

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM
ENGENHARIA MECÂNICA**

**DESENVOLVIMENTO DE UMA NOVA CONCEPÇÃO DE SISTEMAS
DE TESTES DE FADIGA DE ENDOPRÓTESES**

Dissertação submetida à

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA

para a obtenção do grau de

MESTRE EM ENGENHARIA MECÂNICA

FABRÍCIO LIMA BRASIL

Florianópolis, Setembro de 2007.

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM
ENGENHARIA MECÂNICA**

**DESENVOLVIMENTO DE UMA NOVA CONCEPÇÃO DE SISTEMAS
DE TESTES DE FADIGA DE ENDOPRÓTESES**

FABRÍCIO LIMA BRASIL

Esta dissertação foi julgada adequada para a obtenção do título de

MESTRE EM ENGENHARIA

ESPECIALIDADE ENGENHARIA MECÂNICA

sendo aprovada em sua forma final.

**Carlos Alberto Martin, Dr. Ing.
Orientador**

**Daniel Martins, Dr. Eng.
Co-Orientador**

**Fernando Cabral Ph. D.
Coordenador do Curso**

BANCA EXAMINADORA

**Prof. Walter L. Weingartner, Dr. Ing.
PPGEM-UFSC**

**Prof. André Ogliari, Dr. Eng.
PPGEM-UFSC**

**Prof. Armando J. D'Acampora, Md. PhD.
CCS-UFSC**

**David Pimentel Burgoa, Dr. Eng.
PPGEM-UFSC**

**“A descoberta consiste em ver o que todo mundo viu
e pensar o que ninguém pensou.”**

A. Szent-Gyorgyi

**“Os homens fariam maiores coisas,
se não julgassem tantas coisas impossíveis.”**

Malesherbes

**“Nunca andes pelo caminho traçado,
pois ele conduz somente onde outros já foram.”**

Alexander Graham Bell

Dedico esta obra a
Aos meus pais Sr. Edilmar e Sra. Maura,
Aos meus irmãos, Luciana, Kevin e Gustavo
Minha namorada, Liliane Carla,
Meus amigos e professores

AGRADECIMENTOS

A Deus, pela companhia e presença durante todos os dias de minha vida, que me possibilitou realizar este curso de Pós-Graduação e contribuir com a melhoria de vida da população.

Ao meu orientador, Professor Carlos Alberto Martin, e co-orientador, Professor Daniel Martins, pelas inestimáveis horas de discussão, leitura e compartilhamento de conhecimento ao longo de todo o trabalho, pela preciosa orientação.

Aos professores Acires Dias, Armando Albertazzi, César Deschamps, Fernando Forcellini, Geraldo Morgado Fagundes, Jonny Carlos, Márcia Mantelli e Victor de Negri, pelo esclarecimento das dúvidas apresentadas no decorrer do trabalho.

A empresa Nano, em especial a Ricardo Peres, Ângela e Nick, pela parceria durante a pesquisa, sanando preciosas dúvidas e colaboração sempre que solicitada.

Aos companheiros de laboratório, André Citadin, Antônio Dourado, David Pimentel, Dênis Schneider, João Paulo e Victor Heredia, pelas discussões a respeito da pesquisa.

Aos amigos de disciplina e laboratórios correlatos, Calil, Carlos Henrique (Siri), Carlos Eduardo Leonel, Eduardo Biasotto, Fabio Santana, Frederico Dabbas, Ivo Montanha, Mário Mello, Otávio Vaz, Paulo Carmo, e Washington Martins.

Aos amigos do G.O.U. (Grupo de Oração Universitário) da UFSC, Adriana, Ayres, Caterine, Cláudia Carvalho, Dani, Edson, Elton, Fabio Favarim, Fred Hudorff, Gislaine, Guilherme Goss, Haltnmann, João Carlos Marra, Karol, Ketner, Larissa Pauli, Leonice, Lúgia, Luciano, Luiz Magno, Marcos Brum, Marlon Guerios, Michele Wanghan, Natália, Patrícia Areas, Priscilla Mathes, Renatinho, Renatão, Simone Ritter, Tazai e Tomazo Burin.

Aos amigos do grupo Trilhas Floripa, André, Bane, Benincá, Bruno Labrador, Crux, Débora Basso, Elano, Emiliana, Enildo, Fernando Gregui, Fernando Pereira, Francis, Isabel Caruso, João Pedro Pavan, Joel, Lindão, Luciane Faccio, Lucilene Faccio, Ludmila, Manu, Marcos Paulo, Paul, Susana Rossi, Suzana Mendonça, Suka, Vitor, Xalito e Zanny.

Aos companheiros de futebol de salão e *handebol*.

Aos amigos e professores do curso de alemão, Cícero Borba, Daniel, Elisa, Flora Maraslis, Gabriel Teixeira, Guilherme Steinmann, Ivo Mohr, Karla Pamplona, Rafael Peralta, Rejane Eyng, Robson e Thiago Merlo.

Aos companheiros de apartamento, Maryene Camargo (Filéti), Marcos Carrafa (Marcão), Poliana Zambom e Wanilson Carrafa.

Aos vizinhos, Ana Luh, Daiana, Daniel, Giuliano, Marina, Osama e Renatinho.

A Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC), pelo incentivo a pesquisa.

A CAPES, pela bolsa concedida.

A minha família, que sempre esteve ao meu lado.

A todos aqueles que compartilharam das dificuldades e alegrias deste trabalho.

SUMÁRIO

Lista de Figuras	ix
Lista de Tabelas	xii
Lista de Abreviaturas.....	xiii
Lista de Símbolos.....	xiv
Resumo	xv
Abstract	xvi
<i>CAPÍTULO 1.....</i>	<i>17</i>
<i>INTRODUÇÃO</i>	<i>17</i>
1.1 – CONTEXTUALIZAÇÃO DA PESQUISA	17
1.2 – PROBLEMÁTICA	18
1.3 – OBJETIVOS DO TRABALHO	19
1.3.1 – OBJETIVO GERAL	19
1.3.2 – OBJETIVOS ESPECÍFICOS	19
1.4 – JUSTIFICATIVA DO TRABALHO	20
1.5 – CARACTERIZAÇÃO DA PESQUISA.....	20
1.6 – QUESTÕES ORIENTATIVAS DA PESQUISA	21
1.7 – ABRANGÊNCIA E LIMITAÇÕES DO TRABALHO	22
1.8 – ESTRUTURA DO TRABALHO.....	22
<i>CAPÍTULO 2.....</i>	<i>24</i>
<i>REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....</i>	<i>24</i>
2.1 – O SISTEMA CIRCULATÓRIO	24
2.1.1 – O CORAÇÃO COMO UMA BOMBA	25
2.1.2 – EQUACIONAMENTO DA CIRCULAÇÃO SANGÜÍNEA.....	28
2.1.3 – ESTUDO DA ENERGIA DE FLUXOS EM REGIME ESTACIONÁRIO	30
2.1.4. – GRADIENTE DE QUEDA DA E_p EM ANEURISMAS	31
2.1.5 – ESCOAMENTO LAMINAR E TURBULENTO.....	32
2.1.6 – A AORTA.....	36
2.2 – O ANEURISMA	37
2.2.1 – UM BREVE HISTÓRICO	39
2.2.2 – INCIDÊNCIA E CAUSAS.....	40
2.2.3 – DETALHAMENTO DOS TIPOS DE ANEURISMA	41

