

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO ESCOLA POLITÉCNICA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA

PRÓTESE MECÂNICA DE BAIXO CUSTO PARA PESSOAS
PORTADORAS DE CÂNCER DE ESÔFAGO

Alexandre Ramos Jordão

SÃO PAULO
2006

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO ESCOLA POLITÉCNICA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA

PRÓTESE MECÂNICA PARA PESSOAS PORTADORAS DE
CÂNCER DE ESÔFAGO

Trabalho de formatura apresentado à
Escola Politécnica da Universidade de São
Paulo para obtenção do título de
Graduação em Engenharia Mecânica

Alexandre Ramos Jordão

Orientador: Prof. Dr. Antonio Luís de Campos Mariani

Área de concentração:
Engenharia Mecânica

SÃO PAULO
2006

FICHA CATALOGRÁFICA

Jordão, Alexandre Ramos

**Prótese mecânica para pessoas portadoras de câncer de
esôfago / A.R. Jordão. -- São Paulo, 2006.
p. 84**

**Trabalho de Formatura - Escola Politécnica da Universidade
de São Paulo. Departamento de Engenharia Mecânica.**

**1.Prótese 2.Neoplasias 3.Esôfago I.Universidade de São
Paulo. Escola Politécnica. Departamento de Engenharia Mecâ-
nica II.t.**

RESUMO

O presente trabalho apresenta o projeto de uma prótese mecânica de baixo custo para pessoas portadoras de câncer de esôfago e que atende as principais necessidades desses pacientes, possibilitando a aquisição desta prótese pelo Sistema Único de Saúde sendo que com isso, um número maior de pessoas teria acesso a um tratamento adequado e mais eficiente, especialmente os indivíduos pertencentes às classes de baixa renda. O texto traz um breve levantamento de informações sobre o sistema digestivo humano principalmente do esôfago além dos problemas causados pelo câncer. Os pontos principais focados no desenvolvimento do projeto foram à resistência e a seleção dos materiais.

O dimensionamento da prótese foi feito considerando-se as forças atuantes apenas nos anéis da prótese desprezando-se o efeito das amarrações, sendo este o caso mais crítico. A partir deste dimensionamento obtivemos a espessura dos anéis da prótese, sendo que o seu comprimento variava de acordo com as necessidades de cada paciente, como o tamanho do câncer e a sua localização no esôfago.

Na parte de seleção do material foram discutidas as propriedades tanto de polímeros como de ligas metálicas levando-se em conta as vantagens e desvantagens de cada material. Para os polímeros foi escolhido um polietileno com 10% de propileno baseando-se nas suas propriedades mecânicas que foram selecionadas levando-se em conta seu peso, sua estrutura e sua forma molecular. Já para as ligas metálicas foi selecionado uma liga de níquel-titânio, conhecida como nitinol, principalmente por apresentar uma propriedade peculiar que era o seu efeito de memória, ou seja, após sofrer uma deformação plástica poderia recuperar sua forma através de um aumento na temperatura.

O valor para espessura obtida para prótese de polietileno, a partir do dimensionamento, ficou um pouco elevado devido principalmente a baixa tensão de escoamento para este material, sendo necessário compensar esta baixa rigidez dimensionando a prótese para um diâmetro interno maior. Já para a prótese de nitinol o valor da espessura obtida ficou dentro do esperado apesar de um pouco elevado, devido as hipóteses utilizadas para fazer o dimensionamento.

ABSTRACT

This report presents the project of a low cost esophageal stent used in the treatment of cancer in concern with the main needs of these patients making it possible for SUS (Sistema Único de Saúde) to cover the costs of the stent and so most of the people would have access to an appropriate treatment specially the low income ones. The text brings up information about the human digestive system mainly the esophagus besides the problems related to the cancer. The points focused on the project development were the mechanical resistance and the material selection for the stent.

The thickness of the stent rings was obtained through the calculus of the mechanical resistance, and the length vary in accordance with the needs of each patient, as the length and the position of the cancer in the esophagus.

For the material selection polymers and metal alloys were discussed as possible solutions describing their advantages and disadvantages. For the polymers it was selected a polyethylene with 10% of polypropylene based on its mechanical properties taking into account its molecular weight, structure and form. For the metal alloys it was selected a nickel-titanium alloy, known as nitinol, mainly due to its peculiar property of shape memory, where after a plastic deformation the material recovers its form through an increase of temperature.

The value for the thickness obtained for the polyethylene stent was high due to its low yield strength, making it necessary to increase the internal diameter of the stent to compensate the low rigidity. For the nitinol stent the value obtained for thickness was the expected although it was a little bit high, due to the hypothesis used in the mechanical resistance calculus.

SUMÁRIO

LISTA DE TABELAS

LISTA DE FIGURAS

1. Introdução	11
2. Objetivos	13
3. Metodologia	14
4. Levantamento Bibliográfico.....	16
4.1. Sistema Digestivo	16
4.1.1. Câncer de Esôfago	18
4.2. Parâmetros Técnicos	19
4.2.1. Rugosidade.....	20
4.2.2. Dureza	22
4.2.3. Flexibilidade.....	24
4.2.4. Tenacidade	26
4.3. Próteses Existentes no Mercado.....	28
5. Estudo de Viabilidade Técnica-Econômica	33
5.1. Definição do problema.....	33
5.2. Alternativas de solução	33
5.3. Critérios.....	34
5.4. Matriz de decisão	35
6. Projeto Básico	36
6.1. Esôfago.....	36
6.2. Prótese	38
6.3. Dimensionamento	39
6.4. Seleção do Material.....	51
6.4.1. Polímeros	55
6.4.2. Ligas Metálicas	63
6.4.3. Marcadores Radiológicos.....	72
6.5. Desenhos	73
6.6. Análise de Custo	80

7. Conclusão.....	82
Referências Bibliográficas	83

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Estimativa de casos de câncer de esôfago para 2006

Tabela 2: Características técnicas das próteses (Boston Scientific)

Tabela 3: Critérios e pesos

Tabela 4: Matriz de decisão

Tabela 5: Valores médios de pressão, duração e velocidade das contrações do esôfago em homens e mulheres (Dantas et al, 1998)

Tabela 6: Tabela de momentos fletores por unidade de comprimento para a estrutura da prótese

Tabela 7: Determinação da constante K

Tabela 8: Classe de propriedades (Kalpakjian, 2000)

Tabela 9: Polietileno com 10% de Polipropileno

Tabela 10: Polietileno com 20% de Polipropileno

Tabela 11: Polietileno com 30% de Polipropileno

Tabela 12: Vantagens e desvantagens do nitinol

Tabela 13: Nitinol (austenita)

Tabela 14: Nitinol (martensita)

LISTA DE FIGURAS

- Figura 1: Sistema Digestivo
- Figura 2: Esôfago
- Figura 3: Junção esôfago-gástrica
- Figura 4: Casos de câncer x Localização
- Figura 5: Rugosidade de uma superfície
- Figura 6: Rugosidade relativa para tubos, Fox (1998)
- Figura 7: Material de comportamento dúctil
- Figura 8: Material de comportamento frágil
- Figura 9: Cálculo da Tenacidade
- Figuras 10: Funcionamento da prótese
- Figuras 11 e 12: Fixação da prótese (Boston Scientific)
- Figura 13: Prótese expandida (Boston Scientific)
- Figura 14: Paciente com prótese
- Figura 15: Modelos de prótese
- Figura 16: Dimensões do Esôfago
- Figura 17: Dimensões da prótese
- Figura 18: Diagrama de forças na estrutura da prótese
- Figura 19: Estrutura axissimétrica
- Figura 20: Gráfico de momentos fletores por unidade de comprimento
- Figura 21: Carregamento crítico para estrutura da prótese
- Figura 22: Carregamento na seção transversal do ponto A
- Figura 23: Relação entre projeto e seleção de materiais
- Figura 24: Relação propriedade-massa molar
- Figura 25: Estruturas moleculares dos polímeros
- Figura 26: Comportamento mecânico: (A) Frágil, (B) plástico, (C) elastômero
- Figura 27: Estrutura cristalina dos metais
- Figura 28: Transformação por difusão
- Figura 29: Transformação Martensítica
- Figura 30: Relação entre fases e propriedades do nitinol
- Figura 31: Processo de transformação

Figura 32: Experimento com fios de aço inoxidável e fios de nitinol

Figura 33: Ilustração do conjunto

Figura 34: Ilustração dos cilindros guias e do tubo de controle

Figura 35: Ilustração do sistema de introdução

Figura 36: Ilustração da prótese expandida

1. Introdução

A Escola Politécnica da USP vem nos últimos anos desenvolvendo um programa de caráter social, conhecido como Poli Cidadã, que visa estimular seus alunos a desenvolverem projetos que venham atender a uma demanda da sociedade, trazendo benefícios para a população de uma comunidade.

Este projeto de conclusão de curso faz parte do programa Poli Cidadã, pois surgiu de uma necessidade do Hospital do Câncer de Barretos, da Fundação Pio XII, um dos parceiros neste programa.

O Hospital do Câncer de Barretos atende pessoas de todo o Brasil, em sua grande maioria a população de baixa renda que não tem acesso a hospitais públicos de qualidade, que possam lhes oferecer um tratamento adequado de combate ao câncer. Este projeto está sendo desenvolvido junto à área de endoscopia do hospital, que trata pacientes portadores de câncer de esôfago entre outros tipos de câncer.

O câncer de esôfago é um câncer que atinge principalmente a população de baixa renda devido ao tabagismo associado ao uso de álcool. Quando surgem os primeiros sintomas, este câncer já está em estágio avançado e apresenta uma mortalidade muito elevada.

Pessoas com câncer de esôfago em estágio avançado tem a sua qualidade de vida reduzida drasticamente, uma vez que, o câncer diminui a área de passagem dos alimentos, que vão em direção ao estômago. Uma das soluções para melhorar a qualidade de vida destas pessoas é inserir uma prótese na região onde se encontra o câncer para aumentar esta área de passagem fazendo com que estas pessoas possam continuar se alimentando por via bucal e não façam uso de sondas que inserem os alimentos diretamente no estômago.

No mercado já existem próteses utilizadas no tratamento deste tipo de câncer, porém estas próteses são importadas e chegam ao hospital a um preço extremamente elevado sendo que desta forma o SUS (Sistema Único de Saúde) não cobre o custo das mesmas e com isso, os pacientes têm de conviver com os problemas causados pelo câncer, com uma péssima qualidade de vida.

A tabela abaixo mostra uma estimativa dos casos de câncer para o ano de 2006, obtidos através da home page do INCA (Instituto Nacional de Câncer), <http://www.inca.gov.br>. A tabela mostra a taxa bruta de incidência por 100.000 habitantes e o número de casos novos para homens e mulheres.

Estimativa de Casos de Câncer de Esôfago para 2006				
	Estado		Capital	
	Casos	Taxa Bruta	Casos	Taxa Bruta
Homens	7970	8,64	1720	8,47
Mulheres	2610	2,74	600	2,43
Total	10580	11,38	2320	10,90

Tabela 1: Estimativa de casos de câncer de esôfago para 2006

Como pode se observar à estimativa para 2006 de incidência de novos casos de câncer de esôfago está em torno de 10.600, o que é um número bastante elevado. Dessas pessoas, poucas delas terão acesso pelo SUS a um tratamento adequado e de melhoria de qualidade de vida, como é o caso do tratamento utilizando-se as próteses mecânicas. Portanto este projeto torna-se extremamente importante e de um retorno inestimável, pois poderá beneficiar pessoas de baixa renda com um sério problema de saúde.

2. Objetivos

Este projeto tem por objetivo principal o desenvolvimento de uma prótese mecânica de baixo custo para pessoas portadoras de câncer de esôfago e que atenda as principais necessidades desses pacientes, possibilitando a aquisição desta prótese pelo Sistema Único de Saúde sendo que com isso, um número maior de pessoas teria acesso a um tratamento adequado e mais eficiente, especialmente os indivíduos pertencentes às classes de baixa renda.

Outros objetivos complementares também foram identificados, como o conhecimento da realidade do atendimento e dos desafios das unidades hospitalares voltadas para pacientes com câncer, além de realizar uma interação exitosa entre a engenharia e a medicina que possibilite obter-se conhecimentos sobre anatomia específica do esôfago e também das dificuldades que ocorrem na aplicação de próteses de esôfago.

Para dar início no desenvolvimento do projeto da prótese foi realizada uma visita ao Hospital do Câncer de Barretos, da Fundação Pio XII. Nesta visita entrei em contato com o Dr. Wagner Colaiacovo, responsável pela área de endoscopia do hospital, onde pude ter uma visão mais clara do problema a ser solucionado. Além do problema do alto custo das próteses importadas, estas tinham uma espessura maior do que a espessura da entrada de instrumentação no aparelho endoscópico. Com isso, quando os médicos vão colocar a prótese no paciente, é necessário o auxílio de um aparelho de ultra-som para que eles saibam exatamente a localização do câncer e façam o correto posicionamento. No entanto, este método envolve um alto risco, uma vez que colocada a prótese esta não pode mais ser retirada e o médico não tem a visão perfeita do esôfago do paciente. Com a utilização da prótese junto com o aparelho de endoscopia, o médico tem uma visão em tempo real e nítida do esôfago e do câncer do paciente, tornando o processo mais seguro e eficaz. O desenvolvimento desta prótese para que possa ser utilizada junto com o endoscópio seria um outro objetivo do projeto, desde que este não acarrete no encarecimento da prótese.

3. Metodologia

A metodologia para o desenvolvimento do projeto de uma prótese mecânica para pacientes portadores de câncer de esôfago seguirá as seguintes etapas:

1) Definição do problema

Esta primeira etapa consiste no detalhamento do problema, ou seja, quais parâmetros devem ser atendidos pelos resultados do projeto e as reais necessidades a serem supridas.

2) Levantamento Bibliográfico

Nesta etapa será feito um estudo da bibliografia, já existente, sobre os assuntos relacionados ao tema do projeto e que são de fundamental importância para o seu desenvolvimento, assim como:

a) Estudo do mecanismo de digestão

É um estudo para que haja o melhor entendimento do funcionamento do sistema digestivo e da passagem dos alimentos pelo trato digestivo, com o foco principal no esôfago.

b) Estudo dos parâmetros técnicos da prótese

Será feito um primeiro levantamento dos parâmetros técnicos que a prótese deve ter para que ela alcance o resultado esperado no projeto. Exemplo: Flexibilidade, dureza, entre outros.

c) Pesquisa de próteses já existentes no mercado

Com base nas próteses já existentes haverá um ponto de partida para a criação de uma nova prótese, além de se ter novas idéias.

3) Estudo de Viabilidade Técnico – Econômico

Nesta etapa será discutido o problema a ser solucionado propondo-se alternativas de solução e através de critérios a serem definidos construir uma matriz de decisão para obter a melhor alternativa.

4) Projeto Básico

Após a definição da melhor alternativa será desenvolvido o projeto da prótese. Nesta etapa deverá haver o detalhamento da solução e a definição das características principais que o protótipo deve ter, como flexibilidade, rugosidade, relacionando estas características a parâmetros de dimensionamento como diâmetros, comprimentos e resistência.

4. Levantamento Bibliográfico

4.1. Sistema Digestivo

O Sistema Digestivo ou Aparelho Digestivo, é o sistema que, nos animais, é responsável por obter dos alimentos ingeridos os nutrientes necessários as diferentes funções do organismo, como crescimento, energia para reprodução, locomoção, etc. É composto por um conjunto de órgãos que têm por função a realização da digestão: boca, faringe, esôfago, estômago, duodeno, intestinos delgado e grosso além do ânus. A figura 1 abaixo nos mostra o sistema digestivo de um ser humano.

