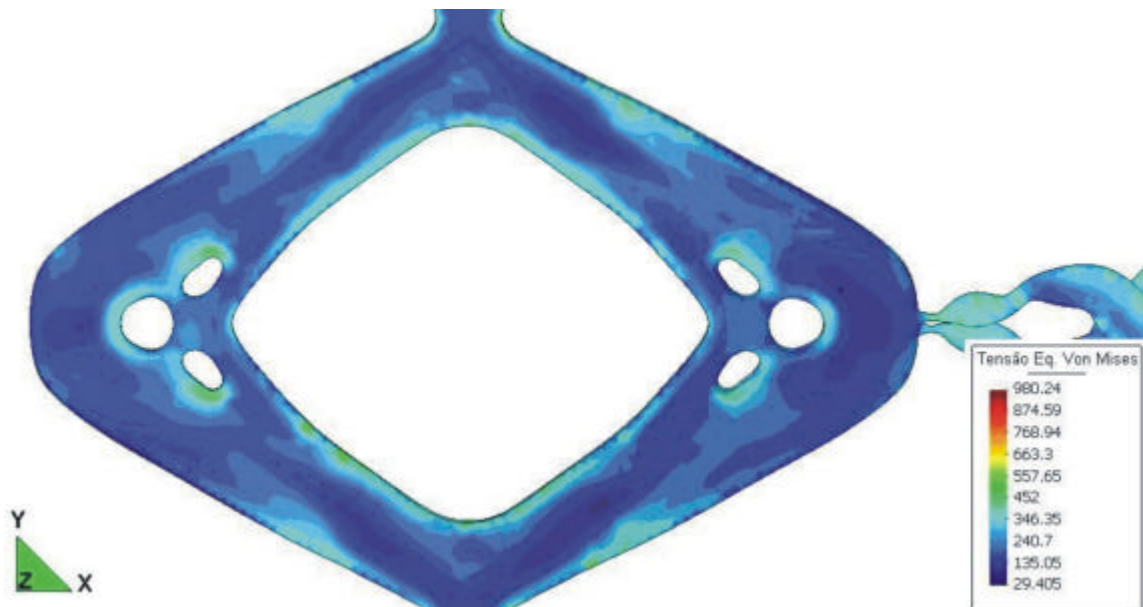


Figura 6. 11 – Tensão equivalente de Von Mises do stent 1 em [Pa]

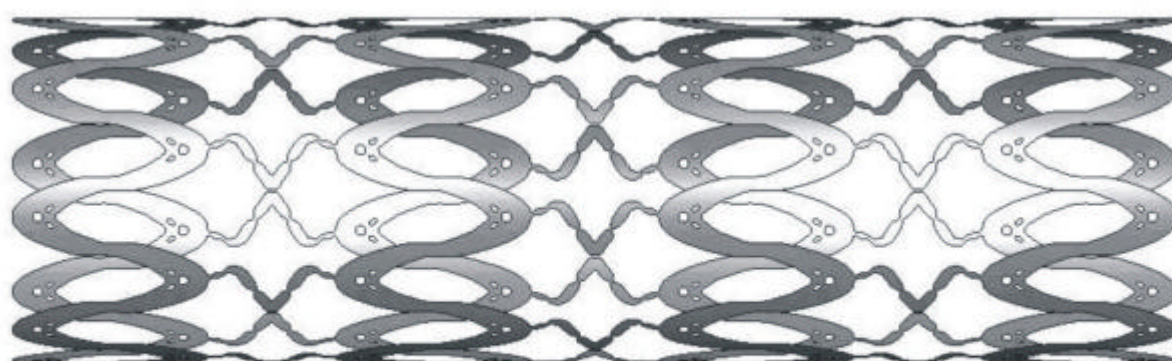
De maneira geral, o modelo de stent 1 não atendeu satisfatoriamente algumas especificações exigidas durante o processo de expansão. Mesmo com uma pressão significativamente menor que a pressão nominal máxima (12 atm ou 1.21 MPa) usada por cardiologistas, nos processo de expansão de stents comerciais, seu diâmetro não apresentou aumento esperado, sendo apenas 48% de seu diâmetro inicial. A distribuição não uniforme do campo de deformação plástica, ao longo da estrutura do stent 1 indica outro fator que levou ao desenvolvimento de um novo modelo de stent. Sendo assim, a busca pela melhoria destes dois fatores motivou a criação da geometria do stent 2.

6.2. Resultados e discussões da simulação de expansão do stent 2 por hidroconformação

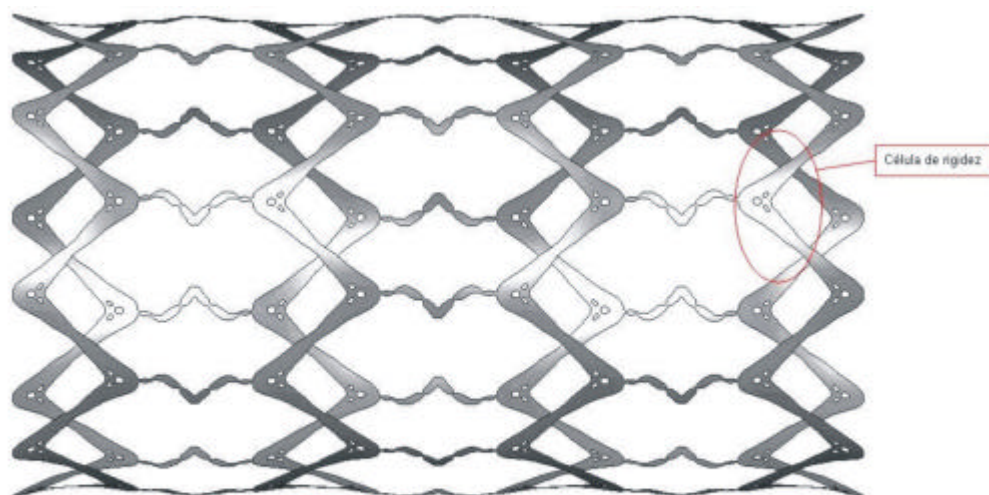
De maneira análoga ao exposto no tópico anterior, o Stampack[®] ilustra a forma inicial e final do stent 2, como observado nas Figuras 6.12 (a) e 6.12 (b), respectivamente.

Como no modelo do stent 1, o diâmetro inicial é de 300 mm com um comprimento de 1017.42 mm. Já a pressão aplicada a esta simulação foi de 42 MPa (equivalente a 414.5 atm), seguindo o mesmo tempo de $1,5 \times 10^{-3}$ segundos. Esta pressão também foi ajustada após várias tentativas, até que se conseguisse o maior diâmetro possível numa zona livre de

falhas. Neste processo o diâmetro final e o comprimento foram de 562.018 mm e 983.095 mm, respectivamente. Deste modo o stent 2 conseguiu um ganho de 87.3% em seu diâmetro e uma redução de 3.37% em seu comprimento. Nota-se que esta redução em seu comprimento foi bem próxima do valor apresentado pelo stent 1, que foi de 3.38%. Este ganho no aumento da dimensão do diâmetro do stent 2 é extremamente desejável, pois quanto maior seu diâmetro, maior será a área do lúmen arterial, otimizando assim o fluxo de sangue da artéria tratada, o que é a principal função de um stent para angioplastia.



(a)



(b)

Figura 6.12 – Forma inicial e final do stent 2

Diante da análise da forma final do stent 2, na Figura 6.12 (b), nota-se uma expansão mais uniforme, diferente do ocorrido na simulação do stent 1. Neste caso, as extremidades do stent 2 tendem a expandir de maneira igual quando comparado ao restante da sua estrutura. Isto tende a minimizar os danos causados a parede da artéria, durante o processo de aplicação do stent. Esta forma mais regular de seu contorno se dá devido à melhor distribuição de material ao longo da estrutura do stent, evitando as regiões com concentração de material.

A respeito da variação da espessura, observada na Figura 6.13, a região onde a espessura relativa é maior que 1, indica a região com aumento da espessura e maior probabilidade de enrugamento, devido às tensões e compressão. Já a região onde a variação da espessura relativa é menor que 1, mostra a região com menor espessura e com grande possibilidade de afinamento, devido às tensões de tração. Neste modelo a região próxima aos três furos é a que indica maior possibilidade de um afinamento futuro, mostrando assim a zona mais propensa à estricção, diferente do modelo de stent 1, que o afinamento se concentrava na zona de união dos elementos de rigidez e flexibilidade. O percentual de afinamento fica em torno de 21%, o que mostra que este modelo ainda está livre de uma possível ruptura.