2.2.4 – SINTOMAS E DIAGNÓSTICOS	44
2.2.5 – TRATAMENTOS.....	45
2.2.6 – COMPARAÇÃO ENTRE O TRATAMENTO COMUM E O EVAR.....	47
2.3 - A ENDOPRÓTESE.....	49
2.3.1 – PROBLEMAS NO TRATAMENTO ENDOVASCULAR.....	50
2.4 – TESTE DE ENDOPRÓTESES	51
2.4.1 – NORMAS	51
2.5 – SOLUÇÕES EXISTENTES PARA TESTES DE ENDOPRÓTESES	53
2.5.1 – EMPRESAS APLICADORAS DOS TESTES.....	54
2.5.2 – PATENTES RELACIONADAS EXISTENTES.....	55
<i>CAPÍTULO 3.....</i>	60
<i>FUNDAMENTAÇÃO EM METODOLOGIA DE PROJETO.....</i>	60
3.1 – METODOLOGIA DE PROJETO	60
3.1.1 – O PROCESSO DE DESENVOLVIMENTO DE PRODUTO	60
3.1.2 – A CASA DA QUALIDADE.....	62
3.1.3 – <i>BRAINSTORMING</i>	65
3.2 – APLICAÇÃO DA METODOLOGIA.....	67
3.2.1 – O PLANEJAMENTO DO PROJETO	67
3.2.2 – PROJETO INFORMACIONAL.....	68
3.2.3 – CASA DA QUALIDADE	69
3.2.4 – PROJETO CONCEITUAL.....	72
3.2.5 – <i>BRAINSTORMING</i>	72
3.3.6 – PROJETO PRELIMINAR.....	76
3.3.7 – PROJETO DETALHADO.....	76
<i>CAPÍTULO 4.....</i>	78
<i>PROJETO CONCEITUAL.....</i>	78
4.1 – ANÁLISE DAS SOLUÇÕES DO <i>BRAINSTORMING</i>	78
4.2 – ORÇAMENTO PRELIMINAR DA CONCEPÇÃO 1.....	83
4.2.1 – ANÁLISE DE VARIAÇÃO RADIAL.....	87
4.3 – DESENVOLVIMENTO DE SOLUÇÃO ALTERNATIVA.....	89
4.3.1 – ACIONAMENTOS	94
4.4 – ESCOLHA DA SOLUÇÃO	97
<i>CAPÍTULO 5.....</i>	99
<i>DEFINIÇÃO DO PROTÓTIPO.....</i>	99

5.1 – PROJETO PRELIMINAR.....	99
5.2 – FLUIDO DE TESTE	102
<i>CAPÍTULO 6</i>	<i>104</i>
<i>CONCLUSÕES E RECOMENDAÇÕES</i>	<i>104</i>
6.1 – CONCLUSÕES	104
6.2 – RECOMENDAÇÕES PARA TRABALHOS FUTUROS	105
<i>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</i>	<i>106</i>
<i>BIBLIOGRAFIA</i>	<i>116</i>
<i>APÊNDICES</i>	<i>117</i>
Apêndice 1 – Cálculo de variação volumétrica em uma endoprótese.....	117
Apêndice 2 – Tabela Orçamento da Concepção 1	121
Glossário Médico	134

Lista de Figuras

Figura 1 – Estrutura e curso do fluxo sanguíneo pelas câmaras cardíacas (GUYTON & HALL, 2006).	25
Figura 2 – Evento do ciclo cardíaco na função ventricular esquerda, mostrando as alterações da pressão atrial esquerda, da pressão ventricular esquerda e da pressão aórtica. (adaptada de GUYTON & HALL, 2006).	26
Figura 3 – Regime Estacionário. E_P – Energia Potencial, relacionada à pressão; E_C – Energia Cinética, relacionada à velocidade; f – Vazão (volume movimentado pelo tempo); v – Velocidade Linear do fluido; A – Áreas das Secções. (Adaptado de HENEINE, 2000).....	28
Figura 4 – Energia da Circulação. A – Vetores em um duto horizontal. B – O vetor E_P é aplicado radialmente. C – Vetor E_G a favor da E_C . D – Vetor E_G contra E_C . Notar que E_C e E_D sempre são opostos. Esses termos são bem demonstrados na Tabela 2. (Adaptado de HENEINE, 2000).	30
Figura 5 – Anomalias do Fluxo. GN – Gradiente Normal de Pressão. GP – Gradiente Patológico de Pressão. (Adaptado de HENEINE, 2000).	32
Figura 6 – Diferentes tipos de Escoamentos (ALICAT CIENTIFIC, 2007).	33
Figura 7 – Gráfico de Energia Cinética x Fluxo. (Adaptado de HENEINE, 2000).	33
Figura 8 – Fluxo Turbulento em Aneurismas (Adaptado de HENEINE, 2000).....	34
Figura 9 – Subdivisão da Aorta, onde: 1 - aorta ascendente; 2 - arco aórtico; 3 - aorta descendente; 4 - aorta abdominal; e 5 – aorta abdominal infra-renal (PUECH-LEÃO, 2001).	36
Figura 10 – Traçado dos perfis de pressão aórtica na arteriosclerose e estenose aórtica, (adaptado de GUYTON & HALL, 2006).	37
Figura 11 – Aneurismas Torácico e Abdominal (NANO, 2005).	38
Figura 12 – Aneurisma de Aorta Torácico (Fonte: www.vascularweb.org)	42
Figura 13 – Aneurisma Dissecante de Aorta (www.mayoclinic.org)	42
Figura 14 – Aneurisma de Aorta Abdominal (www.nlm.nih.gov).....	43
Figura 15 – Aneurisma Cerebral (adaptado de ENCYCLOPEDIA OF SCIENCE, 2007)	43
Figura 16 – Reparo Tradicional (Fonte: www.vascularweb.org)	46
Figura 17 – Reparo Endovascular (OLIVEIRA, 2004).	46
Figura 18 – Esquema anatômico de um AAA (LI, 2005).	48
Figura 19 – <i>Stent</i> e endoprótese biliaca (NANO, 2005).....	49
Figura 20 – Aparelho de teste de endoprótese da Electroforce (ELECTROFORCE, 2007)..	54
Figura 21 – Aparelho de teste de endoprótese da Dynatec dalta (DYNATEC DALTA, 2007).	55

Figura 22 – Patente US 6.810.751 (MORENO, 2004).....	56
Figura 23 – Patente US 5.670.708 (VILENDRER & PRAIRIE, 1997).....	57
Figura 24 – Patente US 4.972.721 (CONTI et al, 1990).....	57
Figura 25 - Patente US 2003/0110830 (DEHDASHTIAN et al, 2003).....	58
Figura 26 – Macrofases e fases PDP (Adaptado de ROMANO, 2003).....	61
Figura 27 – Casa da Qualidade	63
Figura 28 – <i>Brainstorming</i> (CURRIE, 2006).....	66
Figura 29 – Casa da Qualidade	71
Figura 30 – Biela – Manivela.....	73
Figura 31 – Bomba Peristáltica	74
Figura 32 – <i>Subwoofer</i> (BRAVOX®, 2006).....	74
Figura 33 – <i>Bass Shaker</i> (AURASOUND, 2007).....	74
Figura 34 – <i>Shaker</i> (BRÜEL & KJAER, 2007).....	75
Figura 35 – Bomba de Diafragma (Adaptado de ROCHA & BARBOSA, 1999).....	75
Figura 36 – Válvula Reguladora de Pressão Proporcional (FESTO, 2006)	76
Figura 37 – Biela Manivela.....	78
Figura 38 – Sistema Peristáltico	79
Figura 39 – Experimento com Alto-Falante	80
Figura 40 – Experimento com <i>Shaker</i> de Áudio	81
Figura 41 – Bomba de Diafragma com 4 cabeçotes (GRABE, 2006)	82
Figura 42 – Adaptação da Patente do Moreno (2004).....	86
Figura 43 – Projeto da Concepção 1.....	88
Figura 44 – Experimento da Concepção 1	88
Figura 45 – Experimento do Protótipo 1 em dois momentos: sístole e diástole, respectivamente.	89
Figura 46 – Comparação entre AAAs Simétricos e Assimétricos – Condições de Contorno: <i>Stress</i> na Parede, MPa (LI, 2005).....	90
Figura 47 – <i>Stress</i> na Parede do aneurisma e deformações (LI, 2005).	90
Figura 48 – Condições de Contorno da Pressão Sanguínea e deformação da parede no plano central ($t/T = 0,1$) (LI, 2005).....	91
Figura 49 – Condições de Contorno da Pressão Sanguínea e deformação da parede no plano central ($t/T = 0,2$) (LI, 2005).....	92
Figura 50 – Condições de Contorno da Pressão Sanguínea e deformação da parede no plano central ($t/T = 0,27$) (LI, 2005).....	93
Figura 51 – Anel limitador de deslocamento	93
Figura 52 – Endoprótese	93
Figura 53 – Concepção 2.....	94
Figura 54 – Concepção 2 Completa.....	94