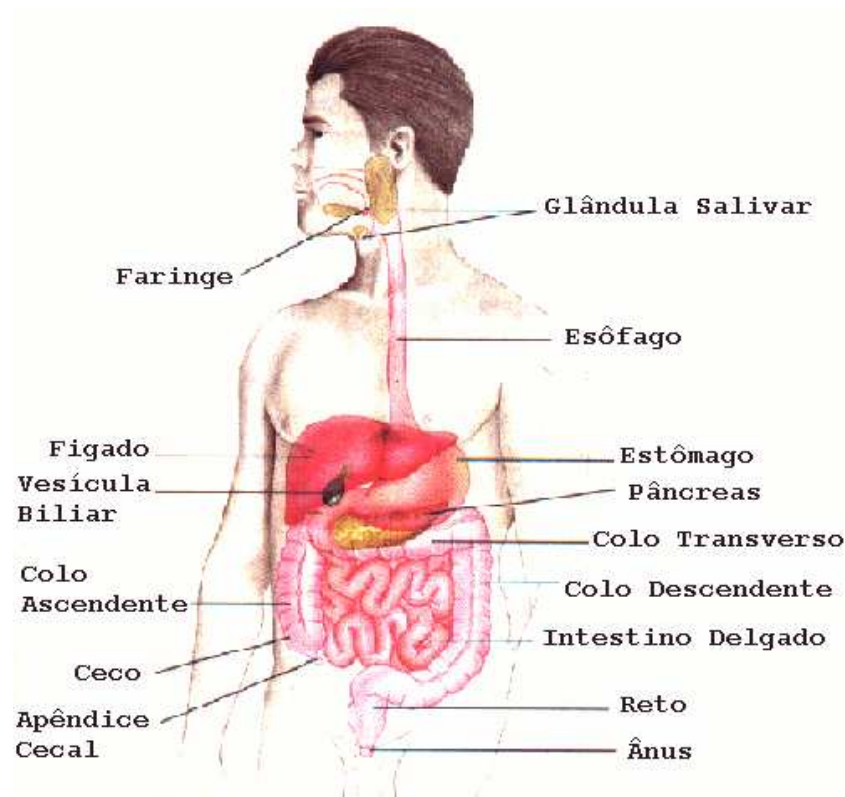


Figura 1: Sistema Digestivo

O esôfago é um órgão oco que, em muitos animais, une a faringe ao estômago. Este canal muscular possui de 23 a 25 cm de comprimento sendo que o seu diâmetro é de aproximadamente 4 cm quando há passagem de alimentos. Tem três pontos de estreitamento: na cartilagem cricóide, ao nível do brônquio E, ao nível do diafragma, e possui duas áreas de alta pressão: o EES (esfíncter esofágico superior) de aproximadamente 3 cm ao nível do músculo cricofaríngeo e o EEI (esfíncter esofágico inferior) de 2 à 4 cm, logo acima da junção esôfago-gástrica. A figura 2 nos mostra o esôfago e suas principais regiões.

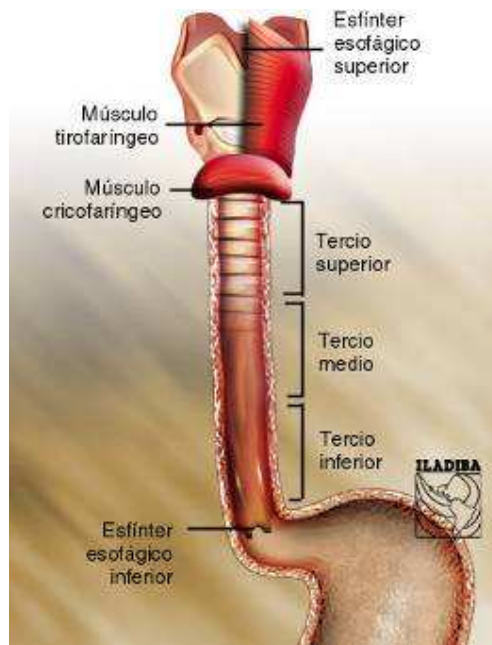


Figura 2: Esôfago

Ele está dividido em 3 partes: uma proximal, uma média e outra distal. Na parte proximal as fibras musculares são na sua maioria estriadas esqueléticas, já na proximidade do estômago todas as fibras são musculares lisas.

Suas contrações através dos movimentos peristálticos fazem com que o bolo alimentar avance até o estômago (em 2 segundos, aproximadamente), mesmo que você esteja de cabeça para baixo, sendo esta a sua principal função.

Quando os alimentos são movimentados para a faringe pela língua, o EES relaxa-se e permite a passagem dos alimentos para o esôfago. Uma onda peristáltica iniciada na

faringe percorre todo o esôfago. O EEI relaxa-se para dar passagem aos alimentos para dentro do estômago. Como a pressão dentro do estômago é superior à pressão dentro do esôfago são necessários mecanismos que impeçam, que o conteúdo do estômago (alimentos, ácido clorídrico, pepsina, bÍlis etc.), reflua para o esôfago. Essa prevenção do refluxo do conteúdo do estômago para o esôfago depende da: pressão do EEI, gravidade, da posição oblÍqua da junção gastro-esofágica e do esvaziamento rápido do estômago. A figura 3 mostra a ligação entre o esôfago e o estômago.



Figura 3: Junção esôfago-gástrica

4.1.1. Câncer de Esôfago

O câncer de esôfago está associado ao alto consumo de bebidas alcoólicas e de produtos derivados do tabaco (tabagismo). Outras condições que podem ser predisponentes para a maior incidência deste tumor são a tilose (espessamento nas palmas das mãos e na planta dos pés), a acalasia, o esôfago de Barrett, lesões cáusticas no esôfago, Síndrome de Plummer-Vinson (deficiência de ferro), agentes infecciosos (papiloma vírus - HPV) e história pessoal de câncer de cabeça e pescoço ou pulmão. A maioria dos cânceres de esôfago se origina nas células de tipo epitelial, os chamados carcinomas, ou nas células das glândulas, os chamados adenocarcinomas.

A região do esôfago de maior incidência de câncer está na parte torácica inferior bem próximo à região conhecida como cárdia. A ilustração abaixo mostra o percentual de casos de câncer de esôfago de acordo com a sua localização.

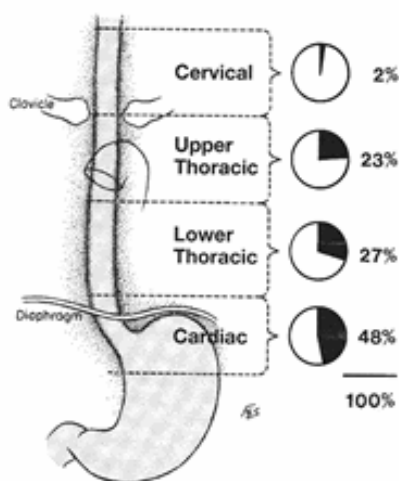


Figura 4: Casos de câncer x Localização

Este tipo de câncer quando em estágio avançado dificulta a passagem dos alimentos para o estômago chegando em alguns casos a obstruir totalmente a passagem. Para estes casos é recomendada a introdução de uma prótese que irá dilatar o canal do esôfago onde se encontra o câncer, liberando a passagem dos alimentos.

4.2. Parâmetros Técnicos

Neste tópico haverá uma descrição preliminar dos parâmetros técnicos principais tendo em vista o desenvolvimento de um projeto de prótese com alguns conceitos e equações importantes. Estes parâmetros serão utilizados no projeto básico e deverão ser relacionados aos parâmetros de dimensionamento como resistência à pressão e compressão, espessura da parede, diâmetros e comprimentos, entre outros.

4.2.1. Rugosidade

A rugosidade é um parâmetro de extrema importância neste projeto, pois como a prótese estará em contato direto com o esôfago do paciente é necessário que haja um mínimo de atrito agindo junto com as forças de pressão para que esta fique posicionada corretamente e não sofra um deslizamento. Além disso as superfícies internas da prótese devem facilitar a passagem dos alimentos.

Segundo Ashby (1995), a rugosidade vai depender basicamente, do material da prótese e do tratamento da superfície do material. Existem diversas formas de se medir a rugosidade de um material, entre elas temos a relativa, a quadrática, a média, a total, entre outras.

A rugosidade de uma superfície é geralmente indicada através de sua rugosidade média (R_a), figura 5, que pode ser calculada da seguinte forma:

$$R_a = (1/L) * \int_{0,L} |h(x)| dx$$

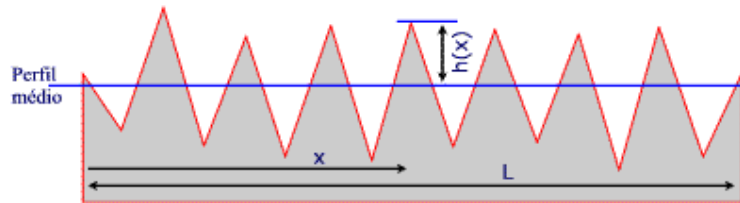


Figura 5: Rugosidade de uma superfície

No entanto R_a não é um bom parâmetro quando é necessário uma melhor distinção das superfícies, uma vez que este valor não leva em conta o espaçamento e nem a forma da superfície.

Através da rugosidade média quadrática (R_q) consegue-se uma melhor distinção entre as superfícies porém podem ser obtidos valores com erros grosseiros em relação à R_a .

$$R_q = [(1/L) \int_{0,L} h^2(x) dx]^{1/2}$$

Já a rugosidade total (R_t) indica a diferença entre o pico mais alto e a depressão mais baixa no comprimento considerado, porém o pico mais alto pode estar no início do perfil enquanto a depressão mais baixa pode estar no final, indicando que estas duas ocorrências estão muito pouco relacionadas.

$$R_t = H_{\max} - H_{\min}$$

Para evitar que isto ocorra existe a chamada rugosidade R_z que indica a distância média entre os 5 picos mais altos e as 5 depressões mais baixas.

$$R_z = 1/5(\Sigma H_{i_{\max}} - \Sigma H_{i_{\min}})$$

Uma outra forma de se medir este parâmetro é através da rugosidade relativa, utilizada para estudar efeitos de perda de pressão (energia) em fluídos escoando internamente a condutos. A rugosidade relativa relaciona a rugosidade do material (e) com o diâmetro (D) de um tubo. O gráfico a seguir mostra a variação desta rugosidade para os diversos tipos de materiais.

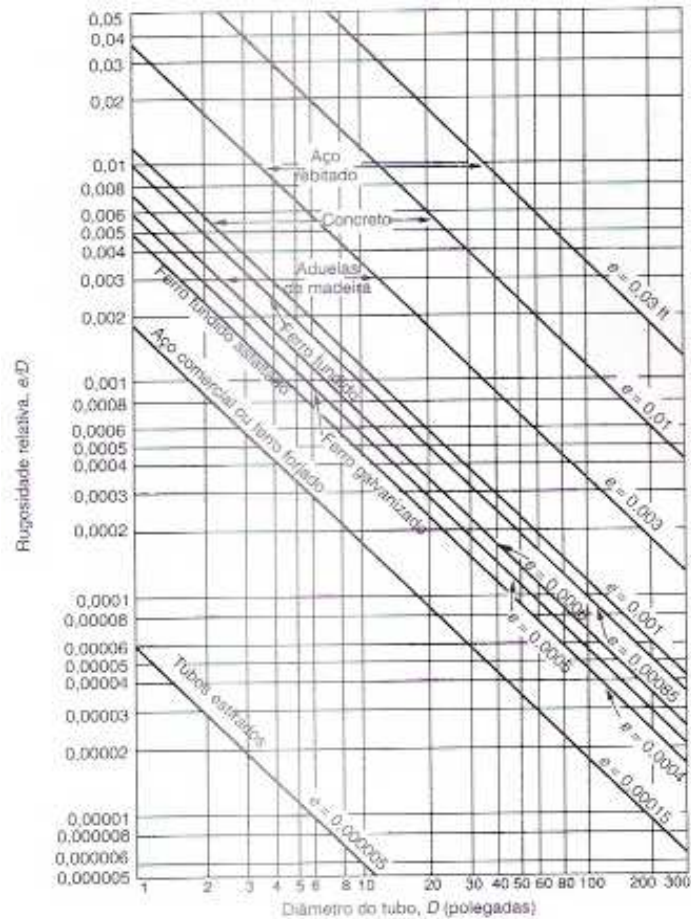


Figura 6: Rugosidade relativa para tubos, Fox (1998)

4.2.2. Dureza

De acordo com Meyers (1999), a dureza é a propriedade característica de um material sólido, que expressa sua resistência a deformações permanentes e está diretamente relacionada com a força de ligação dos átomos. Também pode significar a resistência que um corpo faz à penetração de outro, independente de deformações permanentes.

Para a medição da dureza de um material os processos mais comuns são o Brinell, Rockwell e Vickers.

O ensaio Brinell é usado especialmente para avaliação de dureza de metais não ferrosos, ferro fundido, aço, produtos siderúrgicos em geral e de peças não temperadas. É o único ensaio utilizado e aceito para ensaios em metais que não tenham estrutura interna uniforme.

O ensaio de dureza Brinell consiste em comprimir lentamente uma esfera de aço temperado, de diâmetro D, sobre uma superfície plana, polida e limpa de um metal, por meio de uma carga F, durante um tempo t, produzindo uma calota esférica de diâmetro d.

$$HB = \frac{2 F}{\pi D (D - \sqrt{D^2 - d^2})}$$

No método Rockwell, a carga do ensaio é aplicada em etapas, ou seja, primeiro se aplica uma pré-carga, para garantir um contato firme entre o penetrador e o material ensaiado, e depois se aplica a carga do ensaio propriamente dita. A leitura do grau de dureza é feita diretamente num mostrador acoplado à máquina de ensaio, de acordo com uma escala predeterminada, adequada à faixa de dureza do material.

O ensaio de dureza Rockwell representou um avanço em relação ao ensaio Brinell, já que possibilitou avaliar a dureza de vários metais, que antes não podiam ser ensaiados quanto à dureza. No entanto o método Rockwell também apresenta limitações, como a descontinuidade das escalas. Para solucionar os principais problemas deste ensaio, criou-se o método vickers.

O método Vickers leva em conta a relação ideal entre o diâmetro da esfera do penetrador Brinell e o diâmetro da calota esférica obtida, e vai além porque utiliza outro tipo de penetrador, que possibilita medir qualquer valor de dureza, incluindo desde os materiais mais duros até os mais moles.

A dureza Vickers se baseia na resistência que o material oferece à penetração de uma pirâmide de diamante de base quadrada e ângulo entre faces de 136°, sob uma determinada carga. O valor de dureza Vickers (HV) é o quociente da carga aplicada (F) pela área de impressão (A) deixada no corpo ensaiado. Fazendo-se as simplificações necessárias temos que:

$$HV = \frac{1,8544 F}{d^2}$$

Neste projeto o material a ser selecionado não deve ter uma dureza muito baixa pois estará sujeito a constantes deformações sendo que estas não devem ser permanentes e também o material não deve se desgastar com facilidade.

4.2.3. Flexibilidade

As propriedades elásticas são características importantes a serem definidas em um material para determinarmos a sua resistência a diversos esforços, como compressão e tração. Uma característica muito importante do material está relacionado ao seu comportamento quando sujeito a grandes esforços, sendo que podemos classificá-los como sendo dúcteis ou frágeis.

Os materiais dúcteis são aqueles capazes de suportar a deformação plástica, sob a ação de cargas, sem se romper ou fraturar. Ela é caracterizada pelo fluxo do material sob ação de uma tensão cisalhante. A figura 7 nos mostra o comportamento de um material dúctil.

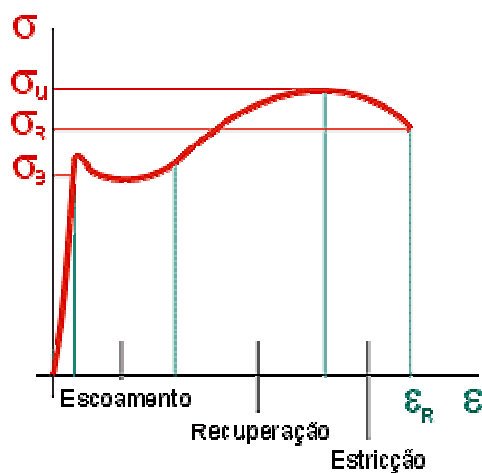


Figura 7: Material de comportamento dúctil

Onde:

σ_u : tensão última (máxima tensão que se atinge)

σ_R : tensão de ruptura (tensão que, se atingida, provoca a ruptura do material)

σ_e : tensão de escoamento

ϵ_R : deformação de ruptura (deformação que, se atingida, provoca a ruptura do material)

Já os materiais frágeis são aqueles que não apresentam um limite bem definido entre a região de deformação plástica e a região de deformação elástica. Na figura abaixo pode se observar o comportamento de um material frágil.

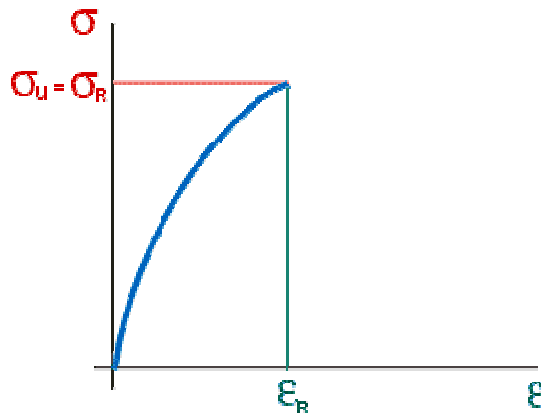


Figura 8: Material de comportamento frágil

Onde:

σ_u : tensão última (máxima tensão que se atinge)

σ_R : tensão de ruptura (tensão que, se atingida, provoca a ruptura do material)

ϵ_R : deformação de ruptura (deformação que, se atingida, provoca a ruptura do material)

No desenvolvimento desta prótese o material a ser selecionado deve apresentar comportamento dúctil, uma vez que a prótese estará sujeita a esforços constantes de tração, compressão e flexão, não podendo romper subitamente.