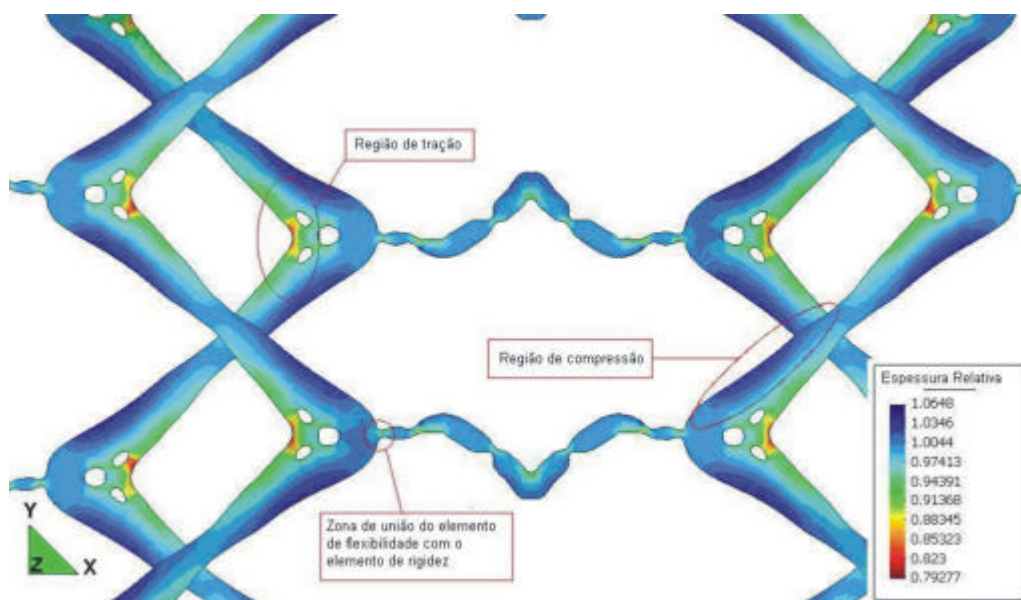


Figura 6. 13 – Região do stent 2 com maior variação da espessura.

A Figura 6.14 mostra um campo de deformação plástica bem mais distribuído ao longo da estrutura do stent 2. Na Figura 6.15, é possível verificar a região do stent que sofreu o maior grau de deformação plástica. Esta região se concentra próximo dos três furos

contidos nas células dos elementos de rigidez. O encruamento destas regiões sujeita a grandes deformações contribui com o fortalecimento estrutural do stent 2 no estado expandido, consequentemente melhorando a sustentação da parede da artéria estenosada.

A partir do diagrama limite de conformação (DLC), mostrado pela Figura 6.16, pode ser notado que a nuvem dos nós está mais concentrada. Isto significa que o material do stent 2 está ainda mais longe de uma possibilidade de falha. Pois a distância do nó mais próximo da curva limite de conformação (CLC) está bem abaixo da margem de 10%, estipulada para manter a integridade estrutural do stent.

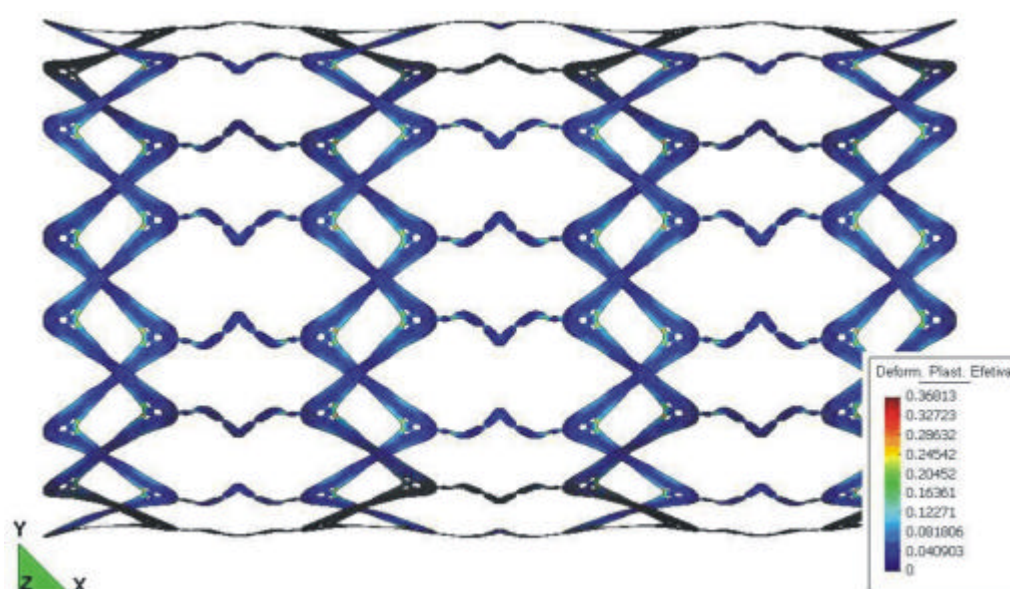


Figura 6. 14 – Deformação plástica equivalente do stent 2

Os pontos ligeiramente afastados da região de maior concentração no DLC, correspondem aos nós de elementos finitos, localizados na região da estrutura do stent 2, de maior deformação plástica, próxima aos três furos. Ainda como no tópico anterior, a equação 4.4, indica um percentual de segurança de 70.8%, como mostra a Figura 6.17.

Os resultados qualitativos apresentados pelo diagrama de zona de segurança, para esta simulação do modelo de stent 2, são amplamente aceitáveis, pois não mostram nenhuma zona de afinamento. De fato, de acordo com a Figura 4.7, nenhum nó de elementos finitos, se encontra localizado próximo da região marginal ou de propensão ao afinamento, pois se encontram aproximadamente 30% abaixo da CLC.

O fato de se verificar que este modelo de stent está livre de uma falha por estricção, é bastante satisfatório, porém, observa-se que por outro lado, este modelo apresenta varias regiões com enorme predisposição ao enrugamento.

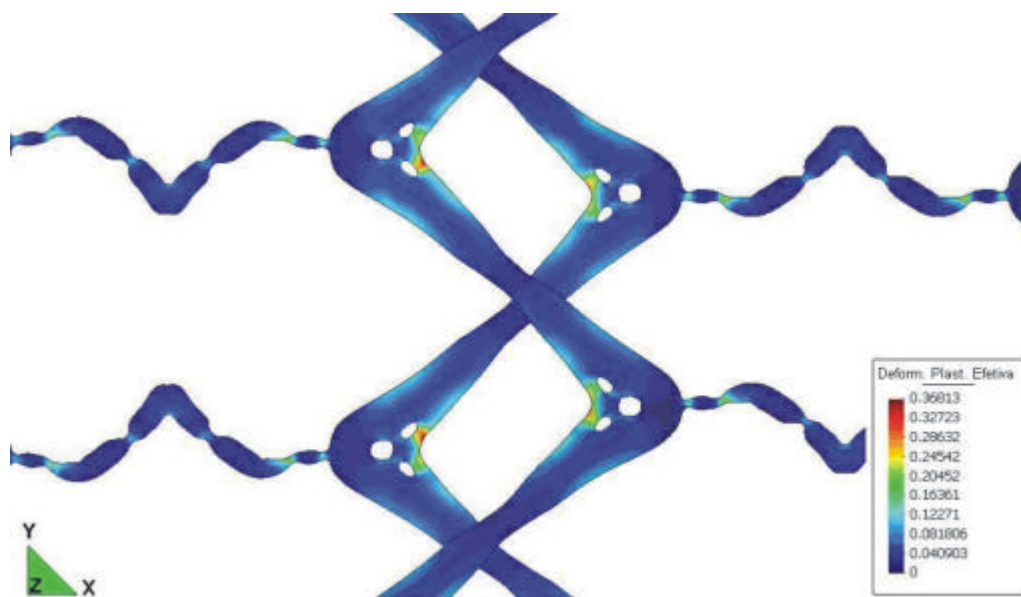


Figura 6. 15 – Região do stent 2 com maior deformação plástica

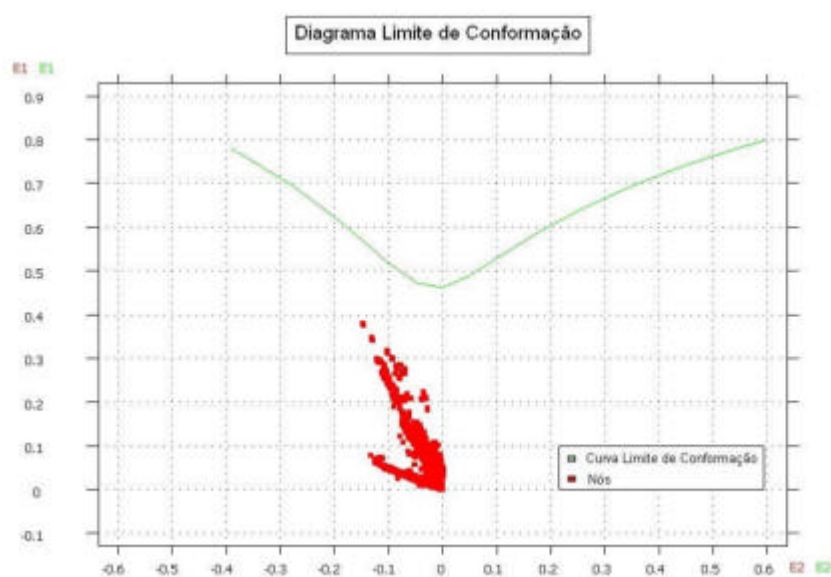


Figura 6. 16 – Diagrama limite de Conformação (DLC) do stent 2

Da mesma forma como apresentado no tópico anterior, a estrutura de cor vermelha indica a estrutura original, enquanto que a estrutura de cor cinza ilustra a estrutura recuperada elasticamente.