Figura 55 – Lanterna de Dínamo	95
Figura 56 – Experimento com Nebulizador	95
Figura 57 – Motor de Aeromodelo modelo O.S. 46-AX (O.S. ENGINES, 2006)	96
Figura 58 – Bomba de diafragma de alta velocidade da KNF, modelo NF 100KTDC equipada com um motor CC <i>Brushless</i> (BOLT, 2005).....	97
Figura 59 – Protótipo simplificado	99
Figura 60 – Protótipo – solução detalhada.....	100
Figura 61 – Protótipo em funcionamento.	101
Figura 62 – Protótipo – reservatório 2.....	101

Lista de Tabelas

Tabela 1 – Parâmetros Circulatórios da Aorta, Capilares e Cava. Valores Médios e Aproximados (HENEINE, 2000).....	30
Tabela 2 – Parâmetros da Equação de Bernoulli. (HENEINE, 2000).	31
Tabela 3 – Tensão em várias partes do organismo (HENEINE, 2000).....	39
Tabela 4 – Características Básicas dos Pacientes, onde N = número de pacientes (Adaptado de PRINSSEN et al, 2004).....	40
Tabela 5 – Comparação de Mortalidade entre o Reparo Tradicional e o EVAR, onde N = número de pacientes (Adaptado de PRINSSEN et al, 2004).....	47
Tabela 6 – Comparação entre os Reparos Cirúrgico e Endovascular (Adaptado de PRINSSEN et al, 2004).....	48
Tabela 7 – Estudo de endopróteses feito com 686 pacientes (adaptado de JACOBS et al, 2003).	51
Tabela 8 – Comparação entre as patentes	59
Tabela 9 – Matriz Morfológica.....	85
Tabela 10 – Orçamento da Concepção 1.....	122

Lista de Abreviaturas

AAA – Aneurisma de Aorta Abdominal
AAT – Aneurisma de Aorta Torácico
ANVISA – Agência Nacional de Vigilância Sanitária
BIT – Boletim Informativo Tecnológico
EVAR – *Endovascular Aneurysm Repair* (Reparo Endovascular de Aneurisma)
FDA – *Food and Drug Administration*
FEM – Análise de Elementos Finitos
FFPM – Perfluorelastomero
GEPP – Grupo de Engenharia de Produção e Processo
IBGE – Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística
IHM – Interface Homem-Máquina
ISO – *International Organization for Standardization*
LHW – Laboratório de *Hardware*
LVA – Laboratório de Vibração e Acústica
PTFEe – Politetrafluoretileno expandido
PVDF – Polifluoreto de vinilideno
RE – Regime Estacionário
SI – Sistema Internacional de Unidades
SINMETRO – Sistema Nacional de Metrologia, Normalização e Qualidade Industrial
TAC – Tomografia Axial Computadorizada
TCH – Tomografia Computadorizada Helicoidal
UFSC – Universidade Federal de Santa Catarina

Lista de Símbolos

A – Área

d – Densidade do fluido

D – Diâmetro

E_C – Energia Cinética

E_D – Energia Dissipativa

E_G – Energia Posicional (gravitacional)

E_P – Energia Potencial

E_T – Energia total

f – vazão (referente a fluxo)

F – Vazão

g – Gravidade

h – Altura

Hg – Mercúrio

L – Comprimento

m – Massa

P – Pressão

r – Raio

R – Resistência

Re – Número de Reynolds

v – Velocidade

v_c – Velocidade Crítica

V – Volume

η – Viscosidade do meio

μ – Viscosidade dinâmica do fluido

α – Ângulo proximal do pescoço

β – Ângulo da ilíaca

BRASIL, Fabrício Lima. **Desenvolvimento de Uma Nova Concepção de Sistemas de Testes de Fadiga de Endopróteses**. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Programa de Pós Graduação em Engenharia Mecânica. Florianópolis: Universidade Federal de Santa Catarina, 2007.

Resumo

Com o crescente desenvolvimento tecnológico na área da saúde e melhorias na área social, a população brasileira apresentou um aumento de 14,86% em sua expectativa de vida, passando de 62,6 anos em 1980 para 71,9 anos em 2005 segundo o IBGE. Com a elevação da expectativa, cresceram também os problemas relacionados à idade, como o surgimento de aneurismas, que atingem entre 5 e 7% dos homens com mais de 60 anos de idade.

O aneurisma é uma dilatação superior a 50% de um segmento de uma artéria ou de um vaso sangüíneo, cuja evolução é a ruptura e óbito. Como forma de tratamento, existem duas soluções: o reparo tradicional ou aberto, e o reparo endoluminal ou minimamente invasivo. Segundo a literatura atual, o reparo minimamente invasivo apresenta diversas vantagens comparadas ao reparo tradicional. Nele, é usada uma endoprótese feita de uma estrutura metálica chamada de *stent* e coberto com uma película de PTFEe. Segundo as normas existentes atualmente, a endoprótese deve funcionar por um período mínimo de 10 anos. Com o passar dos anos, o *stent* tende a apresentar problemas de fadiga devido ao esforço submetido no mesmo. Isso justifica o teste de fadiga ao qual o material deve ser submetido antes de vendido ao mercado.

Neste contexto, a presente pesquisa apresenta o desenvolvimento de uma nova solução de sistema automatizado de teste de fadiga em comparação às existentes no mercado, previamente patenteadas. Além disto, o trabalho aponta também algumas falhas nas soluções que existem até o momento, que atendem às normas, mas contudo, não simulam bem uma situação real. Como resultado adicional, o trabalho poderá ser usado como subsídio para o desenvolvimento de uma norma de teste nacional, que inexistente até o momento.

Palavras Chave – Aneurisma, Endoprótese, Teste de Fadiga.

BRASIL, Fabrício Lima. **Development of a New Conception of Endoprosthesis Fatigue Tests Systems.** Master Thesis (Master in Mechanical Engineering) – Pos Graduation Program in Mechanical Engineering: Federal University of Santa Catarina, 2006.

Abstract

With the increasing technological development in the health's area and improvements in the social area, the Brazilian population had presented an increase of 14,86% in its life expectancy, passing of 62,6 years in 1980 to 71,9 years in 2005 according to IBGE. With the rise of the expectation, the problems related to age presented also an improvement, as the occurrence of aneurysms, that reach between 5 and 7% of the men with older then 60 years old.

The aneurysm is a superior dilatation bigger than 50% of an artery segment or a sanguine vase, whose evolution is the rupture and death. As treatment solutions, there are: the traditional repair or opened repair, and the endoluminal repair or minimally invasive repair. According to current literature, the minimally invasive repair presents diverse comparative advantages to the traditional repair. In this solution, a endoprosthesis is used, made of a metallic structure called stent and covered with a PTFE film. According to the currently existing norms, the endoprosthesis must work for a minimum period of 10 years. After any years of use, stent tends to present fatigue problems due to the efforts submitted in it. This problem justifies the fatigue test that the material must be submitted before be sold to the market.

In this context, the present research presents the development of a new solution of automatized system of fatigue test in comparison to the existing ones in the market, previously patented. Moreover, the work also points some imperfections in the solutions that exist until this moment, that satisfy the norms, but however, does not simulate with precision a real situation. As additional result, this work could be used as I subsidize for the development of a national norm test, that inexists until the moment.

Key Words – Aneurysm, Endoprsthesis, Fatigue Test.

CAPÍTULO 1

INTRODUÇÃO

Este capítulo apresenta uma contextualização do tema pesquisado, bem como a justificativa, objetivos, abrangência e limitações. Também é apresentada a estrutura organizacional do trabalho, descrevendo brevemente a finalidade e o conteúdo de cada capítulo.

1.1 – CONTEXTUALIZAÇÃO DA PESQUISA

A esperança de vida ao nascer da população cresce em todo o mundo, e no Brasil, não é diferente. Entre os anos de 1980 e 2005 a expectativa de vida do brasileiro experimentou um acréscimo de 9,3 anos, ao passar de 62,6 anos, para os atuais 71,9 anos. Assim, ao longo de 25 anos, a esperança de vida ao nascer no Brasil, incrementou-se anualmente, em média, em 5 meses (IBGE, 2004).

Dentre diversos fatores, a população tem vivido mais devido à melhoria nas condições de higiene e à evolução do atendimento médico.