4.2.4. Tenacidade

É a energia mecânica ou o impacto necessário para levar um material à ruptura. Se um material é tenaz ele pode sofrer um alto grau de deformação sem romper.

Tal energia pode ser calculada através da área num gráfico Tensão - Deformação do material, conforme mostra a figura abaixo e portando basta integrar a curva que define o material, da origem até a ruptura.

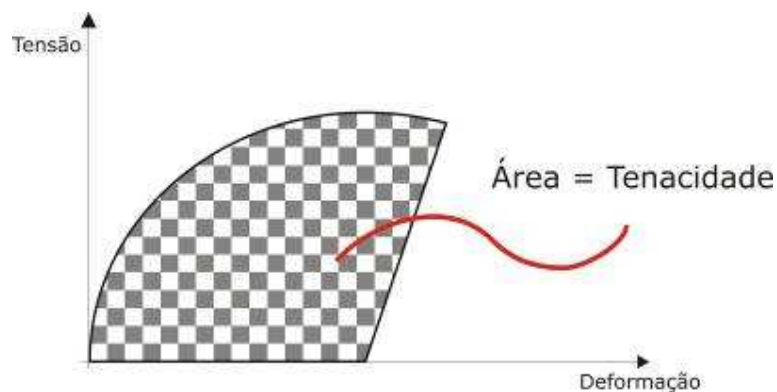


Figura 9: Cálculo da Tenacidade

Segundo a tenacidade um mineral pode ser:

- Friável (frágil, quebradiço): Que pode ser quebrado ou reduzido a pó com facilidade. Ex: calcita, fluorita.
- Maleável: Pode ser transformado facilmente em lâminas, Ex. ouro
- Sécil: Pode ser facilmente cortado com um canivete. Ex ouro

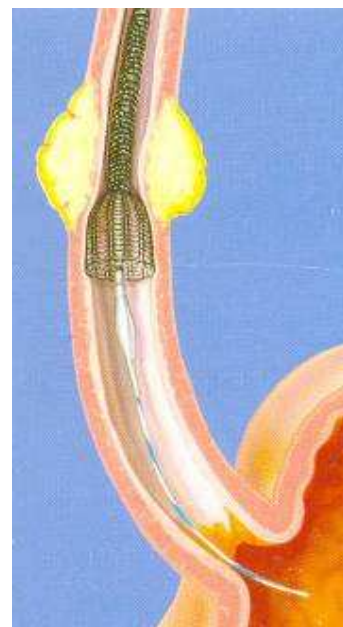
- Dúctil: Pode ser transformado facilmente em fios. Ex. ouro
- Flexível: Pode ser dobrado, mas não recupera a forma anterior. Ex: talco
- Elástico: Pode ser dobrado mas recupera a forma anterior. Ex. Micas

O material a ser selecionado para o projeto da prótese deve apresentar elevada tenacidade, pois deverá suportar alta deformação sem que ocorra a ruptura.

4.3. Próteses Existentes no Mercado

O ponto de partida para o desenvolvimento de uma nova prótese será através da pesquisa de próteses já existentes e utilizadas para o tratamento do câncer.

A prótese mais utilizada no auxílio ao tratamento do câncer de esôfago é fabricada pela empresa Boston Scientific (Microvasive) e o seu esquema de funcionamento é mostrado nas figuras abaixo.



Figuras 10: Funcionamento da prótese

Como pode se observar esta prótese é fixada em um suporte flexível com um dilatador na ponta que serve para direcionar e abrir caminho no esôfago. Ela fica fixa neste suporte totalmente comprimida, presa por fios que estão ligados a um mecanismo de ação, que libera lentamente a prótese (figura 10) quando esta estiver corretamente posicionada. As figuras 11 e 12 mostram esse mecanismo de fixação e o dilatador na ponta da prótese.

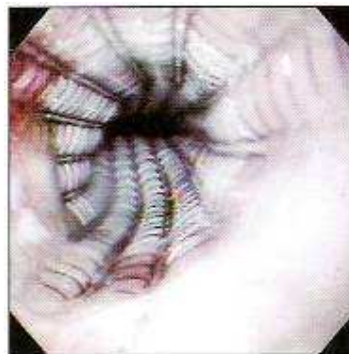


Figuras 11 e 12: Fixação da prótese (Boston Scientific)

O mecanismo de liberação da prótese funciona da seguinte forma: na extremidade superior fica localizado um gancho, que é puxado quando a prótese estiver posicionada sobre o câncer. Então uma barra de metal vai liberando gradualmente os fios que comprimem a prótese e ela vai se expandindo. Quando estiver totalmente expandida, o suporte de fixação é retirado, e ela fica presa devido a sua pressão nas paredes do esôfago. A prótese totalmente expandida pode ser observada na figura 13, sendo que na figura 14 temos a prótese já posicionada dentro do esôfago de uma pessoa.



Figura 13: Prótese expandida (Boston Scientific)



Covered Ultraflex Esophageal Stent system fully deployed.

Figura 14: Paciente com prótese

Estas próteses possuem diversos comprimentos e diâmetros, e são seleccionadas de acordo com a necessidade de cada pessoa.

A tabela 2 abaixo mostra os diversos modelos de próteses, da Boston Scientific, e seus respectivos comprimentos e diâmetros.

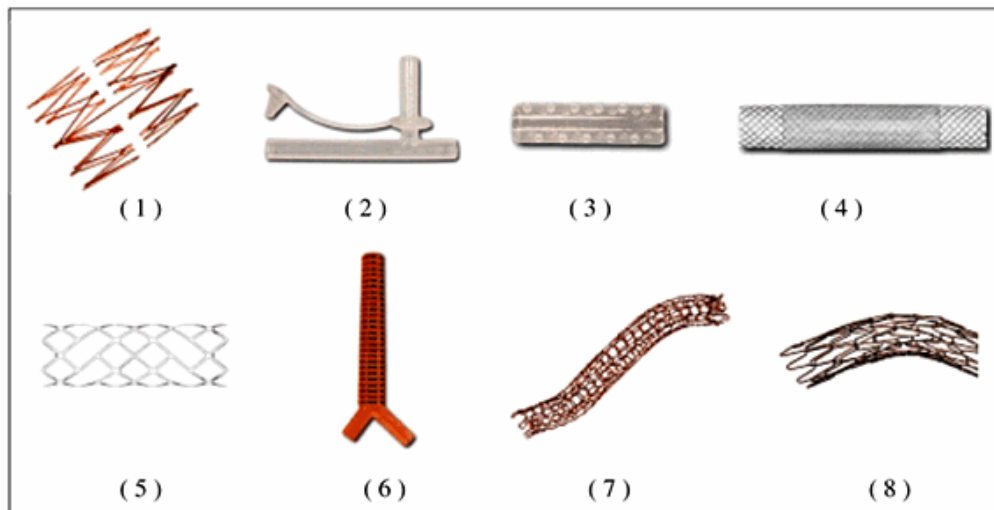
Order Number	Stent Body I.D. (mm)	Stent Flare I.D. (mm)	Stent Lengths (mm)	Delivery System O.D. (mm)
M00514270	16	20	90	12
M00514280	16	20	120	12
M00514290	16	20	150	12
M00514300	18	23	90	13
M00514310	18	23	120	13
M00514320	18	23	150	13
M00514330	21	25	90	14
M00514340	21	25	120	14
M00514350	21	25	150	14

Tabela 2: Características técnicas das próteses (Boston Scientific)

A prótese auto-expansível de nitinol (conhecido como Ultraflex), é constituído por liga de níquel e titânio, e apresenta um potencial adicional de expansão ou ainda de retração. A sua expansão é baseada no efeito denominado *thermal-triggered shape memory*: mediante aquecimento em altas temperaturas, a sua liga metálica especial é capaz de memorizar o formato helicoidal. Após aplicação na estenose, com o calor corporal é levada ao formato original, característica do Ultraflex, cuja plasticidade é de grande utilização em deiscências ou estenoses pós-operatórias com desvios da luz. Uma outra característica delas, é a possibilidade de escolher uma cobertura de poliuretano, pois por ser basicamente uma malha pode ocorrer a infiltração do câncer por esta malha.

O design e o material da prótese lhe permitem exercer uma pressão constante e adequada, minimizando os danos à mucosa. Elas também se adaptam aos movimentos peristálticos do esôfago permitindo a passagem de alimentos e líquidos sem obstrução.

Existem ainda outras próteses no mercado como o Wallstent e a de Gianturco, porém são modelos mais antigos e menos seguros sendo muito pouco utilizados atualmente, principalmente o modelo de Gianturco. A seguir tem-se a figura 15 mostrando alguns modelos de próteses que eram utilizadas ou ainda são utilizadas.



Modelos de stents: 1) Gianturco, 2) Montgomery "T" tube, 3) Dumon, 4) Covered Wallstent, 5) Palmaz, 6) Freitag, 7) Strecker, 8) Cragg Nitinol.

Figura 15: Modelos de prótese

5. Estudo de Viabilidade Técnica-Econômica

5.1. Definição do problema

Como descrito anteriormente, o grande problema da prótese existente para auxílio no tratamento de câncer de esôfago é o seu alto custo, impossibilitando a sua utilização na grande maioria dos casos.

5.2. Alternativas de solução

Para o desenvolvimento das próteses temos as opções de próteses auto-expansivas ou próteses “rígidas” sendo que sua seção transversal pode ser retangular ou circular. Além disso, ela pode ser uma malha ou ter suas paredes fechadas. Caso seja uma malha deve haver a opção de uma cobertura para evitar que o câncer cresça para dentro da prótese.

O mecanismo de acionamento pode ser feito através de fios, como mostra a prótese da Boston Scientific, que são liberados por um gancho na extremidade superior da prótese, ou ainda, de um tubo externo a prótese que a manteria comprimida antes de ser liberada.

Com isso temos as seguintes alternativas de solução:

Opção A: Prótese auto-expansiva de seção retangular de malha e de fios

Opção B: Prótese auto-expansiva de seção retangular de malha e de tubo

Opção C: Prótese auto-expansiva de seção retangular fechada e de fios

Opção D: Prótese auto-expansiva de seção retangular fechada e de tubo

Opção E: Prótese auto-expansiva de seção circular de malha e de fios

Opção F: Prótese auto-expansiva de seção circular de malha e de tubo

Opção G: Prótese auto-expansiva de seção circular fechada e de fios

Opção H: Prótese auto-expansiva de seção circular fechada e de tubo

Opção I: Prótese rígida de seção retangular de malha e de fios

Opção J: Prótese rígida de seção retangular de malha e de tubo

Opção L: Prótese rígida de seção retangular fechada e de fios

Opção M: Prótese rígida de seção retangular fechada e de tubo

Opção N: Prótese rígida de seção circular de malha e de fios

Opção O: Prótese rígida de seção circular de malha e de tubo

Opção P: Prótese rígida de seção circular fechada e de fios

Opção Q: Prótese rígida de seção circular fechada e de tubo

5.3. Critérios

Para a definição da melhor alternativa serão utilizados os seguintes critérios junto com seus respectivos pesos:

CRITÉRIO	PESO
Custo	10
Conforto ao paciente	8
Complexidade do mecanismo	6
Durabilidade	4
Facilidade de instalação	3
Dimensões	1

Tabela 3: Critérios e pesos

A solução ideal seria a de menor custo e que proporciona o máximo de conforto ao paciente, onde a prótese seja simples e pequena, de fácil instalação com a maior durabilidade. As notas na matriz de decisão devem estar de acordo com o que se busca em uma solução ideal, sendo notas maiores para as alternativas que mais se aproximarem desta solução.

5.4. Matriz de decisão

A partir da definição dos critérios e de seus pesos construiu-se uma matriz de decisão para a definição da melhor alternativa. A tabela abaixo mostra a matriz de decisão.

		ALTERNATIVAS																
CRITÉRIO	PESO	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	L	M	N	O	P	Q	
Custo	10	1	2	2	3	1	2	2	3	3	4	4	5	3	4	4	5	
Conforto ao paciente	8	3	3	4	4	4	4	5	5	1	1	2	2	2	2	3	3	
Complexidade do mecanismo	6	3	5	3	5	3	5	3	5	3	5	3	5	3	5	3	5	
Durabilidade	4	4	4	5	5	4	4	5	5	2	2	3	3	2	2	3	3	
Facilidade de instalação	3	3	4	3	4	3	4	3	4	4	5	4	5	4	5	4	5	
Dimensões	1	5	5	5	5	5	5	5	5	2	2	2	2	2	2	2	2	
TOTAL		82	107	104	129	90	115	112	137	78	103	100	125	86	111	108	133	

NOTAS

NOTAS

Tabela 4: Matriz de decisão

A partir da matriz de decisão obteve-se como a melhor alternativa a opção H, ou seja, a prótese auto-expansiva de seção circular, de paredes fechadas sendo o mecanismo de atuação o tubo externo.

6. Projeto Básico

O início do desenvolvimento do projeto básico será feito através do cálculo da resistência da estrutura da prótese, a partir do qual poderemos definir parâmetros dimensionais para esta.

Ao final do estudo de viabilidade optou-se pelo desenvolvimento de uma prótese auto-expansiva de paredes fechadas, solução obtida através de uma matriz de decisão. No entanto durante uma segunda visita ao Hospital do Câncer de Barretos e apresentada a proposta de solução ao Dr. Wagner Colaiacovo, surgiu um ponto não discutido anteriormente com relação às paredes fechadas, que as tornariam impróprias para este tipo de prótese. Em outros tipos de prótese de paredes fechadas, testadas anteriormente, quase 100% dos pacientes relataram que estas davam a sensação de um corpo estranho na garganta causando um incômodo ainda maior do que a presença do câncer. Devido a este fato, a partir desta etapa a solução será baseada em uma prótese cilíndrica de paredes abertas (malha) que não geram o desconforto discutido acima.

6.1. Esôfago

As dimensões do esôfago são extremamente importantes para o dimensionamento da prótese uma vez que servirão de base para determinarmos o diâmetro interno dela além de nos fornecer a pressão que a sua parede exerce sobre a prótese. Na figura ilustrativa 16 seguem estas dimensões:

Dimensões

$$L = \pm 25 \text{ cm}$$

$$D = 4 \text{ cm}$$

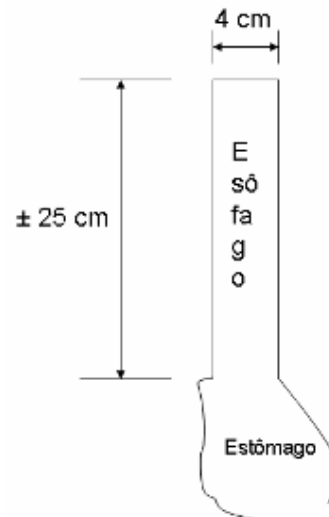


Figura 16: Dimensões do Esôfago

Como descrito anteriormente, o esôfago é um tubo de aproximadamente 25 cm de comprimento (L) e com um diâmetro (D) interno máximo de 4 cm durante a deglutição.

As informações relativas à pressão exercida pela parede do esôfago foram obtidas à partir do artigo de Dantas et al (1998) “Gender effects on esophageal motility”, publicado no Brazilian Journal of Medical and Biological Research. O valor utilizado para o dimensionamento será o maior valor médio obtido no estudo entre homens e mulheres. A tabela 5 abaixo mostra os resultados obtidos na pesquisa, e incluem além de valores de pressão (mmHg), a duração e a velocidade das contrações. As distâncias de 5, 10 e 15 cm se referem à distância a partir do esfíncter esofágico inferior (EEI).

Table 1 - Gender effects on amplitude, duration and velocity of esophageal contractions in men (N = 20) and women (N = 20) after deglutition of a 5-ml bolus of water and dry swallows.

Results are reported as mean \pm SEM. *P = 0.05 and **P<0.01 compared with women (t-test).