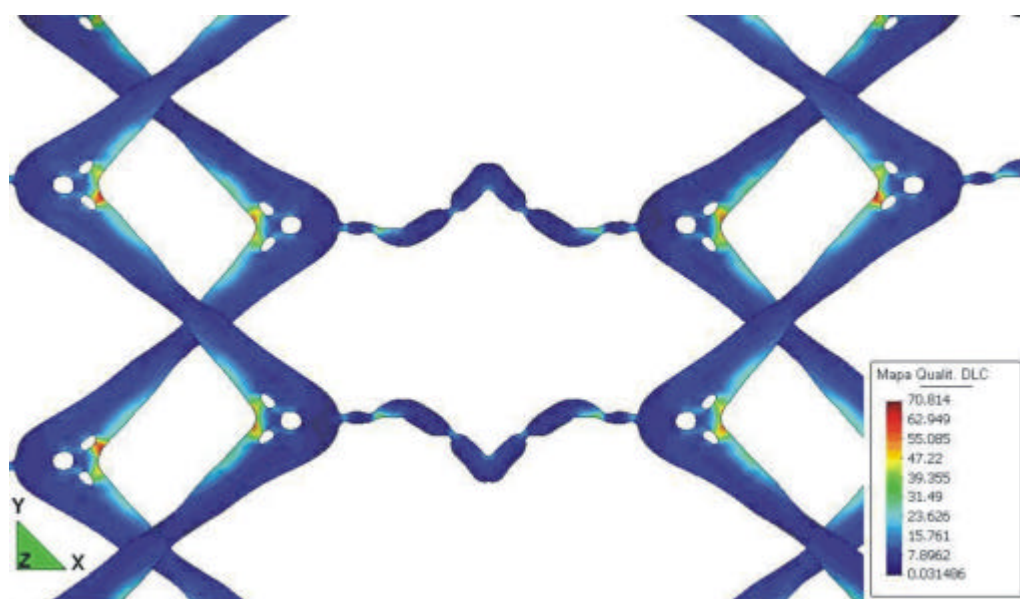


Figura 6. 17 – Mapa qualitativo do diagrama limite de conformação do stent 2

Após a recuperação elástica do modelo do stent 2, o diâmetro e o comprimento passaram a ser igual a 554.497 mm e 986.136 mm, respectivamente. O percentual de recuperação elástica do diâmetro foi de 84.8% em relação ao diâmetro inicial antes da expansão. Já em relação ao diâmetro após final após o retorno elástico, esse percentual foi de 2.5%. Quanto à recuperação elástica ao longo do seu comprimento, esta variou em 3.07% em relação ao comprimento original que era de 1017.42 mm. A recuperação elástica do stent 2 é mostrada pela Figura 6.19.

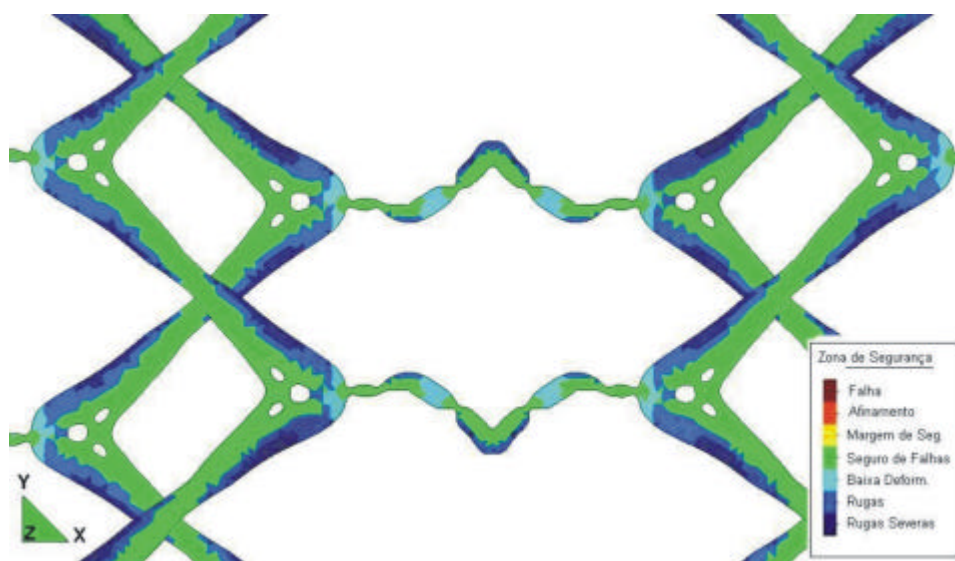


Figura 6. 18 – Diagrama de zona de segurança do stent 2

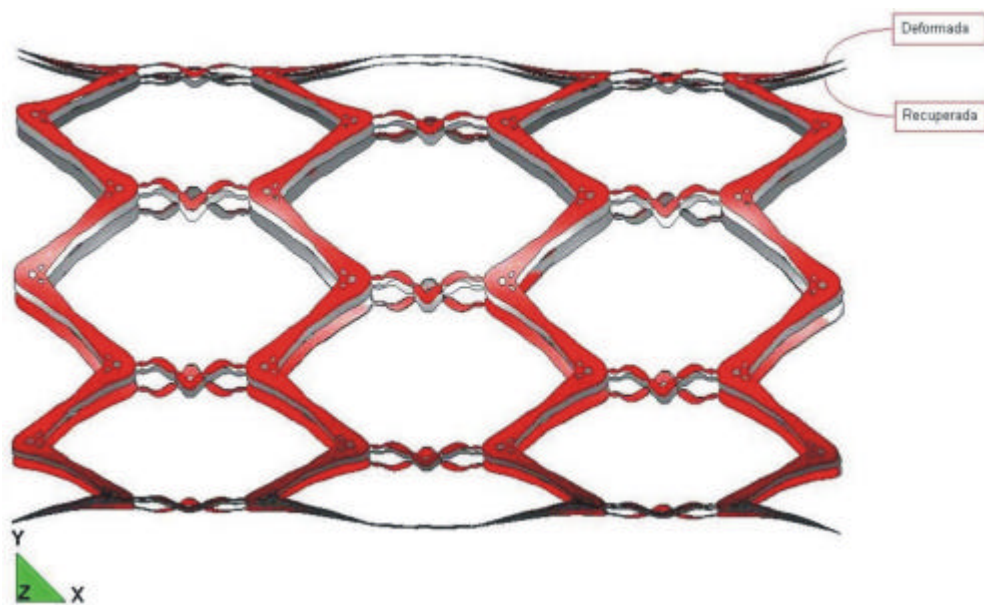


Figura 6. 19 – Recuperação elástica do stent 2

Mesmo com uma deformação plástica mais uniforme, a estrutura do stent 2 ainda adquire tensões residuais, que tendem a levar a estrutura do stent de volta a sua forma original. Na Figura 6.20, é possível notar as regiões da estrutura do stent 2, com o maior nível de sollicitação. As regiões da estrutura indicadas pelas cores que tendem ao vermelho indicam as zonas de maior sollicitação

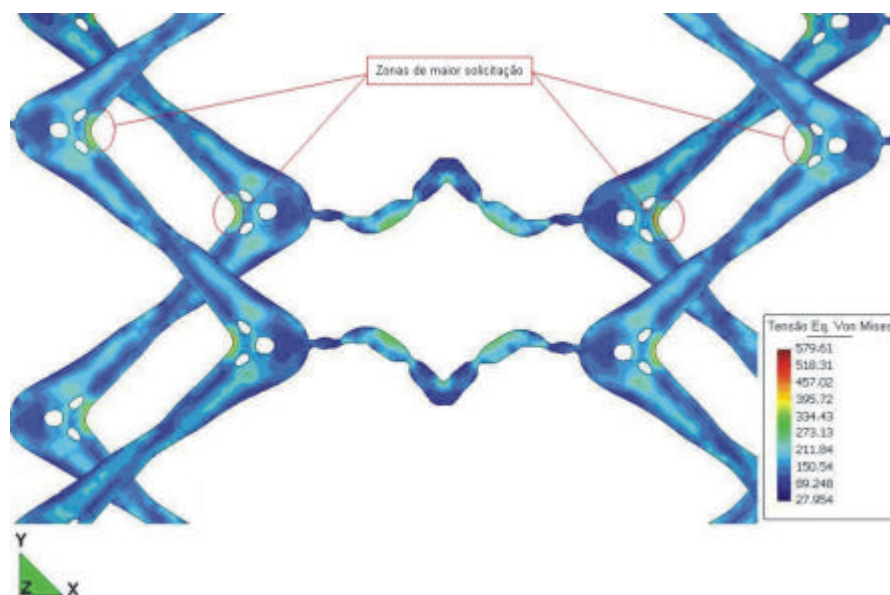


Figura 6. 20 – Tensão equivalente de Von Mises do stent 2 em [Pa]

6.3. Resultados e discussões da simulação de expansão do stent comercial por hidroconformação

De maneira idêntica aos dois tópicos anteriores, as formas inicial e final do stent comercial são mostradas nas Figuras 6.21 (a) e 6.21 (b), respectivamente.