A partir do início dos anos de 1950, e mais precisamente nas últimas três décadas, observou-se o crescente incremento tecnológico na área da saúde, tanto na sofisticação, complexidade e proliferação de tecnologias, quanto em relação aos equipamentos médico-hospitalares que os estabelecimentos de saúde têm adquirido, na busca de melhorias e qualidade dos serviços prestados à população. No uso intensivo das tecnologias disponíveis, observam-se expressiva preocupação, dispêndios com a segurança e confiabilidade em primeiro plano e, posteriormente, com a manutenção destes (BIT04, 2004).

No final dos anos 60 e início dos anos 70, observou-se um dramático aumento na sofisticação, complexidade e difusão da tecnologia médica em hospitais. Várias instituições governamentais norte-americanas faziam parte da vanguarda do desenvolvimento, inovação e uso destas tecnologias.

O uso intensivo destas tecnologias possibilitou que algumas de suas aplicações relacionadas à tecnologia industrial pudessem ser utilizadas no campo da saúde. Equipamentos foram então copiados de forma grotesca, sub-projetados em relação ao transporte e à portabilidade no ambiente hospitalar.

Naquela época, a segurança hospitalar não foi observada. Grande volume de material foi escrito sobre essa evolução histórica, retratando aspectos relativos à isolação elétrica de segurança, à monitoração da isolação de linhas e aos testes de segurança. Centenas de mortes por ano, através de eletrocussão de pacientes, e casos similares ocorreram. São histórias de horror que viraram lendas (BIT04, 2004).

Segundo Bergamo Filho (2005), o equipamento médico, assim como os equipamentos de modo geral, tiveram nos últimos trinta anos considerável evolução, principalmente pela necessidade de incorporação de tecnologia cada vez mais confiável. Houve deste modo um grande aumento no número de equipamentos, que por sua vez são mais complexos, e com exigências de normas de segurança e desempenho. Ao mesmo tempo, o trabalho na área de saúde está cada vez mais integrado aos equipamentos médico-hospitalares, demandando a necessidade de prevenção de falhas, seus efeitos e conseqüências.

Com isso, para sobreviver, os empresários passaram a se conscientizar da necessidade do investimento em Pesquisa e Desenvolvimento (P&D). “A maioria dos países avançados e dos industrialmente emergentes, conseguiram acelerar ainda mais o processo de aumento de sua competitividade via inovação tecnológica, utilizando pesados investimentos públicos e privados em pesquisa, desenvolvimento e inovação tecnológica” (ANPEI, 2004).

1.2 – PROBLEMÁTICA

Dentre as diversas doenças que podem ocorrer no corpo humano está o aneurisma¹.

Com o envelhecimento da população, cresceram os casos de aneurisma, que é uma doença relativamente comum e ocorre em cerca de 5 a 7 % dos homens a partir dos 60 anos, sendo que a mortalidade por ruptura pode variar entre 50 a 90% (BIASI, 2001). Na população acima dos 80 anos, a incidência de casos pode chegar a 10% (BAPTISTA-SILVA, 2003).

Existem duas formas de tratamento: o tradicional ou aberto, e o reparo endoluminal ou minimamente invasivo, que serão explicados com mais detalhes no tópico 2.2.5 – TRATAMENTOS. No tratamento endoluminal é inserida uma endoprótese através da virilha do paciente, que é disparada através de um cateter no local onde o aneurisma se encontra.

No Brasil, atualmente, não existe nenhuma regulamentação sobre a durabilidade destas endopróteses. Como parâmetros de referência, os fabricantes buscam atender às

¹ O significado das palavras sublinhadas se encontram no Glossário Médico, no final do trabalho.

especificações descritas nas normas da ISO (*International Organization for Standardization*) e da FDA (*Food and Drug Administration*). Ambas as normas afirmam que as endopróteses devem apresentar uma durabilidade mínima de 10 anos.

As endopróteses são constituídas de uma estrutura metálica, chamada de stent, e cobertas com uma película de PTFEe (politetrafluoretileno expandido). As falhas nas endopróteses, geralmente ocorrem com a quebra da estrutura metálica, que por sua vez, rompe o PTFEe e leva o paciente ao óbito por hemorragia interna.

Dependendo da localidade da endoprótese, ela pode ser submetida a esforços de compressão, extensão, flexão e torção, além do esforço de dilatação radial provocado pelos batimento do coração.

Os testes de fadigas de endopróteses realizados atualmente tendem a realizar a maior parte dos esforços de dilatação radial na região central da endoprótese, e na realidade, os esforços são concentrados nas partes proximais e distais, quando inseridas no vaso sanguíneo.

1.3 – OBJETIVOS DO TRABALHO

Os objetivos deste trabalho foram divididos em objetivo geral e objetivos específicos, a fim de facilitar a análise do problema a ser resolvido e sua implementação.

1.3.1 – OBJETIVO GERAL

- Este trabalho tem como objetivo geral o desenvolvimento de uma solução alternativa para ensaios de fadiga de endopróteses, que simule de forma mais precisa o funcionamento em condições reais de uso, diferentemente das soluções atualmente existentes, possibilitando o direcionamento dos esforços aplicados.

1.3.2 – OBJETIVOS ESPECÍFICOS

São objetivos específicos deste trabalho:

- Revisar e compilar a literatura sobre o funcionamento do coração, artéria aorta e aneurismas.
- Revisar e compilar a literatura sobre endopróteses, seus tipos de ensaios e também as empresas que realizam os mesmos.

- Conceber e projetar um aparelho, que realize o ensaio de fadiga e suporte 400 milhões de ciclos; número médio de batimentos cardíacos em um período de 10 anos.
- Atender às normas ISO e FDA.
- Validar o desenvolvimento proposto na forma de estudo de caso e divulgá-lo em artigos e revistas.

1.4 – JUSTIFICATIVA DO TRABALHO

Este trabalho surge da exigência de testar e aprimorar as endopróteses existentes, para que estas, antes de serem lançadas no mercado, possam ter uma garantia de funcionamento satisfatório durante um intervalo pré-estabelecido, assegurando assim, uma maior sobre-vida aos pacientes.

1.5 – CARACTERIZAÇÃO DA PESQUISA

Segundo a classificação das pesquisas, existe uma grande diferença com relação às terminologias empregadas pelos autores, pois cada um faz uso de metodologia própria.

Rey (1993) classifica as pesquisas em dois tipos: pesquisa observacional e pesquisa experimental. Segundo Gil (2002) o critério mais usual para classificação das pesquisas é de acordo com seus objetivos gerais, e segundo este, as pesquisas podem ser classificadas em exploratórias, descritivas e explicativas. De acordo com Yin (2001) as pesquisas podem ser: exploratórias, descritivas ou explanatórias. De acordo com Ruiz (1989), as pesquisas podem ser classificadas em exploratórias, teóricas ou aplicadas. E, ainda, segundo Oliveira (1997), existem doze diferentes tipos de pesquisa.

Mesmo com a divergência de terminologias empregadas para classificar as pesquisas, percebe-se que estas possuem os mesmos fundamentos. Adotando a terminologia empregada por Gil (2002), a presente pesquisa pode ser classificada como uma pesquisa explicativa. As pesquisas explicativas têm como preocupação central identificar os fatores que determinam ou que contribuem para a ocorrência dos fenômenos. Este é o tipo de pesquisa que mais aprofunda o conhecimento da realidade, porque explica a razão, o porquê das coisas (GIL, 2002). Uma pesquisa explicativa pode ser a continuação de outra descritiva, posto que a identificação dos fatores que determinam um fenômeno exige que esteja suficientemente descrito e detalhado.

Baseado nesta definição de pesquisa, a busca dos fatores de deformação e quebra das endopróteses obteve bastante relevância, além da busca de material especializado sobre o assunto.

Utilizando este método de pesquisa, se faz necessária aplicação do conhecimento científico, assim descrito por Rey (1993):

Distingue-se o conhecimento científico por ter origem na observação minuciosa e objetiva dos fatos, de modo a permitir uma compreensão de sua natureza e de suas causas, sem que as interpretações do observado sejam influenciadas pelos desejos ou preconceitos do observador. Busca-se, mais do que tudo, conhecer as relações existentes entre os fatos e os fenômenos observados, isto é, suas leis.