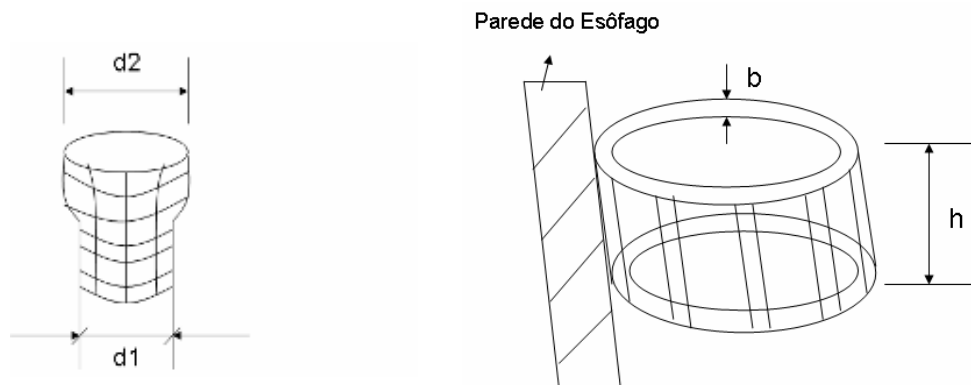
	Water			Dry swallows		
	Amplitude (mmHg)					
	15 cm	10 cm	5 cm	15 cm	10 cm	5 cm
Men	75.6 ± 6.1	85.1 ± 9.4	102.4 ± 11.3	56.1 ± 7.0	56.5 ± 8.4	71.9 ± 9.1
Women	60.9 ± 5.0	98.2 ± 10.1	115.9 ± 8.5	49.2 ± 5.7	61.5 ± 8.2	85.2 ± 7.7
	Duration (s)					
	15 cm	10 cm	5 cm	15 cm	10 cm	5 cm
Men	3.2 ± 0.1	3.9 ± 0.2	3.7 ± 0.2*	2.9 ± 0.2	3.6 ± 0.2	4.0 ± 0.2
Women	3.3 ± 0.2	4.2 ± 0.2	4.5 ± 0.3	3.0 ± 0.1	3.7 ± 0.2	4.2 ± 0.3
	Velocity (cm/s)					
	15 → 10 cm		10 → 5 cm	15 → 10 cm		10 → 5 cm
Men	4.7 ± 0.3**		3.3 ± 0.3	5.2 ± 0.4		4.3 ± 0.4
Women	3.5 ± 0.2		3.0 ± 0.3	4.7 ± 0.3		3.4 ± 0.3

Tabela 5: Valores médios de pressão, duração e velocidade das contrações do esôfago em homens e mulheres (Dantas et al, 1998)

O valor a ser utilizado para os cálculos será de $p = 125$ mmHg que é o valor máximo de pressão da parede do esôfago para mulheres a 5 cm do EEI na deglutição de água.

6.2. Prótese

Além das características físicas do esôfago vistas acima são necessários definir alguns parâmetros da prótese para que possamos fazer o seu dimensionamento. A figura 17, nos mostra os diâmetros d_1 e d_2 , sendo d_2 o diâmetro proximal (na borda) da prótese que é um pouco maior que o diâmetro central d_1 para auxiliar na fixação dela na região onde se encontra o câncer. Podemos observar também o diâmetro b do anel da prótese além da distância h entre estes anéis. Já o comprimento da prótese irá depender do tamanho do câncer e a sua localização no esôfago.



Dimensões

$$d_1 = 1,8cm$$

$$d_2 = 2,3cm$$

Figura 17: Dimensões da prótese

Baseando-se nos dados geométricos do esôfago de uma pessoa com câncer além de informações obtidas no estudo de próteses de outras empresas definimos os valores para os diâmetros d_1 e d_2 . O valor padrão utilizado para o diâmetro central será de 1,8 cm sendo o diâmetro proximal 0,5 cm maior, com 2,3 cm.

6.3. Dimensionamento

Pelo fato de a prótese se tratar de uma estrutura “tubular” com diversos anéis fixados por amarrações verticais, propôs-se o dimensionamento dos anéis somente, uma vez que estes são considerados o ponto crítico e as amarrações verticais simplesmente auxiliam para garantir uma melhor estabilidade da estrutura. Neste caso estaremos simulando uma resistência nula destas amarrações.

A pressão p exercida pela parede do esôfago será simulada através da carga distribuída q que estará atuando em pontos específicos e opostos da estrutura e sua área de alcance será dada pelo ângulo β , como mostra a figura a seguir.

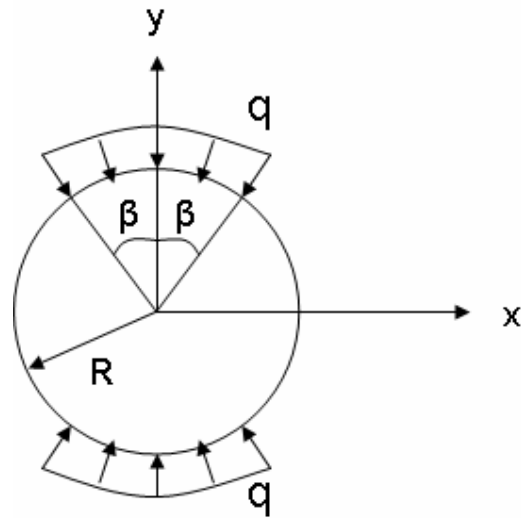


Figura 18: Diagrama de forças na estrutura da prótese

Como pode se observar, pelas características do carregamento e geométricas do anel, trata-se de uma estrutura axissimétrica, e utilizando os conceitos de simetria podemos realizar o dimensionamento para apenas $\frac{1}{4}$ da estrutura, ilustrado na figura 19 abaixo:

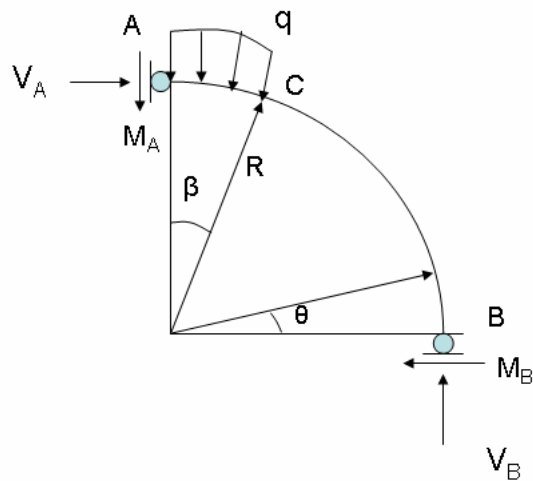


Figura 19: Estrutura axissimétrica

Definido a característica do carregamento iremos calcular as reações de equilíbrio para esta estrutura.

Cálculo das Reações de Equilíbrio

Partindo do ponto B o momento fletor neste anel é dado por:

$$M_{(C)}(\theta) = M_B - V_B \cdot R \cdot (1 - \cos \theta) \quad \text{sendo} \left(0 \leq \theta \leq \frac{\pi}{2} - \beta \right)$$

$$M_{(A)}(\theta) = M_B - V_B \cdot (1 - \sin \beta) - V_B \cdot (\sin \beta - \cos \theta) + q \cdot \left(\theta + \beta - \frac{\pi}{2} \right) \cdot R^2 \cdot \text{tg} \left(\theta + \beta - \frac{\pi}{2} \right)$$
$$\text{sendo} \left(\frac{\pi}{2} - \beta \leq \theta \leq \frac{\pi}{2} \right)$$

Onde,

$$V_B = q \cdot \beta \cdot R \cdot \cos \left(\frac{\beta}{2} \right)$$

$$V_A = q \cdot \beta \cdot R \cdot \sin \left(\frac{\beta}{2} \right)$$

$$q = p \cdot b$$

Como possuímos 4 incógnitas e 3 equações de equilíbrio, temos que o grau de hiperestaticidade(g) para esta estrutura é dado por:

$$g = 4 - 3 \Rightarrow g = 1$$

Com isso é necessário determinar o valor de umas das reações de equilíbrio para que possamos calcular todos os demais valores, incluindo os momentos fletores.

Cálculo do Momento M_B

Por se tratar de uma estrutura hiperestática iremos aplicar o 2º Teorema de Castigliano para determinação do momento M_B . Assumindo que no ponto B do anel a rotação é nula, temos:

$$\frac{\partial U^*}{\partial M_B} = \int \frac{M}{E \cdot I} \cdot \frac{\partial M}{\partial M_B} \cdot d\theta = 0$$

Logo,

$$\begin{aligned} & \frac{R}{E \cdot I} \int_B^C [M_B - V_B \cdot R \cdot (1 - \cos \theta)] \cdot d\theta + \\ & + \frac{R}{E \cdot I} \int_C^A [M_B - V_B \cdot (1 - \sin \beta) - V_B \cdot (\sin \beta - \cos \theta) + q \cdot \left(\theta + \beta - \frac{\pi}{2} \right) \cdot R^2 \cdot \operatorname{tg} \left(\theta + \beta - \frac{\pi}{2} \right)] \cdot d\theta = 0 \end{aligned}$$

onde,

$$A = \frac{\pi}{2}$$

$$B = 0$$

$$C = \frac{\pi}{2} - \beta$$

Substituindo,

$$V_B = q \cdot \beta \cdot R \cdot \cos \left(\frac{\beta}{2} \right)$$

temos,

$$\begin{aligned} & \Rightarrow \int_B^C \left(M_B - q \cdot \beta \cdot R^2 \cdot \cos \left(\frac{\beta}{2} \right) + q \cdot \beta \cdot R^2 \cdot \cos \left(\frac{\beta}{2} \right) \cdot \cos \theta \right) \cdot d\theta + \\ & + \int_C^A \left(M_B - q \cdot \beta \cdot R^2 \cdot \cos \left(\frac{\beta}{2} \right) + q \cdot \beta \cdot R^2 \cdot \cos \left(\frac{\beta}{2} \right) \cdot \cos \theta + q \cdot \left(\theta + \beta - \frac{\pi}{2} \right) \cdot R^2 \cdot \operatorname{tg} \left(\theta + \beta - \frac{\pi}{2} \right) \cdot \cos \theta \right) \cdot d\theta = 0 \\ & \Rightarrow \left(M_B \cdot \theta - q \cdot \beta \cdot R^2 \cdot \cos \left(\frac{\beta}{2} \right) \cdot \theta + q \cdot \beta \cdot R^2 \cdot \cos \left(\frac{\beta}{2} \right) \cdot \sin \theta \right)_B^C + \\ & + \left(M_B \cdot \theta - q \cdot \beta \cdot R^2 \cdot \cos \left(\frac{\beta}{2} \right) \cdot \theta + q \cdot \beta \cdot R^2 \cdot \cos \left(\frac{\beta}{2} \right) \cdot \sin \theta + q \cdot \left(\frac{\pi}{2} - \beta - \theta \right) \cdot R^2 \cdot \ln \left| \cos \left(\theta + \beta - \frac{\pi}{2} \right) \right| \right)_C^A = 0 \end{aligned}$$

Substituindo os valores de A, B e C obtemos:

$$M_B \cdot \left(\frac{\pi}{2} - \beta \right) - q \cdot \beta \cdot R^2 \cdot \cos\left(\frac{\beta}{2}\right) \cdot \left(\frac{\pi}{2} - \beta \right) + q \cdot \beta \cdot R^2 \cdot \cos\left(\frac{\beta}{2}\right) \cdot \cos \beta + M_B \cdot \beta - \\ - q \cdot \beta \cdot R^2 \cdot \operatorname{tg}\left(\frac{\beta}{2}\right) \cdot \beta + q \cdot \beta \cdot R^2 \cdot \cos\left(\frac{\beta}{2}\right) \cdot \operatorname{sen} \beta + q \cdot \left(\frac{\pi}{2} - 2\beta \right) \cdot R^2 \cdot \ln|\operatorname{sen}(2\beta)| = 0$$

Logo,

$$\Rightarrow M_B = \frac{2}{\pi} \cdot \left[q \cdot \beta \cdot R^2 \cdot \cos\left(\frac{\beta}{2}\right) \cdot \frac{\pi}{2} - 2 \cdot q \cdot \beta \cdot R^2 \cdot \cos\left(\frac{\beta}{2}\right) \cdot \operatorname{sen} \beta \right] - \\ - \frac{2}{\pi} \cdot \left[q \cdot \left(\frac{\pi}{2} - \beta \right) \cdot R^2 \cdot \ln|\operatorname{sen}(2\beta)| \right]$$

Substituindo o valor de M_B e q nas equações de momento fletor, temos:

$$M_{(C)}(\theta) = b \left[p \cdot \beta \cdot R^2 \cdot \cos\left(\frac{\beta}{2}\right) - \frac{4}{\pi} \cdot p \cdot \beta \cdot R^2 \cdot \cos\left(\frac{\beta}{2}\right) \cdot \operatorname{sen} \beta - \frac{2}{\pi} \cdot \left(\frac{\pi}{2} - 2\beta \right) \cdot R^2 \cdot \ln|\operatorname{sen}(2\beta)| \right] - \\ - b \cdot \left[p \cdot \beta \cdot R^2 \cdot \cos\left(\frac{\beta}{2}\right) \cdot (1 - \cos \theta) \right]$$

$$M_{(A)}(\theta) = b \cdot \left[p \cdot \beta \cdot R^2 \cdot \cos\left(\frac{\beta}{2}\right) - \frac{4}{\pi} \cdot p \cdot \beta \cdot R^2 \cdot \cos\left(\frac{\beta}{2}\right) \cdot \operatorname{sen} \beta - \frac{2}{\pi} \cdot \left(\frac{\pi}{2} - 2\beta \right) \cdot R^2 \cdot \ln|\operatorname{sen}(2\beta)| \right] - \\ - b \cdot \left[p \cdot \beta \cdot R^2 \cdot \cos\left(\frac{\beta}{2}\right) + p \cdot \beta \cdot R^2 \cdot \cos\left(\frac{\beta}{2}\right) \cdot \cos \theta + p \cdot \left(\theta + \beta - \frac{\pi}{2} \right) \cdot R^2 \cdot \operatorname{tg}\left(\theta + \beta - \frac{\pi}{2} \right) \right]$$

Determinação de β crítico

Para determinarmos o valor de β crítico para esta estrutura, será feito um estudo gráfico dos momentos M_A e M_C variando-se o ângulo θ e o ângulo β de 0 a 90° (0 a $\pi/2$ radianos) em incrementos de 5° e isolando-se a espessura b . A tabela 6 a seguir nos mostra os valores de momento por unidade de comprimento da estrutura da prótese:

		β (radianos)																		
		1,57	1,48	1,40	1,31	1,22	1,13	1,05	0,96	0,87	0,79	0,70	0,61	0,52	0,44	0,35	0,26	0,17	0,09	0,00
θ (radianos)	0,00	-150,27	-16,31	-9,75	-6,18	-3,90	-2,34	-1,24	-0,44	0,16	0,64	1,07	1,51	2,04	2,78	3,88	5,61	8,55	14,40	0,00
	0,09	-150,31	-16,34	-9,79	-6,21	-3,93	-2,37	-1,27	-0,47	0,13	0,61	1,04	1,49	2,03	2,76	3,86	5,60	8,54	14,40	0,00
	0,17	-150,42	-16,45	-9,89	-6,32	-4,03	-2,47	-1,36	-0,56	0,05	0,54	0,98	1,43	1,98	2,72	3,83	5,57	8,53	57,46	0,00
	0,26	-150,60	-16,64	-10,07	-6,49	-4,20	-2,63	-1,52	-0,70	-0,08	0,42	0,87	1,33	1,89	2,65	3,77	5,53	29,95	43,97	0,00
	0,35	-150,86	-16,89	-10,32	-6,73	-4,43	-2,85	-1,73	-0,90	-0,26	0,25	0,72	1,20	1,77	2,55	3,69	17,56	24,45	35,80	0,00
	0,44	-151,19	-17,21	-10,63	-7,04	-4,72	-3,13	-1,99	-1,15	-0,50	0,04	0,52	1,03	1,63	2,43	10,52	14,56	20,49	30,32	0,00
	0,52	-151,58	-17,60	-11,01	-7,40	-5,08	-3,47	-2,31	-1,45	-0,78	-0,22	0,29	0,82	1,45	6,05	8,63	12,23	17,51	26,39	0,00
	0,61	-152,04	-18,05	-11,46	-7,83	-5,49	-3,87	-2,69	-1,80	-1,10	-0,52	0,02	0,58	3,03	4,76	7,10	10,36	15,20	23,43	0,00
	0,70	-152,56	-18,56	-11,96	-8,32	-5,96	-4,32	-3,11	-2,20	-1,47	-0,86	-0,29	0,92	2,12	3,69	5,83	8,84	13,36	21,15	0,00
	0,79	-153,14	-19,13	-12,51	-8,86	-6,48	-4,81	-3,59	-2,64	-1,89	-1,24	-0,56	0,27	1,36	2,80	4,78	7,60	11,87	19,34	0,00
	0,87	-153,77	-19,75	-13,12	-9,45	-7,05	-5,36	-4,10	-3,13	-2,33	-1,58	-1,00	-0,26	0,72	2,06	3,91	6,58	10,67	17,90	0,00
	0,96	-154,45	-20,42	-13,77	-10,08	-7,66	-5,94	-4,65	-3,65	-2,20	-1,82	-1,33	-0,68	0,21	1,45	3,20	5,75	9,69	16,74	0,00
	1,05	-155,17	-21,13	-14,47	-10,76	-8,31	-6,56	-5,24	-2,40	-2,21	-1,94	-1,56	-0,99	-0,19	0,97	2,63	5,08	8,90	15,81	0,00
	1,13	-155,93	-21,87	-15,20	-11,46	-8,99	-7,21	-2,09	-2,11	-2,08	-1,94	-1,66	-1,19	-0,46	0,61	2,19	4,56	8,28	15,08	0,00
	1,22	-156,71	-22,65	-15,96	-12,20	-9,70	-0,97	-1,34	-1,61	-1,77	-1,78	-1,62	-1,25	-0,62	0,38	1,88	4,17	7,81	14,52	0,00
1,31	-157,53	-23,45	-16,74	-12,96	1,65	0,57	-0,25	-0,84	-1,24	-1,44	-1,43	-1,18	-0,64	0,27	1,70	3,91	7,48	14,10	0,00	
1,40	-158,36	-24,28	-17,54	7,70	4,80	2,77	1,32	0,28	-0,44	-0,88	-1,05	-0,94	-0,52	0,29	1,64	3,78	7,28	13,83	0,00	
1,48	-159,21	-25,11	24,71	15,06	9,50	5,95	3,54	1,87	0,72	-0,04	-0,44	-0,52	-0,23	0,47	1,73	3,79	7,22	13,70	0,00	
1,57	-160,06	123,54	50,63	27,73	16,87	10,67	6,75	4,14	2,35	1,16	0,45	0,14	0,25	0,82	1,96	3,94	7,29	13,70	0,00	
		p(N/m2) 16665,3																R(m) 0,023		

LEGENDA

Mc	
Ma	

Tabela 6: Tabela de momentos fletores por unidade de comprimento para a estrutura da prótese

Já a figura 20, nos mostra os gráficos dos momentos para cada valor de θ variando-se o valor do ângulo β . Como pode ser observado pelas linhas de tendência, assim que nos aproximamos do valor de $\theta = 90^\circ$, as variações nos valores do momento se tornam menores (com relação à variação de β) e também assumem valores positivos.