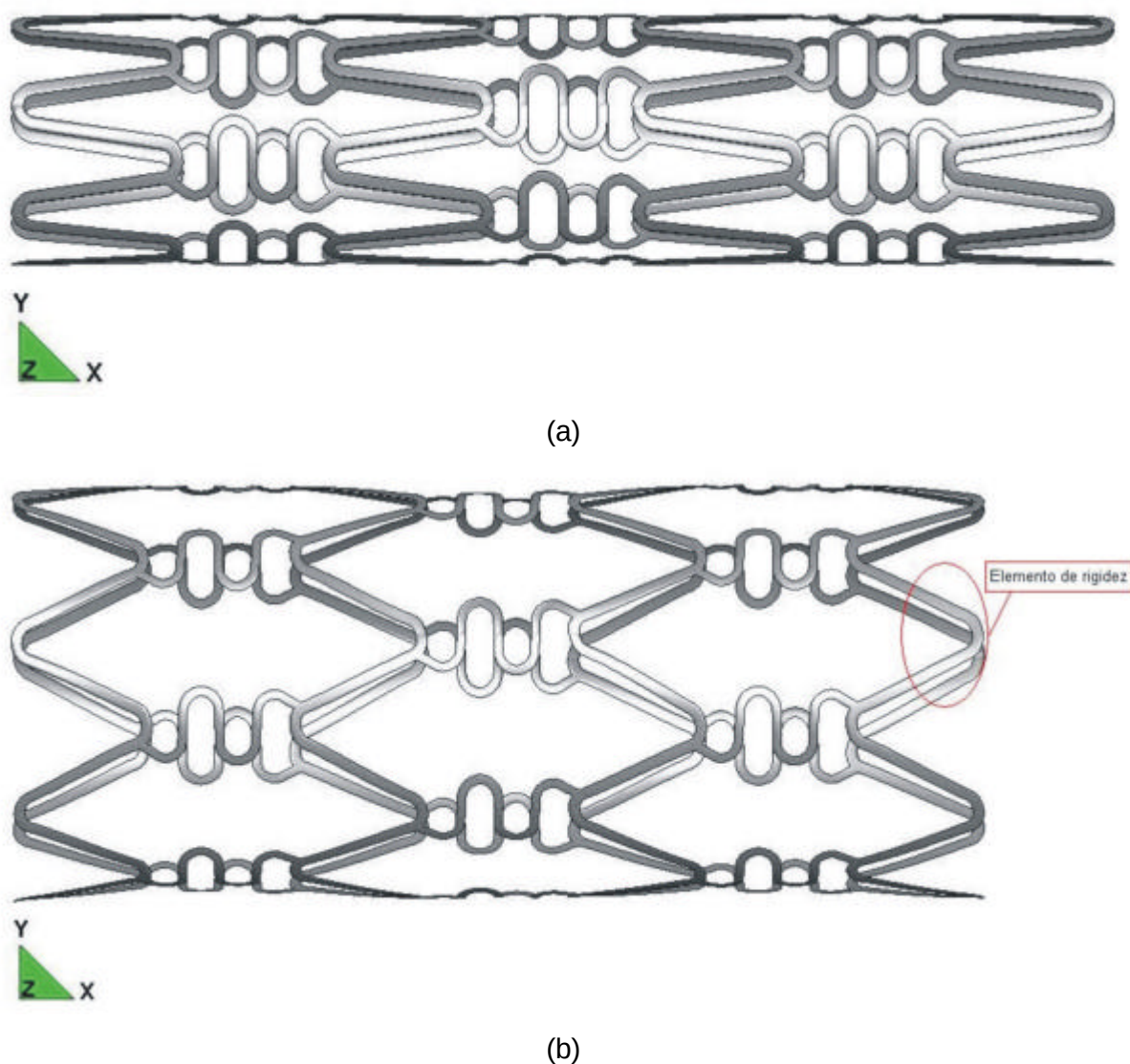


Figura 6. 21 – Forma inicial e final do stent comercial.

Como visto anteriormente, foram mantidos para a simulação de expansão do stent comercial, a mesma pressão e tempo de expansão do modelo de stent 2. Isto foi feito para facilitar a comparação entre estes modelos. Desta forma o diâmetro inicial obtido após a simulação de expansão do stent comercial foi de 545.37 mm, que corresponde a um aumento de 81.7% em relação ao diâmetro inicial. O comprimento é igual a 1290.65 mm,

equivalente a uma redução de 2.04%. A pressão aplicada a esta simulação de expansão também foi ajustada após varias tentativas, até que se conseguisse o maior diâmetro possível numa zona livre de falhas. É possível notar que a redução do comprimento foi menor, que o valor apresentado pelo stent 1 e pelo stent 2, que foram de apenas 3.38% e 3.37%, respectivamente. Este ganho no aumento da dimensão do diâmetro do stent comercial foi inferior ao apresentado pelo stent 2, mais mesmo diante disto, este aumento foi extremamente satisfatório.

Ao se analisar a forma final do stent comercial, na Figura 6.21 (b), pode ser visto uma expansão extremamente uniforme, se comparado aos outros dois modelos de stents. Este formato regular de seu contorno, deve ser atribuído à grande distribuição de material ao longo de sua estrutura, com a menor quantidade de material possível.

A variação da espessura, observada na Figura 6.22, esta presente somente numa pequena parte da estrutura do stent. A região onde a variação da espessura relativa é maior que 1, indica a região com um aumento da espessura e grande probabilidade de enrugamento e a região onde a variação da espessura relativa é menor que 1, indica a região de menor espessura com possibilidade de estricção, devido às tensões de tração. Este modelo de stent apresenta o menor percentual de afinamento, que fica em torno de 10%, o que mostra que este modelo esta totalmente livre de uma possível ruptura, para esta magnitude de pressão utilizada na sua expansão.

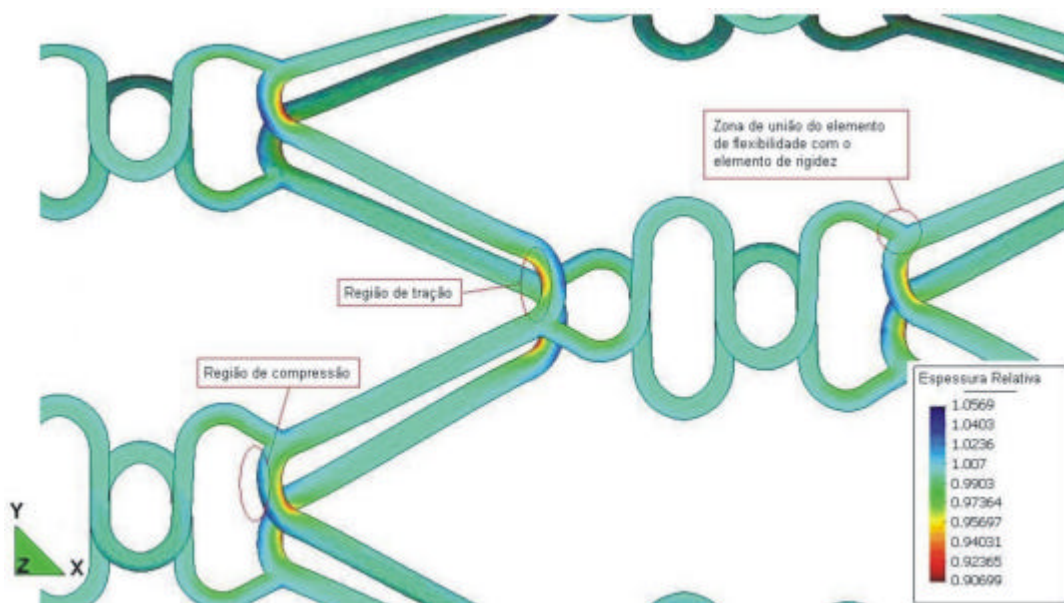


Figura 6. 22 – Região do stent comercial com maior variação da espessura

A Figura 6.23 mostra um campo de deformação plástica efetiva ao longo da estrutura do stent comercial. Na Figura 6.24, se verifica a região do stent que sofreu o maior nível de deformação plástica. Esta zona de maior deformação plástica se concentra na região curvada do elemento de rigidez. O encruamento destas regiões contribui enormemente com o enrijecimento estrutural do stent comercial após sua expansão.