A observação pura e simples da natureza geralmente não é suficiente para que se possam apreciar aquelas relações, ou comprovar a exatidão do que foi visto ou medido. Daí o recurso à experimentação, que permite restringir o campo de observação e selecionar umas poucas variáveis, cuja influencia sobre determinado fenômeno desejamos estudar.

A experimentação também concorre para que se possa testar a correção das conclusões a que se chegou através da observação, da generalização ou da indução de conceitos ou leis com base no que foi visto ou experimentado.

O conhecimento científico apóia-se no raciocínio lógico, para deduzir outras informações ou alcançar novas aplicações a partir de leis ou conceitos gerais. E baseia-se no método indutivo para chegar àquelas generalizações ou hipóteses que permitirão programar novos ensaios e experimentos.

1.6 – QUESTÕES ORIENTATIVAS DA PESQUISA

Seguindo a caracterização da presente pesquisa e, considerando que o tema da mesma busca o desenvolvimento de uma nova concepção de sistemas de teste de fadiga de endopróteses, o trabalho foi guiado pelas questões orientativas de pesquisa, como descrito abaixo:

- Que metodologia de projeto de desenvolvimento de produtos deve ser empregada para esta pesquisa?
- As soluções existentes no mercado relacionadas a testes de fadiga de endopróteses simulam condições reais de uso?
- Qual a viabilidade técnica das soluções propostas?
- De que forma o trabalho pode ser melhorado no presente momento e quais as possíveis evoluções no protótipo?

1.7 – ABRANGÊNCIA E LIMITAÇÕES DO TRABALHO

A presente pesquisa delimita-se a empresas da área médica, que fabricam produtos – no caso, endopróteses – e os entregam de forma indireta para os usuários finais, isto é, não interagem diretamente com os consumidores no final da cadeia de valor. Essas empresas possuem boas especificações dos produtos, pois os mesmos são entregues aos pacientes com intermediação de uma outra entidade, no caso, hospitais. Os hospitais recebem os produtos validados pela ANVISA – Agência Nacional de Vigilância Sanitária – que dentre outras atribuições, tem de:

- Exigir, mediante regulamentação específica, o credenciamento ou a certificação de conformidade no âmbito do Sistema Nacional de Metrologia, Normalização e Qualidade Industrial - SINMETRO, de instituições, produtos e serviços sob regime de vigilância sanitária, segundo sua classe de risco;
- Interditar, como medida de vigilância sanitária, os locais de fabricação, controle, importação, armazenamento, distribuição e venda de produtos e de prestação de serviços relativos à saúde, em caso de violação da legislação pertinente ou de risco iminente à saúde;
- Agir na regulamentação, o controle e a fiscalização de produtos e serviços que envolvam risco à saúde pública.

Existe estrutura de fiscalização, mas não existe uma regulamentação nacional específica que diz respeito à fabricação de endopróteses, estando este trabalho, então, orientado pelas normas Internacionais ISO e FDA.

A sistemática é direcionada aos Pesquisadores, Engenheiros, Técnicos e Médicos, pois estes são os tomadores de decisão com relação à implementação de novos processos de fabricação de endopróteses.

A sistemática pode ser mais bem aproveitada por setores econômicos com deficiências competitivas, pois esses já sentem o impacto de não inovarem em seus produtos, e estariam mais abertos e receptivos a alternativas de aperfeiçoar o processo de desenvolvimento (LEONEL, 2006).

1.8 – ESTRUTURA DO TRABALHO

Devido à possível heterogeneidade dos leitores aos quais se dirige este trabalho, será apresentada também uma revisão de conceitos básicos pertinentes a área médica e de engenharia, nos capítulos 2 e 3.

Este trabalho está estruturado em 6 capítulos, cujos conteúdos que os compõem estão sucintamente descritos abaixo.

O capítulo 2 apresenta uma revisão bibliográfica, que engloba basicamente o sistema circulatório, aneurisma, tratamento, comparação entre os tratamentos existentes, endoprótese, normas de testes, as soluções existentes para os testes nos dias atuais, patentes e as empresas que aplicam os testes.

No capítulo 3 é descrita a fundamentação metodológica adotada ao longo do trabalho, com suas ferramentas e aplicações.

O capítulo 4 descreve a busca e análise das soluções, além do orçamento para a construção do protótipo e o desenvolvimento de uma solução alternativa, frente as patenteadas e/ou adotadas pelas empresas.

No capítulo 5 é apresentado o protótipo, seu funcionamento e a busca de uma alternativa para o líquido que emule o sangue nos testes.

O capítulo 6 mostra as conclusões e recomendações de trabalhos futuros para pesquisas afins.

Por fim, são apresentadas as referências bibliográficas citadas no decorrer do trabalho, a bibliografia usada e os anexos.

CAPÍTULO 2

REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Neste capítulo é feita uma revisão sobre o sistema circulatório, com objetivo de uniformizar a terminologia e permitir à área técnica um melhor entendimento do sistema, além de extrair informações relevantes para a aplicação de próteses e especialmente para especificações de testes.

2.1 – O SISTEMA CIRCULATÓRIO

A circulação do sangue sempre intrigou o homem. Nos escritos mais antigos encontram-se referências ao coração, muitas delas fruto apenas da imaginação, sem qualquer relação com as características anatômicas e as funções do sistema cardiovascular (PORTO, 2007). Hipócrates (c. 460-370 a.C.), sempre citado quando se buscam as raízes da ciência médica, já que foi ele quem se despiu de seus aspectos mágicos e sobrenaturais, sabia pouco sobre o funcionamento do sistema circulatório, embora reconhecesse que o pulso dependia do coração (GARRISON, 1966). Mas coube ao médico veneziano, Santorio (1561-1636), a primeira tentativa de registrar o pulso. Para tanto, inventou o *pulsiologium*, aparelho que servia para medir a frequência e a variação do pulso. A invenção deste aparelho também foi atribuída a Galileu Galilei, mas foi Santorio que lhe deu aplicação clínica (METTLER, 1947).

De forma resumida, o Sistema Circulatório tem como função principal distribuir moléculas de oxigênio e nutrientes para o organismo. É um comunicador de Energia e Matéria entre os diversos compartimentos biológicos, realizando um leva-e-traz contínuo de metabólitos diversos, um exercer ininterrupto de energia potencial e cinética sobre as partes do organismo. O conjunto que realiza essas funções se compõe de (HENEINE, 2000):

- Coração, uma bomba pouco aspirante e muito premente².
- Os Vasos Sanguíneos, que formam uma rede contínua, unida pelo coração.
- O Sangue, um fluido parte células, parte líquido.
- Um Sistema de Controle, autônomo, mas ligado ao sistema nervoso central. Este último, não será analisado neste trabalho.

² Que faz pressão; que comprime (FERREIRA, 1999).

Os parâmetros Energia Potencial, Energia Cinética, Energia Gravitacional, Atrito, Pressão, Viscosidade, além de fatores geométricos, desempenham papel importante na Mecânica Circulatória. A explicação dos fenômenos que ocorrem é puramente física.

A Circulação sanguínea é um sistema fechado, com volume circulatório em regime estacionário (HENEINE, 2000). Isto significa que o sangue está contido em um sistema de bomba hidráulica e vasos condutores sem vazamento (fechado), e o que entra em um lado é igual ao que sai do outro (estado estacionário) (CUNHA, 2003).

Basicamente, pode ser dividida em duas: a Pequena Circulação, que é responsável em levar o sangue ao pulmão e a Grande Circulação, que é responsável em levar o sangue ao corpo humano. Cerca de $\frac{1}{4}$ do sangue está na pequena circulação, e $\frac{3}{4}$ na grande.

2.1.1 – O CORAÇÃO COMO UMA BOMBA

O coração é o órgão central da circulação. É um músculo oco cuja função é bombear o sangue proveniente das veias e lançá-los nas artérias.

O coração, mostrado na Figura 1, apresenta, na realidade, duas bombas distintas: o coração direito, que bombeia sangue para os pulmões, e o coração esquerdo, que bombeia sangue para os órgãos periféricos.