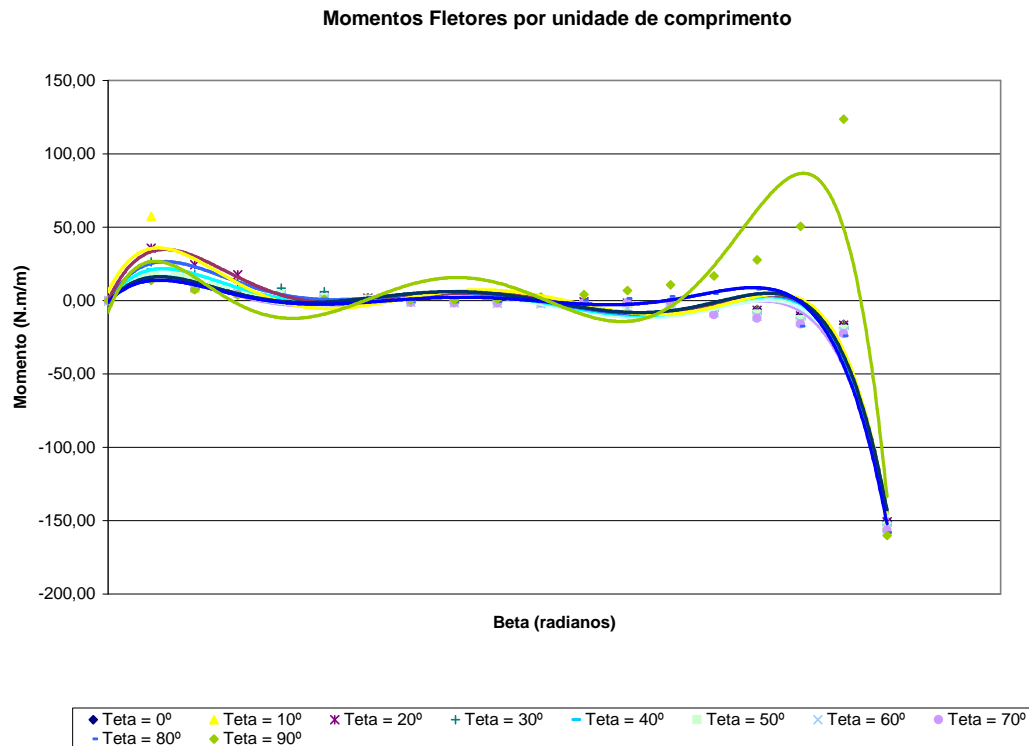


Figura 20: Gráfico de momentos fletores por unidade de comprimento

Como pode se observar o valor máximo de momento por unidade de comprimento é dado para $\theta = 90^\circ$ e $\beta = 90^\circ$. Portanto o ponto crítico desta estrutura é o ponto A, mostrado na figura 21, quando temos uma carga distribuída atuando em um ângulo de 90° com relação a este mesmo ponto.

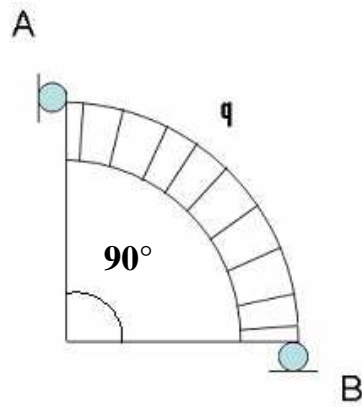


Figura 21: Carregamento crítico para estrutura da prótese

Determinação da espessura b

O momento criado pelo carregamento q no ponto A da estrutura, ou seja, para $\theta = 90^\circ$ irá provocar o aparecimento de uma tensão normal neste ponto além de uma tensão de cisalhamento causada pela força cortante. No entanto esta tensão gerada pela força cortante é desprezível quando comparada com a tensão gerada pelo momento e por isso ela não será considerada nos cálculos da espessura b .

A figura 22 nos mostra um corte transversal da estrutura no ponto A bem como as forças atuantes, incluindo-se a força cortante.

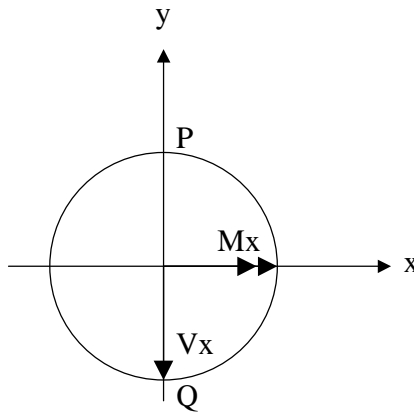


Figura 22: Carregamento na seção transversal do ponto A

A tensão normal gerada pelo momento M_x é dada por:

$$\sigma = \frac{|M_x| \cdot y}{I_x}$$

onde,

M_x = momento fletor

I_x = momento de inércia em relação ao eixo X

y = coordenada y

Como a seção transversal é um círculo, temos que I_x é dado por:

$$I_x = \frac{\pi \cdot b^4}{64}$$

Observando a fórmula para tensão normal σ vemos que os pontos críticos serão os pontos P e Q indicados na figura 22. Para efeito de cálculos estaremos utilizando o ponto P como referência, e logo temos:

$$y = b$$

O valor do momento M_x é dado por:

$$M_x = 160,06 \cdot b$$

Portanto para o momento calculado anteriormente, temos:

$$\sigma = \frac{160,06 \cdot b \cdot b}{\frac{\pi \cdot b^4}{64}}$$

$$\Rightarrow \sigma = \frac{3260}{b^2} \left[\frac{N}{m^2} \right]$$

Considerando-se um material com comportamento dúctil (figura7), ou seja, capaz de suportar a deformação plástica sem romper, temos:

$$\sigma = \frac{\sigma_E}{C.S.}$$

Onde,

σ_E = tensão de escoamento

C.S. = coeficiente de segurança

Por se tratar de uma estrutura sujeitas a cargas não muito elevadas e pela ductibilidade do material, utilizaremos um coeficiente de segurança 2 e portanto:

$$b = \sqrt{\frac{6520}{\sigma_E}}$$

Já para o caso de utilizarmos um material com comportamento frágil (figura 8), temos:

$$\sigma = \frac{\sigma_U}{C.S}$$

Onde,

σ_U = tensão última

Neste caso como se trata de uma estrutura de comportamento frágil estaremos utilizando um coeficiente de segurança igual a 3. portanto:

$$b = \sqrt{\frac{9780}{\sigma_U}}$$

A partir da definição do melhor material para a fabricação da prótese teremos a espessura b desta.

Flambagem

Um outro ponto interessante a ser considerado em uma estrutura sujeita a forças de compressão é a sua resistência a flambagem. Para o sistema proposto temos que a carga crítica de flambagem, segundo Roark (2002) é dada por:

$$P_{CRIT} = \frac{E \cdot I}{R^3} \cdot (K^2 - 1) \quad \text{para } P_{CRIT} = \left[\frac{lb}{pol} \right]$$

Onde,

E = módulo de elasticidade ou módulo de Young

I = momento de inércia

K = constante

Podemos obter K a partir da tabela 7 abaixo:

$\beta/2(^{\circ})$	15	30	45	60	75	90	120	180
K	17,20	8,62	5,80	4,37	3,50	3,00	2,36	2,00

Tabela 7: Determinação da constante K

O valor de β é dado para o caso mais crítico calculado anteriormente, ou seja, para $\beta = 90^{\circ}$. Portanto, pela tabela acima temos que $K = 5,80$. Logo,

$$q < \frac{E \cdot I}{R^3} \cdot (K^2 - 1)$$

$$\Leftrightarrow q < \frac{4,8 \cdot E \cdot I}{R^3}$$

Para $R = 0,023\text{m} = 0,91\text{pol}$ e $I = 4,9 \times 10^{-2} \times b^4$ temos:

$$q < 0,32 \cdot E \cdot b^4$$

A partir da definição do material a ser utilizado na prótese teremos a espessura b e o módulo de elasticidade E para verificarmos a carga crítica de flambagem.

6.4. Seleção do Material

Um dos pontos críticos no desenvolvimento deste projeto se encontra na seleção do material a ser utilizado na prótese, uma vez que a sua aplicação está relacionada diretamente ao ser humano e também existe uma restrição de custo.

Para a correta seleção deve se ter um bom conhecimento das propriedades características e do comportamento do material a ser selecionado. Algumas propriedades devem ser levadas em conta, tais como, resistência mecânica, condutividade elétrica e térmica, densidade, entre outras. Podemos agrupar as principais propriedades em mecânicas, elétricas, térmicas, magnéticas, ópticas e deteriorativas. Além disso, o comportamento do material durante o seu uso deve ser considerado, como estabilidade, durabilidade química, biocompatibilidade, bem como o custo e a disponibilidade.

A tabela 8 abaixo nos mostra a classificação de propriedades dos materiais segundo Kalpakjian (2000):

Economic	Price and availability Recyclability
General Physical	Density
Mechanical	Modulus Yield and tensile strength Hardness Fracture toughness Fatigue strength Creep strength Damping
Thermal	Thermal conductivity Specific heat Thermal expansion coefficient
Electrical and Magnetic	Resistivity Dielectric constant Magnetic permeability
Environmental Interaction	Oxidation Corrosion Wear
Production	Ease of manufacture Joining Finishing
Aesthetic	Colour Texture Feel

Tabela 8: Classe de propriedades (Kalpakjian, 2000)

De acordo com as propriedades apresentadas pelos materiais buscou-se dividi-los em grupos. Os materiais sólidos foram divididos em três categorias: metais, cerâmicas e polímeros. Esta divisão foi baseada principalmente na composição química e na estrutura atômica. Além destas três categorias existem outros três grupos aos quais podemos dividir os materiais: compósitos, semicondutores e biomateriais (de especial interesse para este projeto).

Abaixo segue uma breve descrição de cada grupo de materiais.

Metais

São compostos, normalmente, por elementos metálicos, cujas principais características são: boa condutividade elétrica e térmica, elevada dureza ainda que deformáveis e não são transparentes à luz visível. São muito utilizados em aplicações estruturais.

Cerâmicas

São compostas por elementos metálicos e não metálicos, geralmente óxidos, nitritos e carbonetos. Entre suas características estão os bons isolamentos elétrico e térmico, além da alta resistência em ambientes agressivos com elevada temperatura. Além disso, são materiais duros, porém muito frágeis.

Polímeros

A maioria dos polímeros são compostos orgânicos baseados nos elementos carbono e hidrogênio e um outro elemento não metálico. Possuem uma estrutura molecular muito grande cujas principais características são a baixa densidade e a elevada flexibilidade. Como exemplos deste tipo de material temos os plásticos e as borrachas.

Compósitos

Os compósitos consistem em combinações de dois ou mais tipos de materiais com o objetivo de obter as melhores características de cada um dos componentes. Como exemplo podemos citar a fibra de vidro, que é composta por um material cerâmico, o vidro, e um material polimérico.

Semicondutores

Os semicondutores são uma revolução na ciência dos materiais, pois tornaram possível o desenvolvimento de circuitos elétricos integrados, que são utilizados na produção dos mais sofisticados aparelhos eletrônicos. Possuem propriedades intermediárias entre os condutores e isolantes elétricos. Suas características elétricas são muito afetadas pela presença de mínimas concentrações de átomos “impuros”.

Biomateriais

Esta classe de materiais é de extrema importância para o desenvolvimento da prótese mecânica, pois estes materiais são utilizados em componentes a serem implantados no corpo humano. Entre suas características estão: a não produção de substâncias tóxicas, a compatibilidade com o tecido humano (biocompatibilidade) e a baixa taxa de degradação. Todos os grupos de materiais citados acima podem ser utilizados como biomateriais.

Além destes grupos de materiais existem novos materiais chamados de “*materiais inteligentes*” (smart materials), que são capazes de detectar mudanças no ambiente que se encontram e responder a estas mudanças de uma forma pré-determinada.

Entre estes se encontram as ligas com memória de forma que após sofrerem grandes deformações retornam as suas formas originais através de mudanças de temperatura. Estas ligas serão discutidas mais adiante.

Como podemos notar o projeto de engenharia envolve muitas considerações e a escolha do material deve seguir certos critérios discutidos acima. A figura 23 nos mostra um esquema, proposto por Ashby (1995), de como as propriedades dos materiais afetam a forma como o produto é projetado.

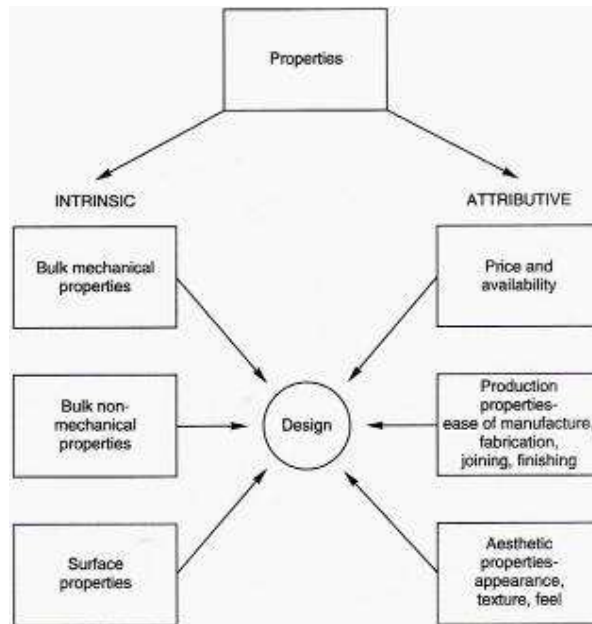


Figura 23: Relação entre projeto e seleção de materiais

Por se tratar, principalmente, de um projeto mecânico e não de desenvolvimento de materiais o nosso estudo será baseado em biomateriais que já foram previamente utilizados e/ou estudados para aplicações em próteses biomecânicas, como as ligas metálicas e os polímeros. As primeiras devido as suas características mecânicas de resistência e deformação além do efeito de memória citado anteriormente. Já os polímeros, devido principalmente ao seu baixo custo.

6.4.1. Polímeros

Do ponto de vista microscópico podemos afirmar que os polímeros são mais complexos que os metais ou as cerâmicas. Por outro lado eles são mais baratos e mais fáceis de produzir.

A sua estrutura química é formada por uma longa cadeia de moléculas que se repete, sendo a unidade de repetição chamada de monômero.

As propriedades dos polímeros dependem de alguns fatores como o seu peso molecular, a sua composição química (monômero), sua forma e sua estrutura.

Peso Molecular

O peso molecular de um polímero irá depender basicamente do comprimento da cadeia dele, sendo que altos valores para o peso são encontrados em polímeros de longa cadeia. Diversas características dos polímeros são afetadas pelo seu peso molecular, entre elas estão as temperaturas de fusão ou de amolecimento, sendo que esta temperatura é maior quanto maior for o peso molecular. A figura 24 nos mostra a variação de algumas propriedades com a variação da massa molecular do polímero.