Através do diagrama limite de conformação (DLC), mostrado pela Figura 6.25, nota-se que a nuvem dos nós de elementos finitos está bastante concentrada, o que significa que o material do stent comercial está livre de possíveis falhas. Este fato pode ser verificado ao analisar o mapa qualitativo do diagrama limite de conformação (DLC), ilustrado na Figura 2.26.

Os pontos concentrados mais abaixo e a esquerda no DLC, correspondem aos nós de elementos finitos, localizados na região da estrutura do stent comercial, com alguma possibilidade de enrugamento. A equação 4.4, mostra um percentual de segurança de 35.07%, como mostrado na Figura 6.26.

Da mesma forma dos resultados qualitativos apresentado pelo diagrama de zona de segurança, para a simulação do modelo de stent 2, os resultados obtidos pela simulação de expansão do stent comercial, são extremamente satisfatórios, já que também não descrevem nenhuma zona de afinamento, pois os nós mais próximos da CLC encontram-se localizados a pelo menos 65% abaixo da CLC. O diagrama de zona de segurança do modelo de stent comercial pode ser verificado na Figura 6.27.

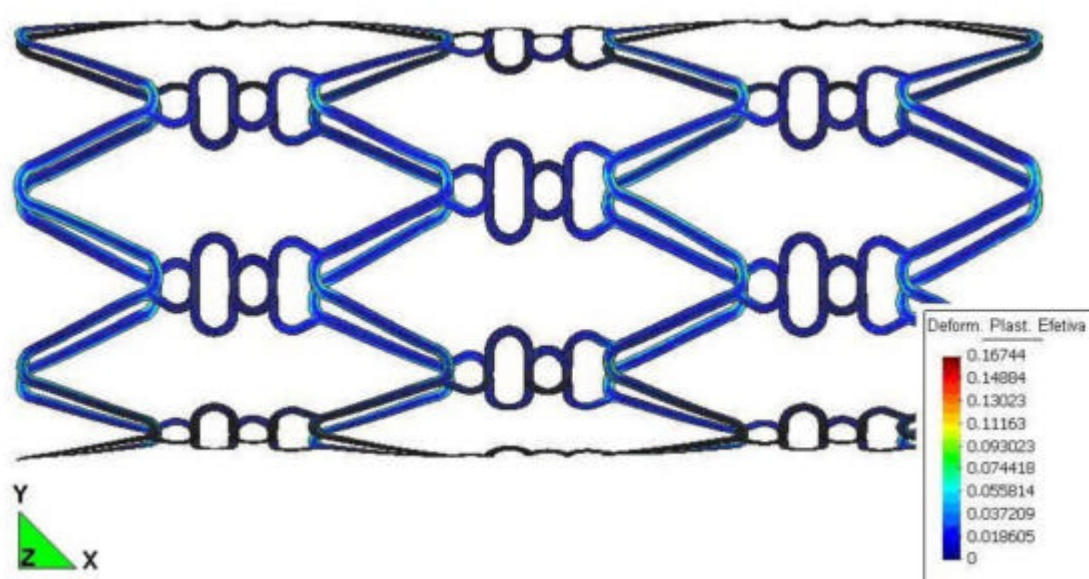


Figura 6. 23 – Deformação plástica equivalente do stent comercial

De forma análoga ao modelo de stent 2, o modelo de stent comercial está livre de falhas por estricção, entretanto, este modelo também apresenta algumas regiões com predisposição ao enrugamento.

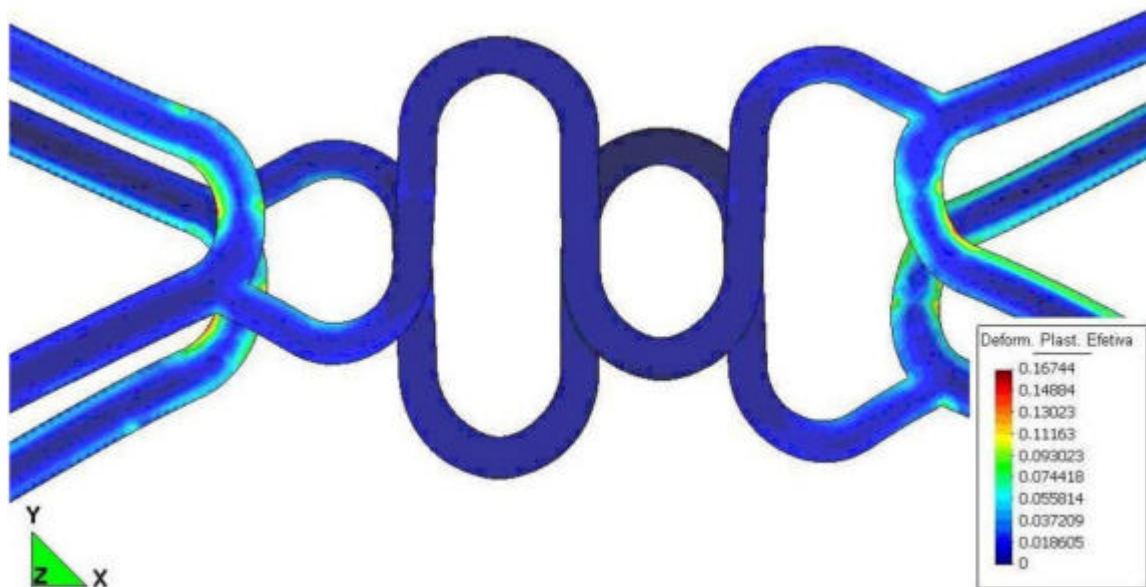


Figura 6. 24 – Região do stent comercial com maior deformação plástica

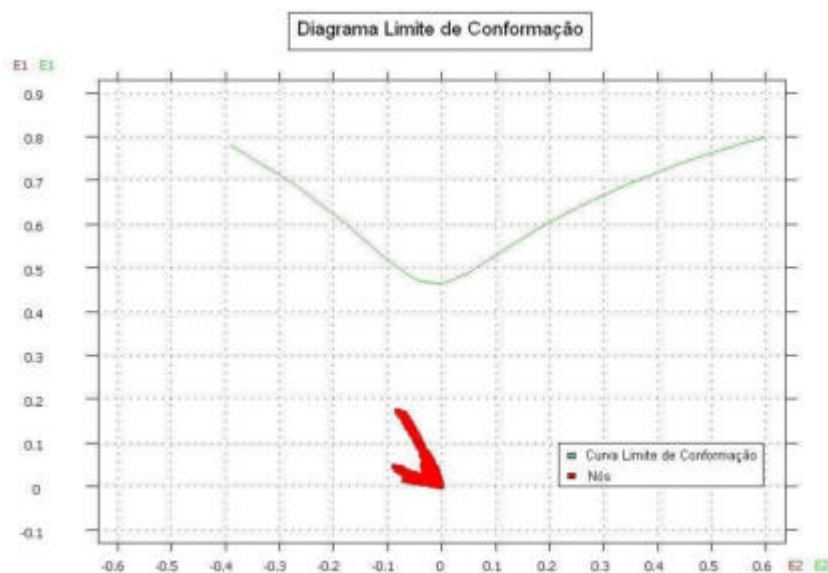


Figura 6. 25 – Diagrama limite de conformação (DLC) do stent comercial

Na Figura 6.28, é apresentada a estrutura do stent comercial nas duas configurações, posterior à expansão (representada pela cor vermelha) e após a sua recuperação elástica (na cor cinza).