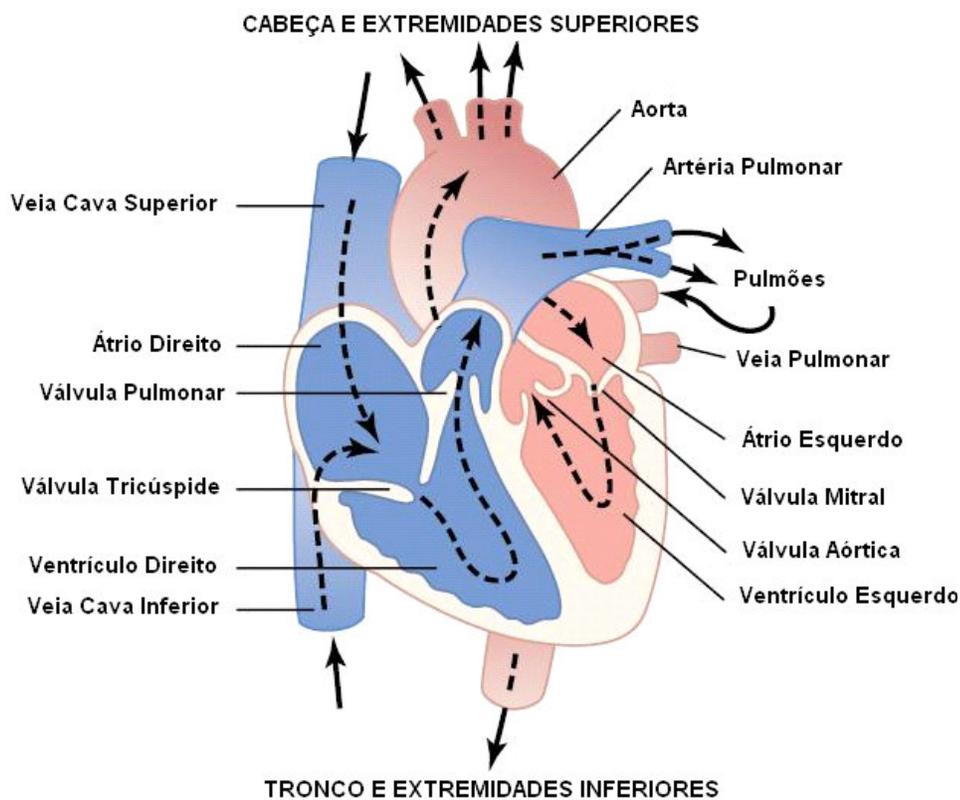


Figura 1 – Estrutura e curso do fluxo sanguíneo pelas câmaras cardíacas (GUYTON & HALL, 2006).

Cada uma dessas bombas pulsáteis apresenta duas câmaras, composta por átrio e ventrículo. O ventrículo fornece a força principal que propela o sangue para a circulação pulmonar pelo ventrículo direito, ou para a circulação periférica, pelo ventrículo esquerdo. O átrio, por sua vez, funciona, principalmente como fraca bomba de escorva³ para o ventrículo, ajudando movimentar o sangue para o ventrículo. (GUYTON & HALL, 2006).

O ciclo cardíaco consiste de um período de relaxamento, chamado de diástole, durante o qual o coração se enche com sangue, seguido de um período de contração chamado de sístole, em que expela o sangue. A Figura 2 mostra o volume ventricular, bem como a pressão aórtica.

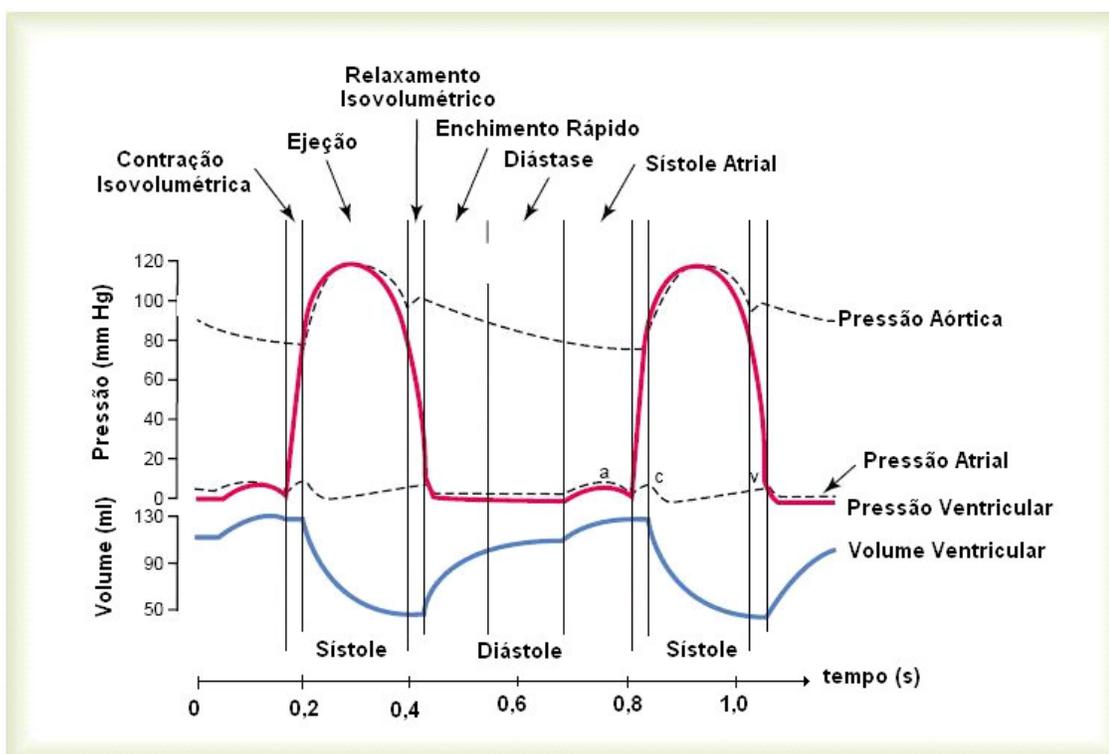


Figura 2 – Evento do ciclo cardíaco na função ventricular esquerda, mostrando as alterações da pressão⁴ atrial esquerda, da pressão ventricular esquerda e da pressão aórtica. (adaptada de GUYTON & HALL, 2006).

³ “O sangue normalmente flui de forma contínua das grandes veias para os átrios; cerca de 75 % do sangue fluem diretamente dos átrios para os ventrículos, antes mesmo da contração atrial. Então, a contração atrial causa enchimento adicional de 25 %. Portanto, os átrios, simplesmente, funcionam como bombas auxiliares, que aumentam a eficiência do bombeamento ventricular por até 25%” (GUYTON, 2006).

⁴ Nota: 1 mm Hg = 0.0013333 bar (N/m²x10⁵) (Augustoni, 2005).

Para uma pessoa normal e em repouso, a frequência cardíaca é de 72 batimentos/min, e o período de contração é de cerca de 40% do ciclo total. Com frequência cardíaca três vezes maior que a normal, esse período é de cerca de 65% do ciclo total, o que significa que o coração, contraindo com uma frequência muito alta, algumas vezes não permanece relaxado por tempo suficiente para permitir o enchimento completo das câmaras cardíacas antes da contração seguinte (GUYTON & HALL, 2006).

Como foi dito anteriormente, a contração atrial, normalmente, causa enchimento adicional dos ventrículos de 25%. Entretanto, o coração pode continuar a operar na maioria das condições sem esse adicional de 25% porque, normalmente, tem a capacidade de bombear 300 a 400% mais de sangue do que é necessário para o corpo (GUYTON & HALL, 2006).

Quando a pressão ventricular⁵ esquerda aumenta até pouco acima de 80 mm Hg (e a pressão ventricular direita pouco acima de 8 mm Hg), as pressões ventriculares forçam a abertura das válvulas semilunares. Imediatamente, o sangue começa a sair dos ventrículos, com cerca de 70% do esvaziamento ocorrendo durante o primeiro terço do período de ejeção.

Durante a diástole, o enchimento ventricular aumenta, normalmente, o volume de cada ventrículo para cerca de 110 a 120 ml. À medida que os ventrículos esvaziam durante a sístole, o volume diminui de cerca de 70 ml, o que é chamado de débito sistólico. O volume restante em cada ventrículo, de cerca de 40 a 50 ml, é chamado de volume sistólico final. A fração do volume diastólico final que é ejetada é chamada fração de ejeção – normalmente igual à cerca de 60%.