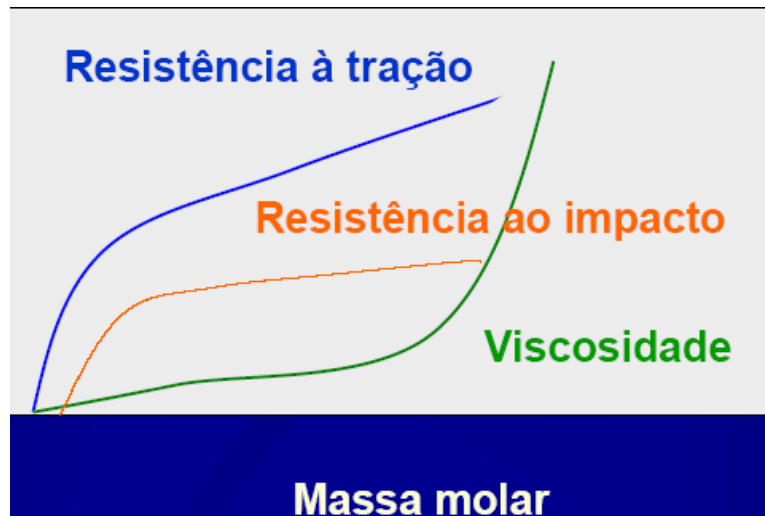


Figura 24: Relação propriedade-massa molar

Forma Molecular

A forma molecular está relacionada à capacidade dos segmentos da cadeia de rotacionar, curvar, torcionar, entre outros. Algumas propriedades térmicas e mecânicas são afetadas pela capacidade rotacional da cadeia molecular.

Estrutura Molecular

Com relação à estrutura molecular os polímeros podem ser divididos em linear, ramificados, de ligação cruzada e em rede.

Os lineares são aqueles em que os monômeros se ligam em cadeias únicas e retas. Já os ramificados são aqueles onde a partir da cadeia principal existem pequenas cadeias conectadas, sendo que estas resultam numa diminuição da densidade. Os de ligação cruzada possuem cadeias lineares conectadas em diversos pontos enquanto que os em rede são formados por monômeros tridimensionais ou polímeros com inúmeras ligações cruzadas. A figura 25 mostra as representações esquemáticas de cada tipo de estrutura molecular.

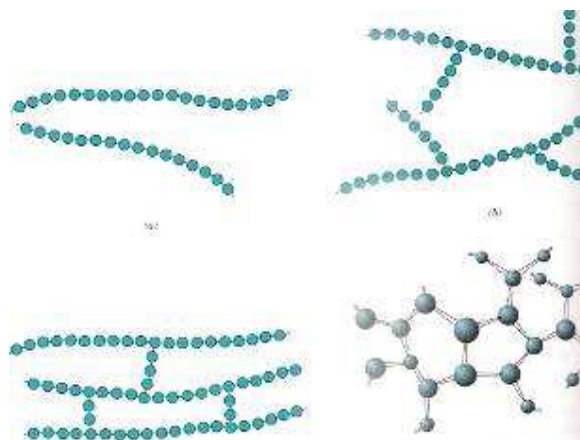


Figura 25: Estruturas moleculares dos polímeros

Podemos classificá-los também, de acordo com o seu comportamento quando aquecido, sendo eles termoplásticos ou termorrígidos. Os termoplásticos quando aquecidos amolecem ou derretem e quando resfriados endurecem, em um processo que pode ser revertido e repetido diversas vezes. Entre eles estão os polímeros de estrutura linear e alguns com ramificações. Os termorrígidos são duros e não amolecem quando aquecidos. Eles são geralmente mais duros e fortes do que os termoplásticos e possuem melhor estabilidade, e nesta classificação são incluídos os polímeros com ligação cruzada e em rede.

Outra característica importante dos polímeros é a possibilidade de sua estrutura ser amorfa ou parcialmente cristalina. Quando ela é amorfa o arranjo das moléculas é aleatório sem uma ordem aparente, sendo geralmente a estrutura dos termorrígidos. Quando semicristalina apresenta a estrutura das moléculas parecida com a estrutura cristalina dos metais, porém, esta estrutura ocorre a nível molecular e é parcial enquanto que nos metais ocorre no nível atômico. Dependendo do grau de cristalinidade os polímeros podem apresentar diferentes densidades e pontos de fusão além de que quanto maior for à cristalinidade maior o módulo de elasticidade.

Propriedades Mecânicas

Além das características físicas dos polímeros é necessário realizar o estudo de seu comportamento mecânico, através de suas propriedades mecânicas. A maioria delas são também utilizadas para os metais como o módulo de elasticidade, tensão de escoamento, entre outras. As propriedades mecânicas são bastante afetadas pela taxa de deformação, pela temperatura e pela composição química do ambiente em que se encontra. A figura 26 nos mostra os três tipos de comportamento de um polímero através da curva de tensão por deformação:

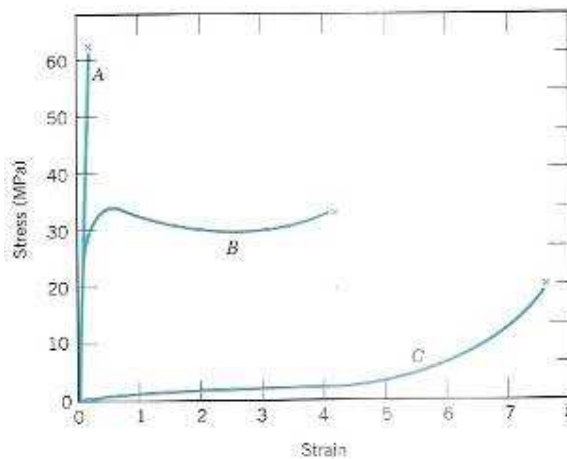


Figura 26: Comportamento mecânico: (A) Frágil, (B) plástico, (C) elastômero

Um mesmo polímero pode ter os três tipos de comportamento, dependendo das condições do ambiente em que se encontra e também da temperatura.

Através da curva de tensão por deformação podemos definir o tipo de fratura em um polímero. Os materiais termorrígidos apresentam geralmente fratura frágil, enquanto que os termoplásticos apresentam tanto ductibilidade como fragilidade.

Outro ponto interessante para este projeto é a resistência a fadiga, uma vez que a prótese estará sendo submetida a cargas cíclicas. Os polímeros são mais sensíveis a fadiga do que os metais. Muitas vezes quando submetido a diversos ciclos de carga ou a altas tensões ocorre um aquecimento em determinadas regiões levando o material à fratura.

Com relação à dureza esta é medida através de testes como os realizados para os metais, sendo o mais utilizado o método Rockwell.

Tipos de Polímeros

Plásticos: Existem inúmeros polímeros que são incluídos nesta categoria, como o Polietileno e o PVC. Possuem diversas propriedades podendo ser duros e frágeis ou ainda flexíveis, além de terem um certo grau de cristalinidade.

Elastômeros: Materiais de alta elasticidade e suas propriedades dependem basicamente do grau de vulcanização a que passaram.

Fibras: Possuem alto peso molecular devido a sua longa cadeia polimérica e são geralmente utilizados na indústria têxtil.

Polietileno de elevado peso molecular (PEUAPM): É um polietileno de cadeia linear que possui um peso molecular extremamente elevado. Dentre suas características estão a alta resistência ao impacto, a boa resistência química, a corrosão e a abrasão. É muito utilizado em próteses biomédicas devido a sua combinação de propriedades pouco comum.

Seleção

Para este projeto buscamos um material plástico que possua boa resistência a tração e à compressão, de elevada tenacidade, pois deverá sofrer um alto grau de deformação sem romper e ao mesmo tempo possuir boa rigidez pra que não ocorram deformações plásticas com facilidade.

Entre os materiais poliméricos com estas características estão os polietilenos, que é atualmente o material mais utilizado para o desenvolvimento de próteses plásticas.

Neste projeto estamos interessados nas propriedades do material, principalmente propriedades mecânicas e por isso, segue abaixo algumas tabelas com as diversas

propriedades de três tipos de polietilenos que podem ser utilizados para o desenvolvimento da prótese.

Propriedades Físicas	Sistema de Unidades		Comentários
	Métrico	Inglês	
Densidade	0.95 g/cc	0.0343 lb/in ³	À 23°C; ASTM D1505, ISO 1183
Absorção de água	0.02 %	0.02 %	24 horas; ASTM D570, ISO 62
Índice de derretimento	4 g/10 min	4 g/10 min	ASTM D1238, ISO 1133
Propriedades Mecânicas			
Tensão de escoamento	25 MPa	3630 psi	ASTM D638, ISO 527
Elongamento na ruptura	150 %	150 %	ASTM D638, ISO 527
Módulo de elasticidade	1.4 GPa	203 ksi	ASTM D790, ISO 178
Resistência ao impacto	2.5 J/cm	4.68 ft-lb/in	À 23°C; ASTM D256
Resistência ao impacto à baixas temp.	0.57 J/cm	1.07 ft-lb/in	À -30°C; ASTM D256
Propriedades Elétricas			
Índice Comparativo	Min 600 V	Min 600 V	IEC 112
Propriedades Térmicas			
Temperatura de deflexão à 1,8 MPa (264 psi)	55 °C	131 °F	ASTM D648, ISO 75
Ponto de amolecimento VICAT	70 °C	158 °F	49N/50; ASTM D1525, ISO 306
Flamabilidade, UL94	HB	HB	1.6 and 3.2 mm espessura
Teste de fulgor	650 °C	1200 °F	IEC 695-2-1
Propriedades de Processamento			
Temperatura de derretimento	180 - 220 °C	356 - 428 °F	Temperatura do Cilindro
Temperatura de moldagem	40 - 60 °C	104 - 140 °F	

Tabela 9: Polietileno com 10% de Polipropileno

	Sistema de Unidades		
Propriedades Físicas	Métrico	Inglês	Comentários
<i>Densidade</i>	1.06 g/cc	0.0383 lb/in³	A 23°C; ASTM D1505, ISO 1183
<i>Absorção de água</i>	0.02 %	0.02 %	24 horas; ASTM D570, ISO 62
<i>Índice de derretimento</i>	5 g/10 min	5 g/10 min	ASTM D1238, ISO 1133
Propriedades Mecânicas			
<i>Tensão de escoamento</i>	20 MPa	2900 psi	ASTM D638, ISO 527
<i>Elongamento na ruptura</i>	200 %	200 %	ASTM D638, ISO 527
<i>Módulo de elasticidade</i>	1.8 GPa	261 ksi	ASTM D790, ISO 178
<i>Resistência ao impacto</i>	5 J/cm	9.37 ft-lb/in	A 23°C; ASTM D256
<i>Resistência ao impacto à baixas temp.</i>	0.5 J/cm	0.937 ft-lb/in	A -30°C; ASTM D256
<i>Resistência ao impacto à baixas temp.</i>	2 J/cm	3.75 ft-lb/in	A 0°C; ASTM D256
Propriedades Térmicas			
<i>Temperatura de deflexão à 1,8 MPa (264 psi)</i>	55 °C	131 °F	ASTM D648, ISO 75
<i>Ponto de amolecimento VICAT</i>	55 °C	131 °F	49N/50; ASTM D1525, ISO 306
<i>Flamabilidade, UL94</i>	HB	HB	1.6 and 3.2 mm espessura
<i>Índice de oxigênio</i>	21 %	21 %	ASTM D2863
Propriedades de Processamento			
<i>Temperatura de derretimento</i>	190 - 230 °C	374 - 446 °F	Temperatura do Cilindro
<i>Temperatura de moldagem</i>	40 - 60 °C	104 - 140 °F	

Tabela 10: Polietileno com 20% de Polipropileno

	Sistema de Unidades		
Propriedades Físicas	Métrico	Inglês	Comentários
Densidade	1.12 g/cc	0.0405 lb/in ³	À 23°C; ASTM D1505, ISO 1183
Absorção de água	0.02 %	0.02 %	24 horas; ASTM D570, ISO 62
Índice de derretimento	7 g/10 min	7 g/10 min	ASTM D1238, ISO 1133
Propriedades Mecânicas			
Tensão de escoamento	23 MPa	3340 psi	ASTM D638, ISO 527
Elongamento na ruptura	50 %	50 %	ASTM D638, ISO 527
Módulo de elasticidade	1.9 GPa	276 ksi	ASTM D790, ISO 178
Resistência ao impacto	1.2 J/cm	2.25 ft-lb/in	À 23°C; ASTM D256
Propriedades Elétricas			
Índice Comparativo	Min 600 V	Min 600 V	IEC 112
Propriedades Térmicas			
Temperatura de deflexão à 1,8 MPa (264 psi)	55 °C	131 °F	ASTM D648, ISO 75
Ponto de amolecimento VICAT	57 °C	135 °F	49N/50; ASTM D1525, ISO 306
Flamabilidade, UL94	HB	HB	1.6 and 3.2 mm espessura
Índice de oxigênio	21 %	21 %	ASTM D2863
Propriedades de Processamento			
Temperatura de derretimento	190 - 230 °C	374 - 446 °F	Temperatura do Cilindro
Temperatura de moldagem	40 - 60 °C	104 - 140 °F	

Tabela 11: Polietileno com 30% de Polipropileno

Como pode se observar pelas propriedades conforme variamos a porcentagem de polipropileno no polietileno ocorre também uma variação de sua tensão de escoamento e módulo de elasticidade. Para este projeto estaremos considerando nos cálculos o polietileno com 10% de polipropileno, pois este apresentou maior tensão de escoamento e conseqüentemente teremos um diâmetro reduzido.

Além dos materiais poliméricos atuais utilizados na produção de próteses para o tratamento de câncer de esôfago está em fase de estudo, materiais plásticos com memória de forma que como será visto para as ligas metálicas é de grande utilidade no desenvolvimento destas próteses biomecânicas. Posteriormente poderá ser desenvolvido um projeto correlacionado com foco neste tipo de polímero, pois além de atender as necessidades de custo, melhoraria em muito a qualidade das próteses plásticas atuais.

6.4.2. Ligas Metálicas

Atualmente as ligas metálicas são as mais utilizadas nas próteses para tratamento de câncer do esôfago devido principalmente as suas características de resistência, e facilidade na manipulação de suas demais características e também de produção. Suas propriedades podem ser alteradas pelo processo de fabricação além de induzidas através de tratamentos térmicos adequados.

Geralmente as ligas metálicas são divididas em dois grandes grupos: ligas ferrosas e ligas não ferrosas.

Como o próprio nome sugere, as ligas ferrosas são aquelas cujo principal constituinte é o ferro e são produzidas em maior quantidades do que qualquer outra liga, pois o elemento ferro é abundante na crosta terrestre, podem ser produzidas por meio de processos relativamente econômicos além de serem extremamente versáteis devido as suas grandes variedades de propriedades físicas e mecânicas. No entanto são muito suscetíveis à corrosão e possuem elevada densidade o que as tornam impróprias para utilização no projeto da prótese. Por isso para muitas aplicações se torna vantajoso e necessário a utilização de ligas não-ferrosas que possuem uma melhor combinação de propriedades.

Dentre as muitas ligas metálicas não-ferrosas destacam-se para utilização biomédica as ligas de titânio, devido a sua excelente combinação de propriedades e principalmente a biocompatibilidade.

Ligas de Titânio

O metal puro apresenta uma baixa densidade ($4,5 \text{ g/cm}^3$) comparado a outros metais, um elevado ponto de fusão (1668°C) e um módulo de elasticidade em torno de 107 GPa.

As ligas de titânio são muito resistentes, principalmente a corrosão, podendo-se obter elevadas tensões de escoamento além de serem dúcteis e facilmente usinadas. Uma de suas desvantagens é o seu elevado custo.

Para este projeto além de propriedades como biocompatibilidade e boa resistência à corrosão, são necessárias algumas características pouco comuns em ligas metálicas

que seria a alta flexibilidade e deformabilidade. Isto porque, a prótese em seu estado inicial estará totalmente deformada devendo ocupar pouco espaço, porém ao ser liberada deve se expandir para fixar-se na região onde se encontra o câncer no esôfago. Esta característica pode ser encontrada em ligas que possuem o chamado efeito de memória de forma que é a propriedade que alguns materiais possuem de após serem deformados em uma temperatura recuperarem a sua forma original quando aquecidos a uma outra temperatura.

Ligas com Memória de Forma

As ligas com memória de forma possuem uma grande aplicação na área de biomecânica devido as suas características de recuperarem a forma após serem severamente deformadas.

Como citada anteriormente esta propriedade vem sendo estudada em materiais poliméricos e também em outros tipos de materiais como as cerâmicas e os materiais biológicos, como o cabelo humano.

As suas primeiras aplicações foram na indústria aeronáutica com a descoberta das propriedades das ligas de Níquel-Titânio pela Naval Ordnance Laboratory, sendo que estas ligas ficaram conhecidas como *Nitinol*.

Além da memória de forma, o nitinol possui uma outra importante característica, a superelasticidade, sendo as duas baseadas na habilidade da liga de existir em diversas formas cristalinas e fases. As transições de fase entre líquido e sólido são bem conhecidas, tais como, o congelamento da água ou o derretimento de um sólido indo para o estado líquido. A grande diferença do nitinol é a sua capacidade de existir em duas fases cristalinas reversíveis no estado sólido a temperaturas de fácil obtenção.

Para melhor entendermos essa transformação de fase e estas características do Nitinol, segue uma breve descrição sobre a estrutura cristalina dos metais.

A estrutura cristalina pode ser definida como o arranjo periódico e tridimensional dos átomos constituintes do sólido. A grande maioria destes sólidos se cristaliza em três tipos de estruturas compactas: cúbica de corpo centrado (CCC), cúbica de face centrada (CFC) e hexagonal compacta (HC), ilustradas na figura 27.