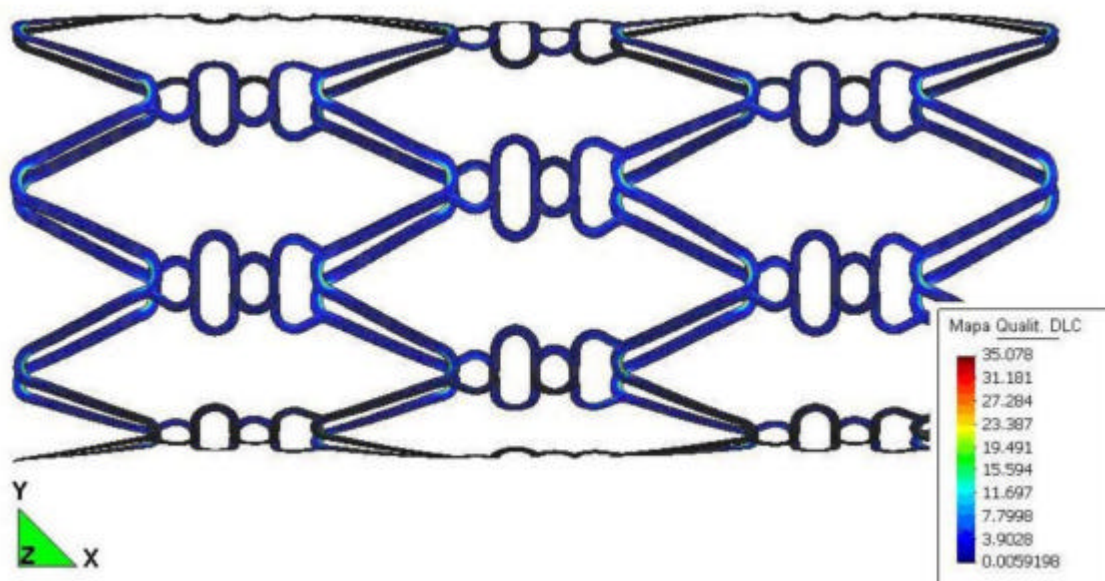


Figura 6. 26 – Mapa qualitativo do diagrama limite de conformação do stent comercial

Posteriormente a recuperação elástica do modelo do stent comercial, o diâmetro e o comprimento passaram a ser igual a 517.104 mm e 1290.65 mm, respectivamente. O percentual de recuperação elástica do diâmetro foi de 72.3% em relação ao diâmetro inicial antes da expansão, sendo que em relação ao diâmetro final após o retorno elástico foi de 9.4%. Quanto à recuperação elástica ao longo do seu comprimento, esta variou em 2.4% em relação ao comprimento original que era de 1317.54 mm. A recuperação elástica do stent 2 é mostrada pela Figura 6.19.

Este aumento da recuperação elástica do stent comercial se deve ao fato deste não ter tido uma deformação plástica significativa, suportando ainda uma pressão de expansão maior que a aplicada nesta simulação, o que levaria a uma deformação plástica próxima de seu limite.

As tensões equivalentes de Von Mises, contidas na estrutura do stent comercial podem ser verificadas na Figura 6.29. Como a deformação plástica se concentrou fora da região próxima da união dos elementos de rigidez e flexibilidade, a estrutura praticamente não acumulou tensões residuais de tração. Somente podem ser observadas algumas poucas regiões ao longo das células de rigidez e flexibilidade, que apresentam baixas tensões de compressão.

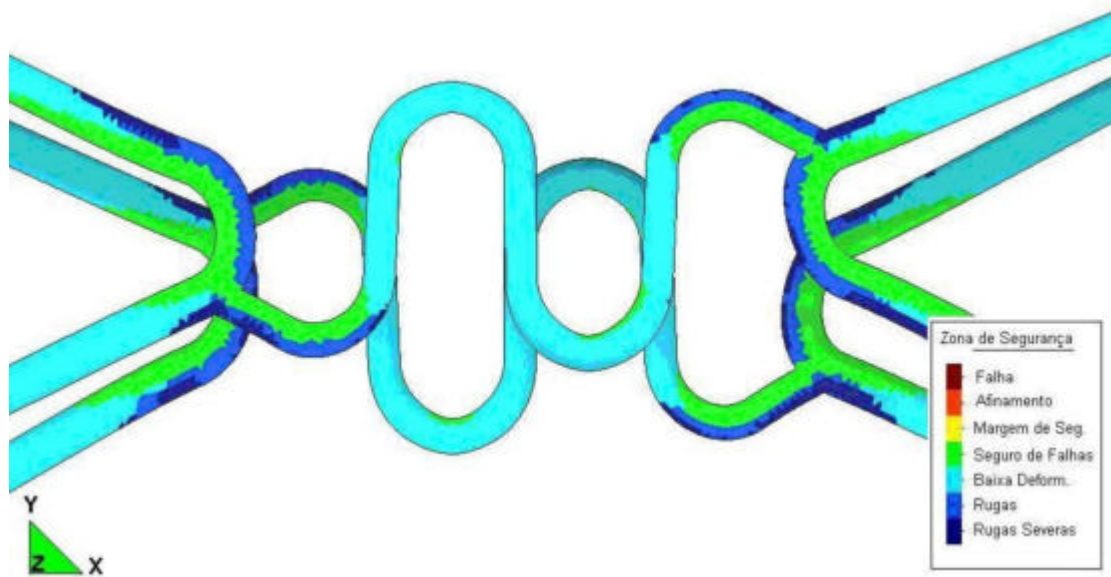


Figura 6. 27 – Diagrama de zona de segurança do stent comercial

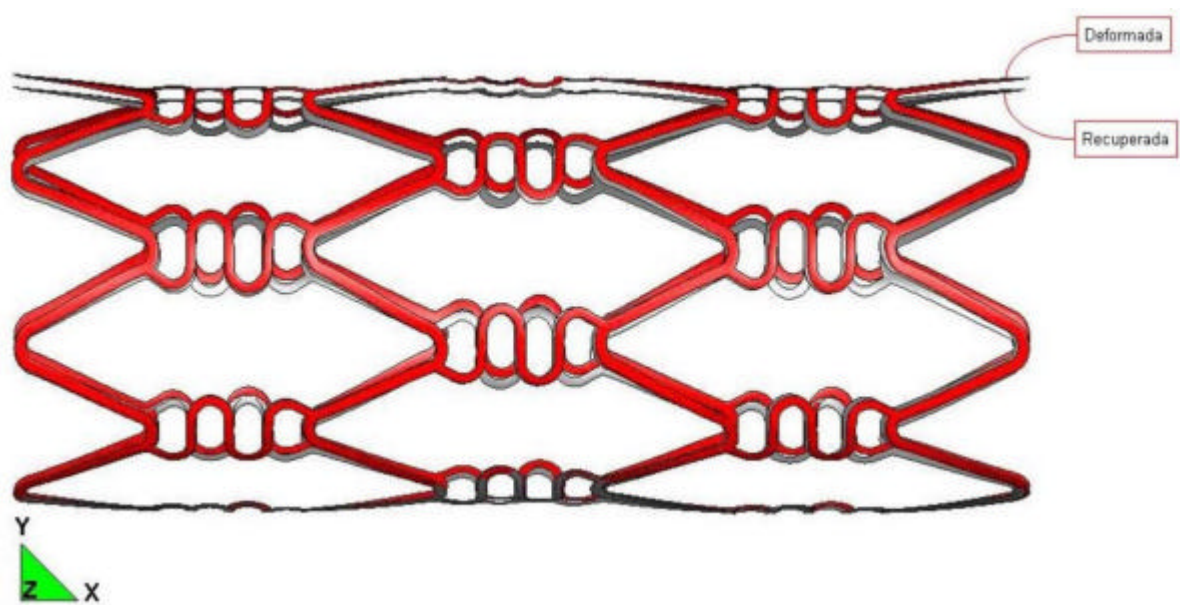


Figura 6. 28 – Recuperação elástica do stent comercial.

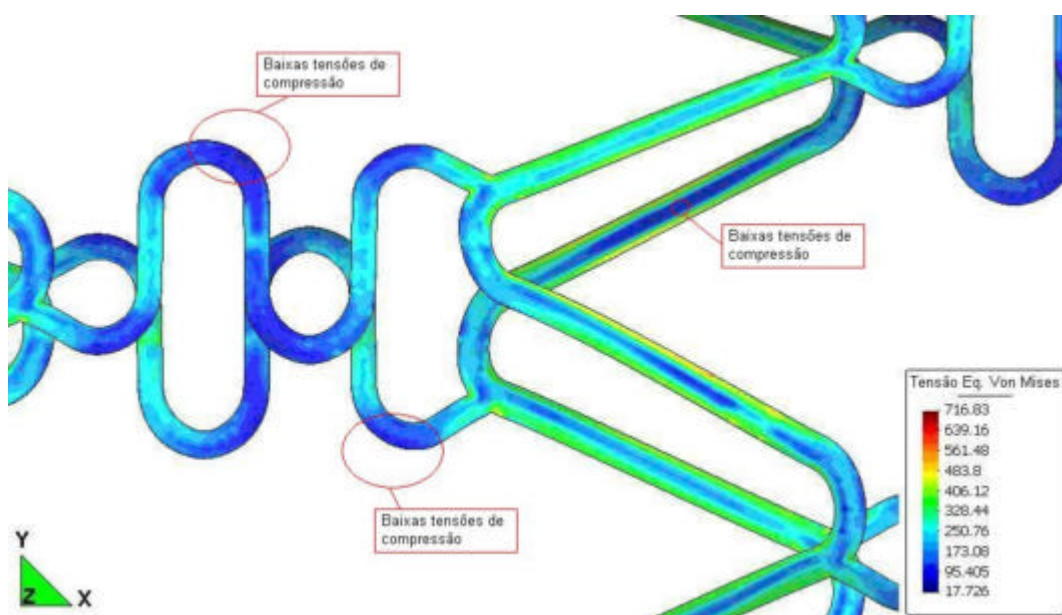


Figura 6. 29 – Tensão equivalente de Von Mises do stent comercial em [Pa]

6.4. Análise comparativa dos três modelos de stents

Nos tópicos 6.1, 6.2 e 6.3 deste capítulo, foram analisados os resultados, separadamente, de cada um dos três modelos de stents proposto para estudo neste trabalho.