Após a válvula aórtica ter-se fechado, a pressão aórtica diminui lentamente durante a diástole, porque o sangue armazenado nas artérias flui de maneira contínua pelos vasos periféricos, de volta para as veias. Antes que o ventrículo contraia-se novamente, a pressão aórtica normalmente cai para cerca de 80 mm Hg (pressão diastólica), que é cerca de dois terços da pressão máxima de 120 mm Hg (pressão sistólica), que ocorre na aorta durante a contração ventricular, conforme mostrado na Figura 2.

Em caso de parada do coração, a pressão nas artérias, cai até chegar a um valor final residual de 10 mm Hg (CUNHA, 2003), causado pela pressão dos órgãos nos vasos sanguíneos.

⁵ Não confundir esses dados com os Valores Normais de Pressão Arterial (descrito abaixo). “Para impulsionar o sangue, o coração imprime uma força, que é equivalente à pressão de 120 milímetros de mercúrio (mm Hg). Para trazê-lo de volta esta força equivale à aproximadamente a pressão de 80 (mm Hg). Usando estes dados como parâmetros consideramos 120 por 80 mm Hg como pressão arterial normal, ou simplificamos dizendo: 12 x 8 (leia-se: doze por oito)” (RUIZ, 2001).

2.1.2 – EQUACIONAMENTO DA CIRCULAÇÃO SANGÜÍNEA

Para facilitar o equacionamento, neste trabalho, a artéria será considerada como um duto rígido.

Como afirmação do item 2.1, a circulação sanguínea é um sistema fechado, com volume circulatório em regime estacionário (RE). Para uma melhor apreciação desta frase, tem-se a seguinte análise, correspondente à Figura 3.

1 – Estado ou Regime Estacionário – Nos três segmentos do tubo, A1, A2 e A3, o volume de fluido que entra é igual ao volume de fluido que sai:

$$\text{Volume que Entra} = \text{Volume que Sai} \quad (2.1)$$

2 – Equacionamento da Vazão – O volume de líquido que passa é o mesmo nos três segmentos. A vazão total é igual a cada vazão parcial (neste trabalho, a vazão será chamada de “F”, de “fluxo”):

$$F = f_1 = f_2 = f_3 \quad (2.2)$$

3 – Equacionamento da Velocidade – A velocidade de circulação diminui à medida que o diâmetro aumenta, isto é, a Energia Cinética diminui:

$$v_1 > v_2 > v_3 \quad (2.3)$$

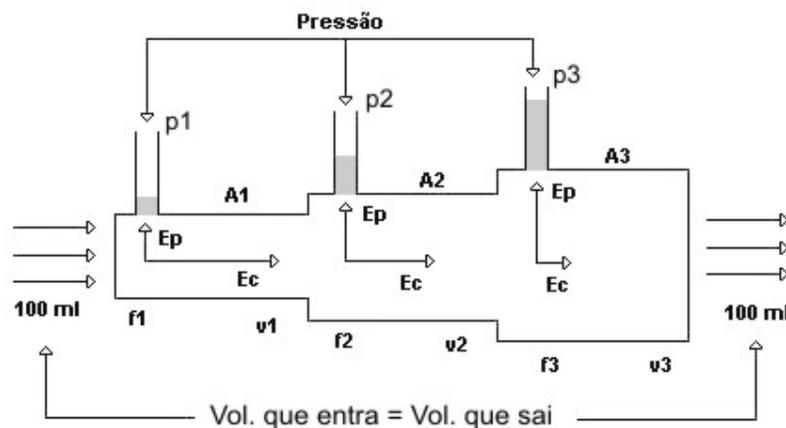


Figura 3 – Regime Estacionário. E_p – Energia Potencial, relacionada à pressão; E_c – Energia Cinética, relacionada à velocidade; f – Vazão (volume movimentado pelo tempo); v – Velocidade Linear do fluido; A – Áreas das Secções. (Adaptado de HENEINE, 2000).

A pressão lateral aumenta, porque a soma $E_P + E_C$ é aproximadamente constante, e a Energia Potencial (E_P) cresce às custas da Energia Cinética (E_C). Na realidade, parte da E_C é dissipada por atrito, e a E_P não aumenta tanto como mostrado, mas tem-se que:

$$E_{P1} < E_{P2} < E_{P3} \quad (2.4)$$

A equação da vazão é a mesma como em qualquer outro duto rígido:

$$F = v \times A \quad (2.5)$$

Isto é, a vazão é igual ao produto da velocidade de circulação pela área de seção reta do duto, como mostra a simples análise dimensional:

$$\text{vazão} = \text{velocidade} \times \text{área de seção reta} = (\text{m} \cdot \text{s}^{-1}) \times (\text{m}^2) = \text{m}^3 \cdot \text{s}^{-1} \quad (2.6)$$

onde se obtém volume em função do tempo, isto é, vazão.

No caso do regime estacionário:

$$f = f_1 = f_2 = f_3 \dots \quad (2.7)$$

Generalizando e substituindo o valor de f :

$$f = v_1 A_1 = v_2 A_2 = v_3 A_3 = \dots = v_n A_n \quad (2.8)$$

Isto é, a vazão se mantém constante independentemente do segmento considerado. Variam apenas a área da sessão reta e a velocidade.

Como a área dos segmentos vasculares do sistema circulatório é bastante variável, e a vazão, como demonstrado matematicamente, é constante, a velocidade de circulação varia de acordo com essas vazões, e segue a lei geral de vazão em regime estacionário. Essa constância da vazão, e a variação da velocidade são aparentes quando se comparam três setores fundamentais do sistema circulatório: a artéria aorta, os capilares e a veia cava. A Tabela 1 mostra os dados relativos a esses três segmentos.

Tabela 1 – Parâmetros Circulatorios da Aorta, Capilares e Cava. Valores Médios e Aproximados (HENEINE, 2000).

	Aorta	Capilares	Cava
Diâmetro	2,0 cm	8 μ m	2,4 cm
Número	1	2 bilhões	1
Área	3,0 cm ²	2.200 cm ²	4,5 cm ²
Velocidade	28 cm.s ⁻¹	0,04 cm.s ⁻¹	19 cm.s ⁻¹
Vazão	84 ml.s ⁻¹	88 ml.s ⁻¹	86 ml.s ⁻¹

2.1.3 – ESTUDO DA ENERGIA DE FLUXOS EM REGIME ESTACIONÁRIO

Em um sistema flúídico, o líquido que se movimenta em dutos (Figura 4), resultado do trabalho realizado por uma bomba hidráulica, a energia total (E_T) do fluido é dada por 4 termos, que compõem a equação de Bernoulli (HENEINE, 2000).

$$E_T = E_P + E_C + E_D + E_G \quad (2.9)$$

onde, E_T é a energia total, E_P é a energia potencial (efeito de pressão lateral), E_C é a energia cinética E_D é a energia dissipativa (atrito), e E_G é a energia posicional devida a ação do campo gravitacional. A representação vetorial dessas energias está na Figura 4.

Com a finalidade de se buscar uma padronização dos termos técnicos de engenharia e medicina, neste trabalho os vasos sanguíneos foram considerados como dutos para o estudo das energias exercidas nos vasos.