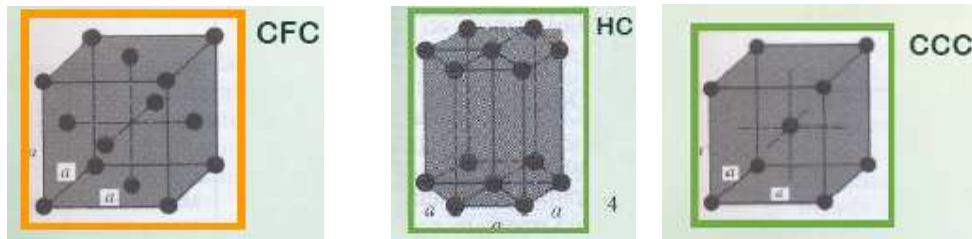


Figura 27: Estrutura cristalina dos metais

As ligas metálicas são sólidos policristalinos, ou seja, são formadas por pequenos cristais da ordem de microns. Para que ocorra uma mudança na estrutura destas ligas é necessário ocorrer uma variação de temperatura, e de acordo com a sua estrutura cristalina estas ligas apresentam determinadas propriedades.

Existem dois tipos principais de transformação de fases, como são chamadas essas mudanças de estrutura: por difusão e martensítica.

A transformação por difusão conduz à formação de uma nova fase através da migração atômica que ocorre para distâncias relativamente grandes. Com esta migração inicia-se um processo de nucleação e crescimento gerando uma nova fase com composição química diferente da fase mãe. Esse processo de nucleação e crescimento é altamente influenciado pela temperatura e pelo tempo de transformação.

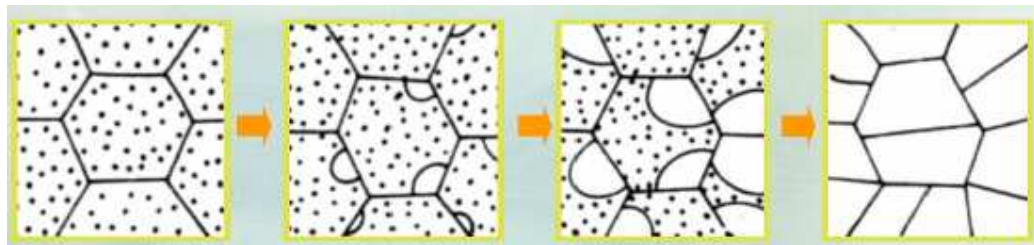


Figura 28: Transformação por difusão

A figura 28 acima demonstra o processo de migração dos átomos, nucleação e crescimento dos grãos.

Já a transformação martensítica, figura 29, proporciona uma reordenação a distâncias curtas formando-se uma nova fase mais estável, com a mesma composição da fase mãe. Normalmente independe do tempo e ocorre de uma forma muito rápida limitando-se a velocidade do som.

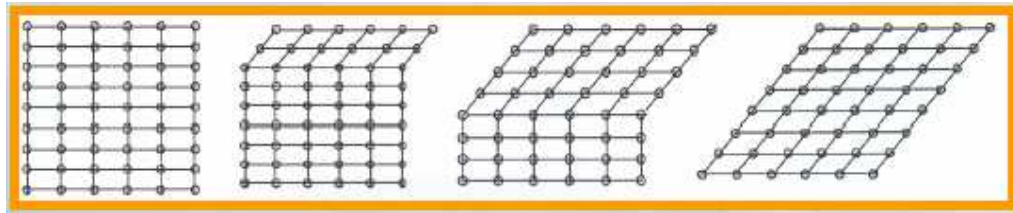


Figura 29: Transformação Martensítica

Esta transformação martensítica é a responsável pelas propriedades das ligas de Níquel-Titânio: superelasticidade e memória de forma.

Estas ligas são constituídas por duas fases sólidas distintas com estruturas cristalinas diferentes, a austenita e a martensita.

As principais características da austenita são:

- Fase de alta temperatura ou fase mãe
- Dura
- Estrutura geralmente cúbica

Já as principais características da martensita são:

- Fase de baixa temperatura
- Flexível e facilmente deformável
- Estrutura com pouca simetria

Entre estas duas fases há um intervalo de temperaturas onde ocorre uma transição gradual entre a austenita e a martensita, que é a chamada *Transformação Martensítica*.

A figura abaixo nos mostra esquematicamente a relação entre as fases e as duas principais propriedades do nitinol.

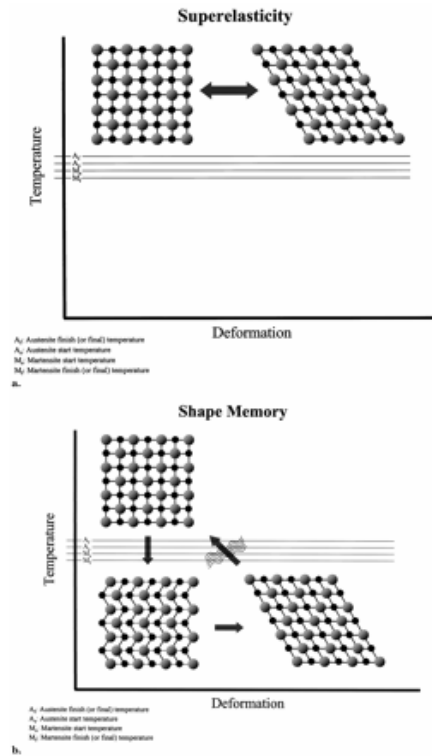


Figura 30: Relação entre fases e propriedades do nitinol

Como pode ser observado, a temperaturas acima da temperatura de transição de fases (austenita) ocorre o predomínio da superelasticidade, ou seja, quando uma tensão é aplicada o material se deforma elasticamente e uma vez que esta tensão é cessada ele retorna ao seu estado inicial. Já a temperaturas abaixo da temperatura de transição de fases (martensita) há o predomínio do efeito de memória, ou seja, quando aplicada uma tensão o material se deforma plasticamente sendo que quando a tensão é cortada ele não retoma a sua forma original, permanecendo deformado. No entanto quando este é aquecido ele retoma a sua forma original devido à transformação reversível de martensita em austenita.

A figura 31 nos mostra o funcionamento do processo de transformação indicando suas temperaturas.

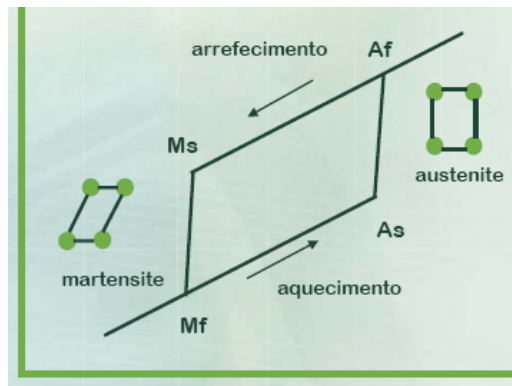


Figura 31: Processo de transformação

As temperaturas indicadas na figura acima são respectivamente:

Ms – temperatura de início da transformação martensítica

Mf – temperatura final da transformação martensítica

As – temperatura de início da transformação austenítica

Af – temperatura final da transformação austenítica

Quando comparamos a elasticidade do nitinol com outras ligas é que notamos a grande diferença. As ligas de aço conseguem suportar uma deformação elástica de até 0,5%, já as ligas de cobre em torno de 3% a 4% enquanto que as ligas de Ni-Ti chegam a suportar deformações elásticas de até 12%. A figura 32 ilustra um experimento realizado para demonstrar esta característica do nitinol. Foi utilizado um fio de nitinol e outro de aço inoxidável deformando-os em 12% do seu comprimento inicial. Como pode se observar pela figura depois de cessada a deformação o fio de nitinol retornou ao seu estado inicial enquanto que o fio de aço inoxidável deformou-se permanentemente.

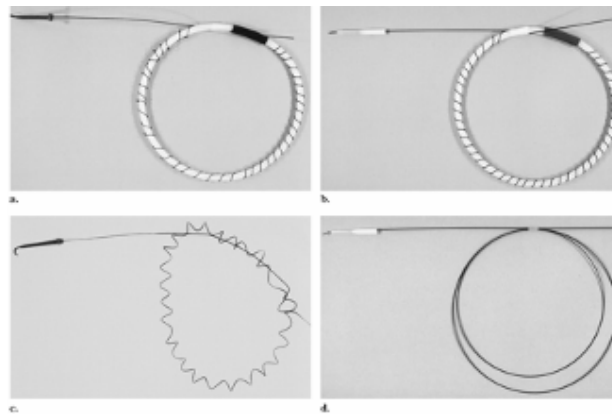


Figura 32: Experimento com fios de aço inoxidável e fios de nitinol

No entanto a elasticidade não depende exclusivamente do material, mas também da espessura deste material e do raio de deformação.

Com relação ao efeito de memória, a temperatura de transição irá depender entre outros fatores da porcentagem de cada elemento na liga. Geralmente menores concentrações de níquel estão associadas a temperaturas de transição, para recuperação da forma, mais elevadas. Portanto é de extrema importância à correta determinação da composição da liga de Ni-Ti para que se tenha uma temperatura de transição adequada para a aplicação desejada. No caso da prótese para o esôfago esta temperatura de transição deve estar um pouco abaixo da temperatura corporal para que não haja variações nas propriedades da prótese após ela estar fixada.

Para obtermos esta temperatura de transição um pouco abaixo da temperatura corporal de 37°C, utilizamos a seguinte liga Ni-Ti:

- 55,8% de Níquel
- 43,8% de Titânio
- 0,4% de outros elementos, principalmente carbono e oxigênio.

Uma outra característica importante do nitinol é a sua biocompatibilidade, apesar de possuir mais de 50% de níquel que é considerado tóxico. Putters et al (1992) fez um estudo sobre o nível tóxico de diferentes materiais utilizados em sistemas biomecânicos, verificando a inibição da mitose nos fibroblastos, que foram expostos ao níquel, ao titânio e ao nitinol. Os resultados mostraram que o níquel provocou

uma redução significativa na mitose enquanto que o titânio e o nitinol não apresentaram nenhuma alteração significativa. Esta descoberta estabeleceu as bases para aceitação do nitinol como um material biocompatível para utilização em implantes e próteses.

Abaixo na tabela 12 segue um quadro comparativo das vantagens e desvantagens do nitinol.

Vantagens	Desvantagens
Biocompatíveis	Alto custo
Resistentes mecanicamente	Complexo processo de fabricação
Resistentes à corrosão	Difícil controle de composição
Resistência à fadiga	

Tabela 12: Vantagens e desvantagens do nitinol

As tabelas a seguir mostram as propriedades das ligas de Ni-Ti (nitinol) que podem ser utilizadas para este projeto. A primeira tabela se refere à fase austenita enquanto a segunda tabela se refere a martensita.

Propriedades Físicas	Sistema de Unidades		Comentários
	Métrico	Inglês	
Densidade	6.45 g/cc	0.233 lb/in ³	
Propriedades Mecânicas			
Tensão última	754 - 960 MPa	109000 - 139000 psi	
Tensão de escoamento	560 MPa	81200 psi	
Elongamento na ruptura	15.5 %	15.5 %	
Módulo de elasticidade	75 GPa	10900 ksi	aproximado
Poisson	0.3	0.3	aproximado
Propriedades Elétricas			
Resistividade	8.2e-005 ohm-cm	8.2e-005 ohm-cm	
Susceptibilidade magnética	3.8e-006	3.8e-006	emu/g
Propriedades Térmicas			
Capacidade térmica	0.32 J/g-°C	0.0765 BTU/lb-°F	
Condutividade	10 W/m-K	69.4 BTU-in/hr-ft ² -°F	
Ponto de fusão	1240 - 1310 °C	2260 - 2390 °F	
Sólido	1240 °C	2260 °F	
Líquido	1310 °C	2390 °F	

Tabela 13: Nitinol (austenita)

	Sistema de Unidades		
Propriedades Físicas	Métrico	Inglês	Comentários
Densidade	6.45 g/cc	0.233 lb/in ³	
Propriedades Mecânicas			
Tensão última	754 - 960 MPa	109000 - 139000 psi	
Tensão de escoamento	100 MPa	14500 psi	
Elongamento na ruptura	15.5 %	15.5 %	
Módulo de elasticidade	28 GPa	4060 ksi	aproximado
Poisson	0.3	0.3	aproximado
Propriedades Elétricas			
Resistividade	7.6e-005 ohm-cm	7.6e-005 ohm-cm	
Susceptibilidade magnética	2.5e-006	2.5e-006	emu/g
Propriedades Térmicas			
Capacidade térmica	0.32 J/g-°C	0.0765 BTU/lb-°F	
Condutividade	10 W/m-K	69.4 BTU-in/hr-ft ² -°F	
Ponto de fusão	1240 - 1310 °C	2260 - 2390 °F	
Sólido	1240 °C	2260 °F	
Líquido	1310 °C	2390 °F	

Tabela 14: Nitinol (martensita)

Os dados a serem considerados para o dimensionamento serão os referentes ao nitinol em sua fase de alta temperatura, ou seja, a fase austenítica, pois é nesta estrutura que a prótese se encontrará quando liberada.

6.4.3. Marcadores Radiológicos

Além dos materiais da prótese em si existe um outro ponto que deve ser citado por ser de extrema importância quando pensamos na utilização da mesma, que são os marcadores radiológicos necessários para marcar o início e o fim da prótese. Como não podemos introduzir a prótese junto com um aparelho de endoscopia é necessária a utilização de um aparelho de raios X “instantâneo” para que o médico vá

visualizando o câncer e o posicionamento da prótese. No entanto, devido ao material da prótese, esta não permite uma visualização perfeita sendo necessário marcá-la no início e no fim com uma substância radiológica. Nesta prótese propõe-se a utilização de um marcador a base de ouro, devido principalmente a sua biocompatibilidade e estabilidade química.

6.5. Desenhos

Neste tópico serão apresentados alguns desenhos mostrando os componentes da prótese além de seu desenho de conjunto.

Inicialmente iremos retomar o cálculo do diâmetro b da prótese após a definição das propriedades do material a ser utilizado.

Para o material polimérico (Polietileno com 10% de polipropileno) temos:

$$\sigma_E = 25MPa$$

$$b = \sqrt{\frac{6520}{\sigma_E}}$$

$$\Rightarrow b = 0,016m$$

Já com relação a flambagem temos:

$$E = 1,4GPa = 203052,83psi$$

$$b = 0,016m = 0,63pol$$

$$q_{REAL} = 1,55 \frac{lb}{pol}$$

Portanto,

$$q_{REAL} < 0,32 \cdot E \cdot b^4$$
$$\Rightarrow q_{REAL} < 10235,8 \frac{lb}{pol}$$

Como pode se observar não teremos problemas de flambagem na estrutura, pois a carga q distribuída é inferior a carga crítica. No entanto o valor para o diâmetro da prótese $b=1,6cm$ é muito elevado tornando inviável a construção da prótese para humanos. O que deve ser feito para o desenvolvimento da prótese plástica é aumentar o diâmetro R para compensar a baixa pressão exercida por ela na parede do esôfago, sendo que com isso estaríamos diminuindo o seu diâmetro b .

Considerando-se agora a prótese metálica, de nitinol na sua fase de alta temperatura temos:

$$\sigma_E = 560MPa$$

$$b = \sqrt{\frac{6520}{\sigma_E}}$$

$$\Rightarrow b = 0,003m$$

Já com relação a flambagem temos:

$$E = 75GPa = 10877830,18psi$$

$$b = 0,003m = 0,12pol$$

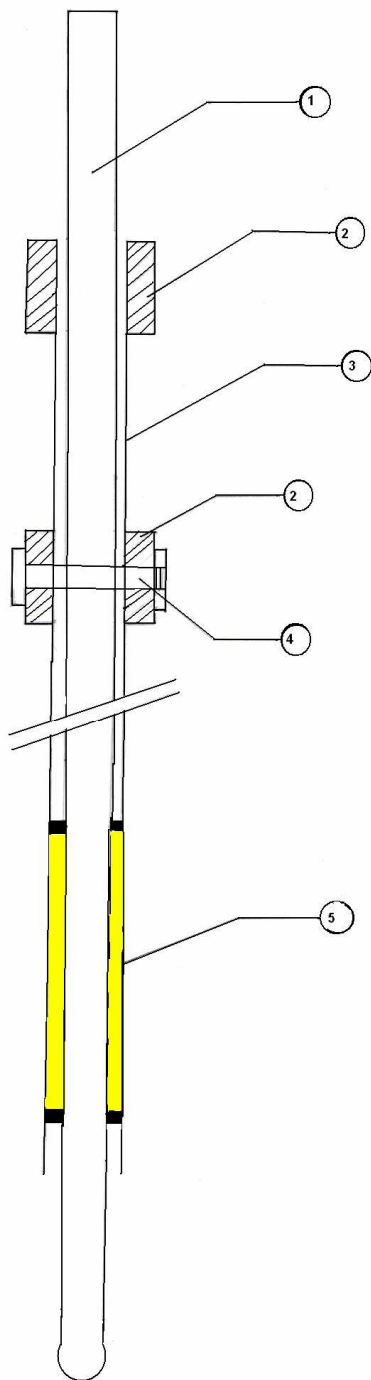
$$q_{REAL} = 0,3 \frac{lb}{pol}$$

Portanto,

$$q_{REAL} < 0,32 \cdot E \cdot b^4$$
$$\Rightarrow q_{REAL} < 721,8 \frac{lb}{pol}$$

Através destes cálculos verificamos que para a prótese de nitinol não teremos problemas relacionados a flambagem. O diâmetro b calculado apesar de um pouco elevado está dentro de um valor aceitável para a construção da prótese sem que tenhamos problema de desconforto no paciente. No entanto vale ressaltar que este diâmetro pode ser reduzido uma vez que para o cálculo da resistência não foram consideradas as amarrações que auxiliam na resistência da prótese.