O que se pode notar inicialmente foi o breve destaque dos modelos de stent 2 e comercial em relação ao modelo de stent 1 devido a alguns fatores, como por exemplo, a forma final dos modelos, pois o modelo de stent 2 e o modelo de stent comercial descreveram uma expansão mais uniforme ao longo de suas estruturas. Deve-se dar muita importância a esta expansão uniforme ao longo do corpo do stent, pois um modelo cujas extremidades se comportam como as do modelo de stent 1, podem ferir a parede da artéria, aumentando assim o risco da reestenose. O que estaria sendo totalmente contrario a função buscada pelo stent, na prevenção da reestenose.

Na simulação de expansão do stent 1 foi necessária uma pressão consideravelmente baixa, pois esta estrutura não suporta uma pressão maior, o que pode levar à ruptura. Com isto obteve-se um aumento de diâmetro relativamente baixo se comparada ao stent 2 e ao stent comercial.

Outra desvantagem do modelo de stent 1 foi a distribuição do campo de maior deformação plástica, próxima da região da união dos elementos de flexibilidade e rigidez. Em contrapartida os modelos de stent 2 e stent comercial apresentaram um campo de deformação plástica significativamente mais distribuído que no modelo de stent 1,

melhorando assim a sustentação estrutural da parede da artéria decorrente do encruamento ocorrido ao longo do material dos stents.

Dentre os três modelos de stent, o que apresentou a menor variação de espessura foi o stent comercial, com somente 9.2 %, contra 20.7% do stent 2 e 28.16% do stent 1, isto porque este ainda apresenta capacidade de se expandir.

O modelo de stent 2 e o modelo de stent comercial resistem a uma pressão maior de expansão, levando em conta que ambos não atingiram o limite máximo de solicitação. Portanto ainda é possível um aumento de seus diâmetros sem a chance de ocorrência de uma possível ruptura. O que não é provável para o stent 1, que já se encontra no limite máximo de segurança descrito pelo DLC, sendo assim, qualquer aumento da pressão, poderá resultar numa ruptura.

É importante ressaltar que todos os resultados dispostos pelo software Stampack®, inerentes à integridade física dos stents são de caráter qualitativos, portanto ele apenas promove a predição das possíveis regiões de sua estrutura sujeitas a falhas.

As tabelas 6.1 e 6.2 ilustram os resultados mais significativos de cada um dos modelos de stent estudado neste trabalho, após a expansão e após a recuperação elástica, respectivamente.

Tabela 6. 1 - Apresentação dos resultados, após o processo de expansão.

Resultados analisados	stent 1	stent 2	stent comercial
Pressão [MPa]	22.8	42	42
Diâmetro inicial [mm]	300	300	300
Diâmetro final [mm]	444.03	562.02	545.37
Variação do diâmetro [%]	48	87.30	81.70
Comprimento inicial [mm]	1032.52	1017.42	1317.54
Comprimento final [mm]	997.53	983.09	1290.65
Variação do Comprimento [%]	3.38	3.37	2.04
Maior redução de espessura relativa [%]	28.16	20.70	9.20

Tabela 6. 2 - Apresentação dos resultados, após a recuperação elástica.

Resultados analisados	stent 1	stent 2	stent comercial
Diâmetro final [mm]	439.05	554.49	517.10
Variação do diâmetro em relação ao diâmetro inicial [%]	46.35	84.80	72.30
Variação do diâmetro em relação ao diâmetro após a expansão [%]	1.12	1.33	5.18
Comprimento final [mm]	999.29	986.13	1285.91
Variação do comprimento com relação ao comprimento inicial [%]	3.21	3.07	2.40
Variação do comprimento em relação ao comprimento após a expansão [%]	0.17	0.30	0.36
Tensão Equivalente Máxima de Von Mises [Pa]	980.24	579.61	716.83

Neste trabalho, foi aplicada a teoria de modelos para reduzir o tempo de cálculo gasto na simulação. A idéia era multiplicar as dimensões originais do stent usado em angioplastia por um fator de escala igual a 100, realizar a simulação no modelo em escala ampliada e extrair os parâmetros de projeto do modelo original. Após o processo de simulação, usando esta teoria, a pressão de expansão, o diâmetro final e o comprimento final dos modelos de stent, todos em escala reduzida ou escala real, serão descritas na Tabela 6.3.

Tabela 6. 3 - Apresentação dos resultados em escala real após a recuperação elástica.

Resultados analisados	stent 1	stent 2	stent comercial
Diâmetro final [mm]	4.39	5.54	5.17
Comprimento final [mm]	9.99	9.86	12.85
Pressão de expansão [atm]	2.25	4.14	4.14
[Mpa]	0.228	0.42	0.42

CAPÍTULO VII

CONCLUSÕES E SUGESTÕES DE TRABALHOS FUTUROS

7.1. Conclusões

Foi utilizada uma nova metodologia para simulação da expansão de stents para angioplastia utilizando o processo de hidroconformação de tubos. Nesta metodologia foram desenvolvidas, de uma forma geral, duas etapas, onde na primeira foram construídos os dois modelos tridimensionais dos stents otimizados por Guimarães (2005). Na segunda, foi simulada numericamente a expansão destes modelos, juntamente com um modelo baseado em stents comerciais, ambos utilizando o software de elementos finitos explícitos Stampack[®], em sua plataforma de simulação do processo de hidroconformação de tubos.

Este trabalho mostrou que é possível a simulação numérica da expansão de stents para angioplastia, através do processo de hidroconformação de tubos utilizando-se do software comercial Stampack[®].

Os resultados obtidos para a simulação de expansão do modelo de stent 1, não mostrou resultados satisfatórios. Após a expansão a forma final do stent 1 não apresentou um contorno uniforme, ou seja, este modelo não expandiu uniformemente ao longo de seu comprimento. De fato, uma expansão uniforme é necessária para uma prevenção mais eficiente da reestenose. Este modelo também apresentou a menor variação do diâmetro, com uma maior variação da espessura, entre os três modelos estudados neste trabalho. De uma forma geral, o stent 1 foi o que apresentou maior propensão à falha por estricção. Portanto, pode se concluir que o modelo de stent 1 não atendeu de maneira satisfatória,

exigências básicas para o procedimento de implante, exigências básicas como uma expansão uniforme, ampla e livre de possíveis falhas.

O modelo de stent 2, criado após a previsão das possíveis falhas do stent 1, mostrou resultados bem mais satisfatórios. Este modelo apresentou uma boa expansão, com relação ao diâmetro original, com uma pressão bem menor que a pressão nominalmente usada por cardiologistas em expansão de stents comerciais. A estrutura do modelo de stent 2 mostrou uma melhor distribuição da energia de deformação plástica absorvida durante o processo de simulação da expansão em relação ao modelo de stent 1. O modelo de stent 2 apresentou ótimas características mecânicas, provando que a sua geometria satisfaz algumas especificações requeridas para o procedimento de angioplastia. Sendo assim, pode se concluir que este modelo de stent se apresenta mais adequado ao implante na parede de uma artéria, na qual se espera que este apresente um baixo risco de reestenose após a angioplastia.

O modelo de stent comercial, baseado em imagens de stents dispostas por Serruys e Kutryk, (1998), apresentou resultados já esperados para uma geometria comercialmente utilizada na angioplastia. Este modelo mostrou boa expandabilidade, com campos de deformação plástica bem distribuídos com uma pequena variação na espessura, demonstrando ser um modelo eficaz no tratamento de artérias obstruída. A simulação deste modelo foi de grande importância para este trabalho, servindo como base e referência para a análise dos resultados obtidos da simulação de expansão dos modelos desenvolvidos por Guimarães (2005).

De maneira geral, o procedimento de simulação numérica da expansão de stents para angioplastia usando o processo de hidroconformação de tubos disposta pelo software Stampack®, mostrou ser eficaz na predição de possíveis falhas estruturais (rupturas, redução excessiva da espessura, enrugamentos severos, etc.) dos modelos usados na angioplastia.

7.2. Sugestões para trabalhos futuros

Pode ser sugerido para trabalhos futuros:

- O desenvolvimento de uma nova geometria ótima, utilizando ainda o procedimento de otimização topológica apresentada por Guimarães (2005), sendo consideradas novas condições de contorno, e um novo material, tal como o emprego da liga

de Cobalto-cromo, que tem apresentado grande tendência de liderança na fabricação de stents para angioplastia.

- Simulação do procedimento de “crimping” durante o processo de montagem do stent sobre o balão de expansão. Este procedimento consiste na redução do diâmetro do stent, através de uma pressão de compressão, até seu encruamento, sendo evitada ao máximo uma recuperação elástica significativa, pois esta resultaria numa montagem inadequada do stent. Com a montagem inadequada, há o risco de seu desprendimento da superfície do balão, durante o processo de implantação no momento da navegação do stent no interior da artéria tratada. Neste estudo pode ser ainda utilizado a plataforma de hidroconformação do software Stampack®.

- Simulação da expansão do modelo de stent 2, estudado neste trabalho, considerando agora a condição de contato com a parede da artéria. A excessiva tensão de contato entre o mesmo e a artéria, provoca ferimentos na superfície interna da parede arterial, contribuindo com um processo de cicatrização mais longo, aumentando as lesões que tendem ao fechamento do lúmen arterial.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ABRANTES, J. P., LIMA, C. E. C., BATALHA, G. F., Numerical Simulation of an Aluminum Alloy Tube Hydroforming. **Journal of Materials Processing Technology**, Vol. 179, pp. 67 – 73, 2006.

AHMETOGLU, M., ALTAN, T., Tube Hydroforming: State-of-art and Future Trends, **Journal of Material Processing Technology**, Vol. 98, pp. 25 – 33, 2000.

ALVES J. L. C. M., **Simulação Numérica do Processo de Estampagem de Chapas Metálicas**, 2003, 368 p, Tese de Doutorado, Universidade do Minho, Guimarães, Portugal.

BATALHA, G. F., ABRANTES, J. P. SZABO-PONCE, A., Experimental and Numerical Simulation of Tube Hydroforming, **Journal of Material Processing Technology**, Vol. 164 - 165, pp. 1140 – 1147, 2005.

CALDIN, R., BUTTON, S. T., Análise da conformabilidade na hidroconformação de recortes de chapas de aço soldados a laser, **4º COBEF – Congresso Brasileiro de Engenharia de Fabricação**, Estância de São Pedro, São Paulo, Brasil, 2007.

CARAMORI, P. R. A., YAMAMOTO, G. I., ZAGO, A. J., Reestenose Pós-angioplastia. Fisiopatogenia, **Arq. Bras. Cardiol.** Vol. 69, n.2, São Paulo, Agosto 1997.

CERVEIRA, R. L. P., BATALHA, G. F., **Desenvolvimento de estudos de conformação hidrostática – hidroconformação**. PIC – EPUSP Nº 2, 2004.

CHUA, S. N. D., MACDONALD, B. J. HASHIMI, M. S. J., Finite Element Simulation of *Stent* and Balloon Interaction, **Journal of Materials Processing Technology**, Vol. 143 - 144, pp. 591 - 597, 2003.

DOTTER, C. T., JUDKINS, M. P., Transluminal treatment of arteriosclerotic obstruction-description of a new technic and a preliminary report of its application. **Circulation**, Vol. 30, pp 654-70, 1964.

ETTORE B. F., ZAVAGLIA E., BUTTON S. T., et al., **Conformação Plástica dos Metais**. Campinas, SP: Ed. da UNICAMP, 1997.

FERNANDES, F. M. B., **Ligas com Memória de forma**, Universidade Nova de Lisboa, Faculdade de Ciências e Tecnologia, Departamento de Ciências dos Materiais (CENIMAT), 2006. (bf.no.sapo.pt/ttm/SMA.pdf).

GAUDÊNCIO, E., LANNES, S., BAQUERO, R. A. P., et al. Radioterapia-Gama Endovascular Com Irídio Para Inibir a Reestenose Por Hiperplasia intimal Após a Angioplastia. **Revista de Angiologia e Cirurgia Vascular**, Vol. 05, n. 4, pp 163 – 168, Rio de Janeiro 1996.

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.

GUÉRIOS, E. E., BUENO. R. R. L., ANDRADE, P. M. P., NERCOLINI, D.C., PACHECO, A. L. A., *Stents*. Uma Revisão da Literatura. **Arq. Bras. Cardiol**. Vol.71, n.1, São Paulo, Julho 1998.

GUIMARÃES, T. A., **Aplicação da técnica de otimização topológica no projeto de células de Stents para angioplastia**, 2005, 125 p., Tese de Doutorado, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, Brasil.

GUIMARÃES, T. A., ARAÚJO, R., OLIVEIRA, S. A. G., LANGONI, A. M., Simulação do Processo de Hidroconformação por Elementos Finitos Aplicada ao Processo de Expansão do *Stent* para Angioplastia, **4º COBEF – Congresso Brasileiro de Engenharia de Fabricação**, Estância de São Pedro, São Paulo, Brasil, 2007.

KANG, B. H., SON, B. M., KIM, J., A Comparative Study of Stamping and Hydroforming Processes for an Automobile Tank Using FEM. **International Journal of Mechanical Sciences**. Vol. 44, pp. 87- 94, 2004.

KOÇ M., ALTAN T., An Overall Review of the Tube Hydroforming (THF) Technology, **Journal of Materials Processing Technology**, Vol. 108, pp. 384 – 393, 2001.

MATTOS A. L., SOUSA A. G. R. M., CHAVES A., et al., Influência da Pressão de Liberação dos *Stents* Coronários Implantados em Pacientes com Infarto Agudo do Miocárdio. Análise pela Angiografia Coronária Quantitativa. **Arq. Bras. Cardiol.**, São Paulo, SP, Vol. 80, n 3, pp 250 -259, 2003.

MCCLEAN, D. R., EIGLER, N. L., *Stent* Design: Implications for Restenosis, **Reviews in Cardiovascular Medicine**, Vol. 3, pp. 16 – 22, 2002.

OÑATE, E., ZARATE, F., FLORES, F., A simple triangular element for thick and thin plate and shell analysis. **Int. J. Num. Meth. Engng.**, Vol. 37, pp 2569 – 2582, 1994.

OZTURK, F., LEE, D., Experimental and Numerica Analysis of Out-of-Plane Formability Test. **Journal of Materials Processing Technology**. Vol. 170, pp. 247-253, 2005.

PETRINI, L., MIGLIAVACCA, E., AURICCHIO, F. AND DUBINI, G., Numerical Investigation of the Intravascular Coronary *Stent* Flexibility, **Journal of Biomechanics**, Vol. 37, pp. 495 - 501, 2004.

PETROSSIAN, G. A., **Stenting**, in the web-site
<http://www.heartcenteronline.com/myheartdr/common/articles.cfm>, 2001.

PONCE, A. S., **Modelagem Experimental e Controle de Processo de Conformação hidrostática de Tubos na Fabricação de Componentes Hidroconformados**, 2006, 172p, Dissertação de Mestrado, Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, São Paulo, Brasil.

PONCE, A. S., BATALHA, G. F., Conformação hidrostática de chapas e tubos, **VI Conferência nacional de conformação de chapas**, Porto Alegre, UFRGS, pp. 165 -176, 2003.

RADE, D. A., **Método dos Elementos Finitos**. Apostila da Disciplina Método dos Elementos Finitos aplicados à Engenharia Mecânica, Uberlândia, 2006.

ROJEK, J., OÑATE, E., POSTEK, E., Application explicit FE codes to simulation of sheet and bulk metal forming processes. **Journal of Materials Processing Technology**, Vol. 80, pp 620 - 627, 1998.

SANTOS FILHO, E. G., ABDO, G. L., OREL, M., GUN, Prevenção da reestenose pós-angioplastia coronária: mito ou realidade?. **Revista Medicina**, Vol. 81(1/4), pp 31-41, São Paulo, jan./dez, 2002.

SCHMOECKEL, D., HIELSCHER, C., HUBER, R., GEIGER, M., Metal forming of tubes and sheets with liquid and other flexible media, **Annals of the CIRP**, Vol. 48, pp. 497 – 513, 1999.

SERRUYS, P. W., KUTRYK, M. J. B., **Handbook of Coronary Stents**. Ed. Martin Dunitz, 1998.

SOUSA, J. E., SOUSA, A., Aspectos históricos. **Rev. Bras. Cardiol. Invas.**, Vol. 4, pp 18-19, 1995.

STAMPACK - Sheet stamping and forming analysis, Basic Concepts. Quantech ATZ, Version 5.5, Barcelona, 2003.

Stampack user guide, Sheet Forming and Stamping Analysis – Basic Concepts,
Quantech ATZ, version 5.4, Barcelona, Spain. , 2002.

ZARATE F., **New triangular finite elements for plates and shells**, Ph.D. thesis,
Universitat Politecnica de Catalunya, Barcelona, 1996 (in Spanish).

medicina2.med.up.pt/cefa/angioplastia.htm, acessado em 02/05/2007 às 14 horas.