Os desenhos a seguir, se referem ao projeto da prótese em liga metálica de níquel-titânio, no entanto para a prótese plástica o desenho de conjunto seria o mesmo sendo a única diferença a dimensão dos componentes e da prótese.



<i>Nº</i>	<i>Descrição</i>	<i>Material</i>
1	Sistema de Introdução	Polietileno
2	Cilindros Guia	Polietileno
3	Tubo de Controle de Liberação	Poliuretano
4	Pino de Fixação	Polietileno
5	Prótese	Nitinol

Figura 33: Ilustração do conjunto

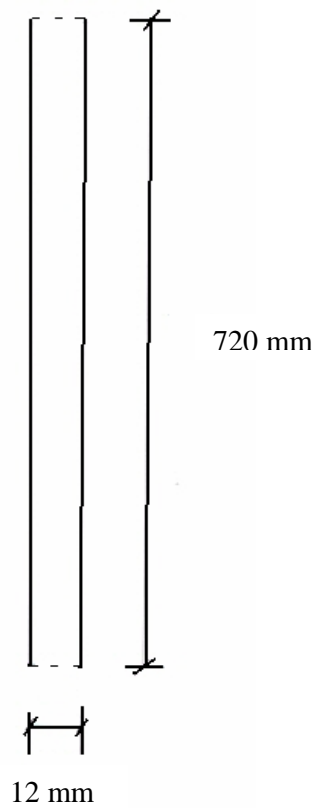
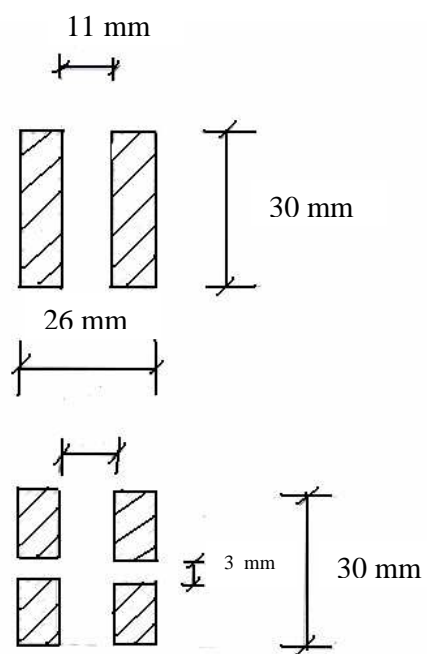


Figura 34: Ilustração dos cilindros guias e do tubo de controle

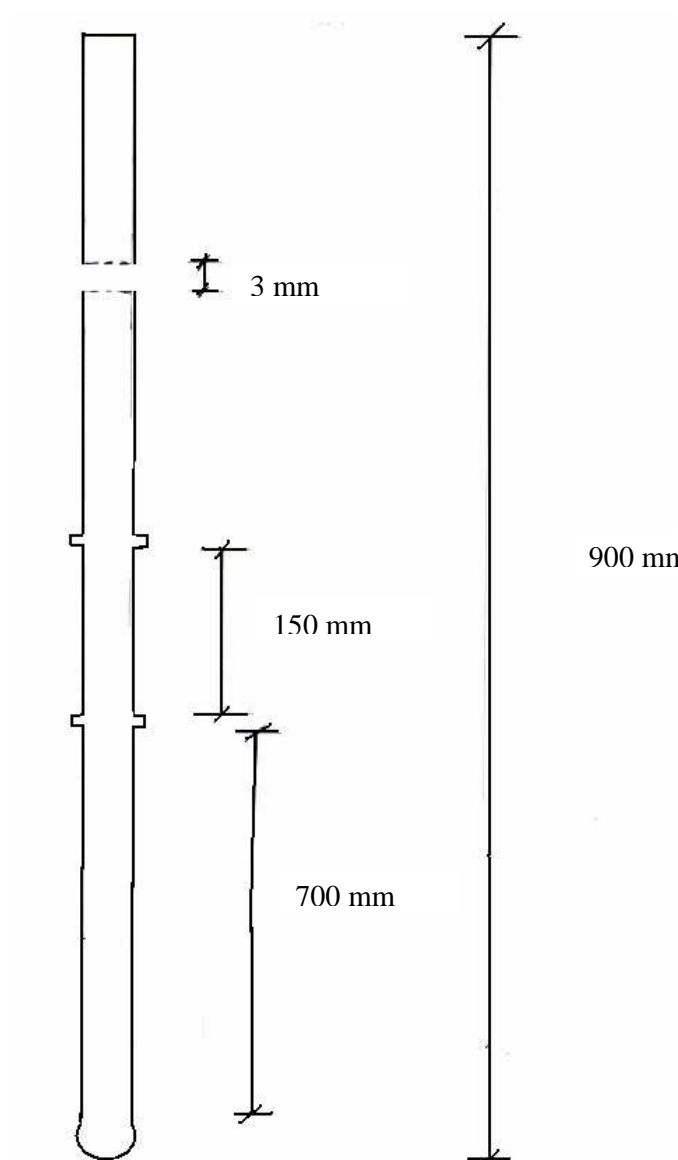


Figura 35: Ilustração do sistema de introdução

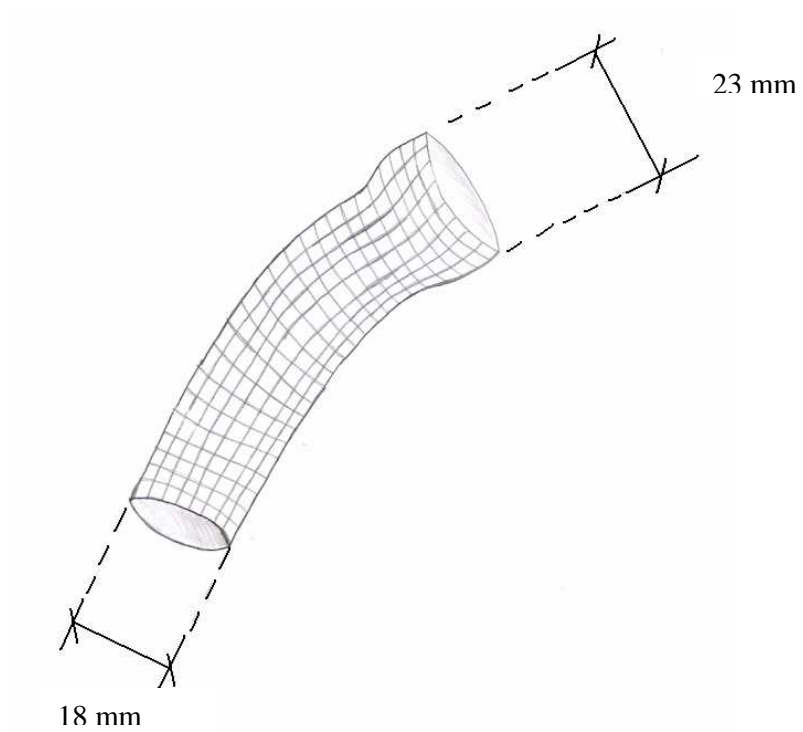


Figura 36: Ilustração da prótese expandida

6.6. Análise de Custo

Após a evolução deste projeto de engenharia devemos retornar ao nosso objetivo inicial: o desenvolvimento de uma prótese de *baixo custo* para pessoas com câncer de esôfago. Para isto faremos nesta etapa uma estimativa do preço de fabricação desta prótese, baseando-se nos custos de todos os materiais utilizados no projeto. No entanto esta estimativa ficará restrita à prótese de nitinol uma vez que já verificou-se que as próteses plásticas, devido ao seu material, em geral possuem um valor inferior não cabendo nesta etapa uma estimativa de custo.

Como mostrado na figura 33, a prótese é composta por um sistema de introdução de polietileno, um tubo de controle de liberação da prótese de poliuretano, duas peças plásticas para fixação do tubo de controle além da prótese em si de nitinol. Com exceção do tubo de fixação que pode ser encontrado no mercado nas dimensões necessárias, a estimativa de custo dos outros componentes será feita através do custo do material bruto por unidade de massa, pois para estes são necessários processos de fabricação especiais.

A seguir está apresentado para cada dispositivo que compõe a prótese um levantamento de custo:

Tubo de controle

Material - Poliuretano

Comprimento total = 72 cm

Diâmetro = 1 cm

Preço = R\$ 2,65/metro

$$\text{CUSTO} = 2,65 \text{ R\$/m} \times 0,72\text{m} = \text{R\$ } 1,91$$

Peças Plásticas

Material – Polietileno

Quantidade – 2 peças

$$\text{Volume} = 4,63 \text{ cm}^3$$

$$\text{Densidade} = 0,9 \text{ g/cm}^3$$

$$\text{Massa} = 4,63 \text{ cm}^3 \times 0,9 \text{ g/cm}^3 = 4,17\text{g}$$

$$\text{Preço} = \text{R\$ } 2300/\text{tonelada}$$

$$\text{CUSTO} = 2 \times 4,17\text{g} \times 0,0023 \text{ R\$/g} = \text{R\$ } 0,02$$

Sistema de Introdução

Material – Polietileno

$$\text{Volume} = 139 \text{ cm}^3$$

$$\text{Densidade} = 0,9 \text{ g/cm}^3$$

$$\text{Massa} = 139 \text{ cm}^3 \times 0,9 \text{ g/cm}^3 = 125,1\text{g}$$

$$\text{Preço} = \text{R\$ } 2300/\text{tonelada}$$

$$\text{CUSTO} = 125,1\text{g} \times 0,0023 \text{ R\$/g} = \text{R\$ } 0,29$$

Prótese

Material – Nitinol

$$\text{Volume} \approx 32,60 \text{ cm}^3$$

$$\text{Densidade} = 6,45 \text{ g/cm}^3$$

$$\text{Massa} = 211\text{g}$$

$$\text{Preço}^* = \text{R\$ } 4082,91/\text{kg}$$

* fio de nitinol com diâmetro de 3 mm

$$\text{CUSTO} = 211\text{g} \times 4,08291 \text{ R\$/g} = \text{R\$ } 861,50$$

Somando-se os custos de cada componente obtemos um custo total de:

$$\text{CUSTO TOTAL} = \text{R\$ } 863,72$$

Como pode se observar o custo total da prótese é bem inferior ao valor de R\$6500,00 da prótese importada. No entanto vale ressaltar que neste custo resumido não estão sendo incluídos os valores de produção de cada peça, os impostos de fabricação (que aumentam os custos substancialmente) além de os valores de custo dos materiais terem sido obtidos através de pesquisas na internet em sites especializados.

Desta maneira obteve-se uma análise parcial dos custos da prótese que serve como referência para estudos posteriores mais detalhados.

7. Conclusão

O desenvolvimento desta prótese mecânica para pessoas com câncer de esôfago envolveu diversas etapas incluindo desde as visitas ao Hospital do Câncer de Barretos, o estudo inicial e o levantamento de dados até o projeto de engenharia da prótese com o cálculo da resistência e a seleção do material mais adequado.

Com relação a estas etapas às visitas ao Hospital foram muito importantes para que o projeto fosse desenvolvido não apenas com a visão da engenharia mas também com todo o conhecimento médico necessário onde podemos incluir a definição de características da prótese e de seu sistema de introdução para se adaptar as necessidades do médico durante a colocação da prótese bem como manter o conforto do paciente após a sua implantação.

No processo de estudo das próteses existentes algumas dificuldades foram encontradas devido à falta de material específico com maiores características técnicas das mesmas, porém este levantamento serviu como base para o projeto principalmente no que se refere às dimensões da prótese.

Para o cálculo da resistência do material onde foi definido o diâmetro da prótese não foram consideradas as amarrações no cálculo o que levou a um superdimensionamento uma vez que estas amarrações servem como auxílio para suportar as forças de pressão da parede do esôfago. Outro ponto a ressaltar diz respeito à forma como esta pressão foi considerada nos cálculos. A pressão em lados opostos foi considerada igual para tornar possível o dimensionamento com os parâmetros que se possuía, porém a real distribuição de pressões pela parede só pode

ser obtida através de um processo de medição, considerando também que ela varia para cada pessoa.

Na seleção do material foi proposta a utilização de materiais poliméricos e também de ligas metálicas. Os polímeros seriam a melhor opção para o desenvolvimento da prótese, pois seus custos são inferiores aos das ligas metálicas, porém estes são materiais que vem sendo utilizados recentemente em endopróteses e as informações relativas a eles são escassas e de difícil acesso o que torna necessário um estudo mais profundo e detalhado destes materiais. Já as ligas metálicas são utilizadas a um maior tempo possuindo informações mais detalhadas tornando possível uma melhor seleção podendo variar a sua composição para se atingir as propriedades desejadas na prótese.

Não foi possível a fabricação de um protótipo e a realização de testes com o mesmo, principalmente devido à necessidade de ampliação do tempo utilizado para a seleção do material.

De maneira geral obteve-se um bom resultado considerando-se que se trata de um projeto inovador no Brasil, uma vez que poucas empresas nacionais atuam no desenvolvimento de próteses, principalmente a de material polimérico. É muito interessante para a continuação do desenvolvimento da prótese a construção de um protótipo e teste de suas principais características para que futuramente possam se realizar testes com pessoas que apresentam câncer de esôfago.

Referências Bibliográficas

Ashby, M.F., Jones, D.R.H., 1995, “Engineering Materials - An Introduction to their Properties and Applications”, Butterwords, Londres.

Fox, R. W., 1998, “Introdução à Mecânica dos Flúidos”, 4ª Edição. LTC – Livros Técnicos e Científicos S.A.
pp. 274-277

Gere, J. M., 2003, “Mecânica dos Materiais”, 1ª Edição. Thomsom.

Junqueira, L. C., Carneiro, J., 1990, “Histologia Básica”, 7ª Edição. Editora Guanabara, pp. 217-223.

Kalpakjian S., 2000, “Manufacturing Engineering and Technology”, 4ª Edição, Addison-Wesley.

Kaminski, P.C., 1999, “Desenvolvendo Produtos com Planejamento Criatividade e Qualidade” LTC - Livros Técnicos e Científicos S.A.

Meyers, M. A. & Chawla K. K., 1999, “Mechanical Behavior of Materials”, Prentice Hall.

Young, W. C., Budynas, R. G., Roark, R. J., 2002, “Roark's formulas for stress and strain”, 7ª Edição, McGraw-Hill.

Van Vlack, L. H., 1994, “Princípios de Ciência e Tecnologia dos Materiais”, 1ª Edição, Campus.

Callister, W. D. Jr., 1999, “Materials Science and engineering”, 5ª Edição, John Wiley & Sons, USA.

<http://www.bostonscientific.com> acessado em 20/04/2006

<http://www.inca.gov.br> acessado em 20/04/2006

<http://www.gastroalgarve.com/doencasdotd/esofago/esofago.htm> acessado em 12/07/2006

<http://www.scielo.br> acessado em 14/08/2006

<http://www.jvir.org/cgi/content/full/11/3/343> acessado em 02/10/2006

http://mscsoftware.com/events/vpd2004/na/proceedings/pdfs/2004-012_parnell_neo.pdf acessado em 28/09/2006

<http://www.memry.com/productsservices/pdfs/engineeredproductsspec.pdf> acessado em 10/10/2006

<http://www.matweb.com> acessado em 04/11/2006

<http://www.tamussino.com.br> acessado em 08/06/2006

http://www.cbc.org.br/autoavaliacao_cir_oncologica/10_cancer_esofago.htm acessado em 30/05/2006

<http://www.imagesco.com/catalog/nitinol/nitinol.html> acessado em 11/09/2006

<http://bases.bireme.br> acessado em 22/10/2006

<http://publicacoes.cardiol.br> acessado em 25/09/2006

<http://www.chestjournal.org> acessado em 24/07/2006

http://www.rxpnews.com/research/gastroenterology/article_4317.shtml acessado em 06/06/2006