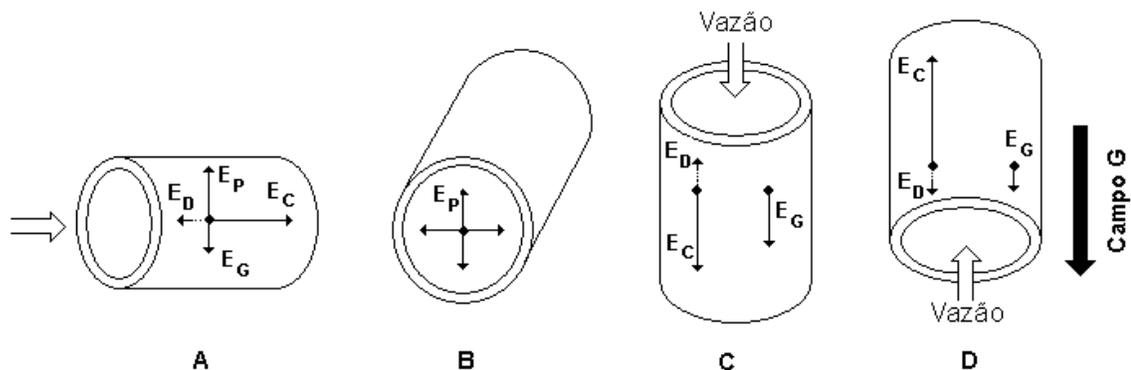


Figura 4 – Energia da Circulação. A – Vetores em um duto horizontal. B – O vetor E_P é aplicado radialmente. C – Vetor E_G a favor da E_C . D – Vetor E_G contra E_C . Notar que E_C e E_D sempre são opostos. Esses termos são bem demonstrados na Tabela 2. (Adaptado de HENEINE, 2000).

Tabela 2 – Parâmetros da Equação de Bernoulli. (HENEINE, 2000).

Termo	Significado	Fórmula	Origem
E_P	En. Potencial (Pressão)	P.V	Coração
E_C	En. Cinética (Velocidade)	$\frac{1}{2} mv^2$	Coração
E_D	En. Dissipada (Atrito)	$\mu c.L.64/Re$	Atrito
E_G	En. Posicional (Altura)	d.g.h	Campo G

A relação entre energia da vazão e pressão lateral pode ser assim expressada: O componente E_G será desprezado nesse caso, por não alterar o resultado. A equação da vazão fica:

$$E_T = E_P + E_C + E_D = \text{Constante} \quad (2.10)$$

onde a soma das energias é constante. Em um vaso, onde ramos laterais conduzem sangue para os tecidos, a relação dos parâmetros mostra que:

- A energia cinética, E_C representa a velocidade do fluido, e não pode diminuir no regime estacionário.

- Parte da energia cinética é convertida em calor para vencer a E_D , energia de dissipação do atrito, e é compensada às custas da E_P , a energia potencial, que causa a pressão lateral.

Assim, a pressão cai ao longo do vaso. É por este motivo que artérias laterais distais (mais distantes do coração) possuem menor pressão de irrigação que artérias laterais proximais (mais próximas do coração).

2.1.4. – GRADIENTE DE QUEDA DA E_P EM ANEURISMAS

A pressão lateral do sangue sofre variação devido à presença de anomalias da vazão, como a estenose e o aneurisma.

A estenose é um estreitamento da luz do vaso, o aneurisma, que será visto mais detalhadamente (item 2.2 – O ANEURISMA), é uma dilatação. Uma boa representação do que ocorre com a pressão lateral pode ser mais bem entendida com a Figura 5, que representa esses dois casos.

Observando a Figura 5, nota-se que, com o consumo da E_C e sua reposição pela E_P , esta vai caindo, como esperado, nos segmentos normais.

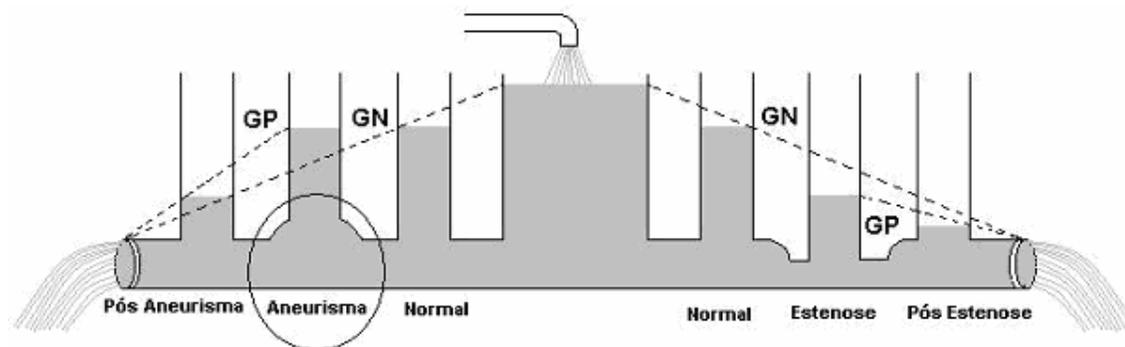


Figura 5 – Anomalias do Fluxo. GN – Gradiente Normal de Pressão. GP – Gradiente Patológico de Pressão. (Adaptado de HENEINE, 2000).

Na região do aneurisma, circulada na figura, a velocidade é menor, o que acarreta um aumento da E_p . Esse aumento estabelece um círculo vicioso, porque, por sua vez, tende a aumentar a pressão lateral, e com isso, a dilatação do aneurisma (HENEINE, 2000). Esses dados explicam a maior frequência de infarto nas regiões onde há artérias esclerosadas.

Para comparação, na região onde se localiza a estenose, o sangue circula com uma velocidade maior, e a E_p cai além do gradiente normal. Após a estenose, a velocidade é normal e a pressão, menor. Isso ocorre porque a E_c foi gasta para vencer a estenose, e esse gasto se repõe com a E_p .

2.1.5 – ESCOAMENTO LAMINAR E TURBULENTO

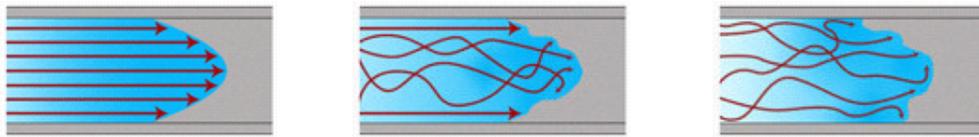
A viscosidade é o termo freqüentemente conhecido que descreve as propriedades de escoamento de um fluido, ou seja, o atrito entre as camadas internas dentro do próprio fluido que impõe resistência ao deslocamento.

A reologia (reos, corrente) é a ciência que estuda o escoamento e deformação da matéria; ou seja, a reologia é o estudo do comportamento de fluidez.

Os componentes (dutos, reservatórios...) dos fluidos podem apresentar diferentes formas geométricas, características diversas de ligação, tamanhos variados, que lhe conferem comportamentos distintos, como o escoamento laminar e o escoamento turbulento.

O escoamento laminar é caracterizado por possuir boa ordenação do movimento macroscópico das camadas (ou lâminas) de fluido (LINSINGEN, 2001), a Entropia⁶ é adequada ao processo, não havendo desperdício da Energia Cinética (E_c), e a vazão é proporcional à velocidade linear do fluido. No escoamento turbulento⁷, a Entropia é exagerada, porque parte da E_c é gasta em vencer o atrito interno maior, causado pelo choque de partículas de fluidos em movimento turbulento, e a velocidade linear resultante do fluido é menor (HENEINE, 2000). O comportamento do fluido pode ser observado na Figura 6.

É possível a transição de um regime para o outro com a variação da velocidade de escoamento. Abaixo dessa velocidade, o fluxo é laminar, acima é turbulento, conforme Figura 7.



a – Escoamento Laminar b – Escoamento Transitório c – Escoamento Turbulento

Figura 6 – Diferentes tipos de Escoamentos (ALICAT CIENTIFICO, 2007).

A velocidade limite entre os escoamentos Laminar e Turbulento é denominada Velocidade Crítica (v_c).

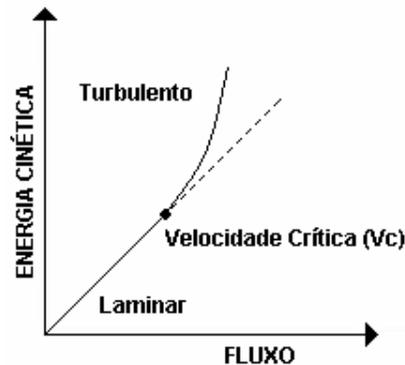


Figura 7 – Gráfico de Energia Cinética x Fluxo. (Adaptado de HENEINE, 2000).

⁶ Entropia: Medida quantitativa do grau de desordem de um sistema físico. De acordo com a segunda lei da termodinâmica, a entropia de um sistema isolado não pode decrescer (DICIONÁRIO DE FÍSICA, 2007).

⁷ Na medicina, a palavra escoamento é conhecida por “fluxo” e a palavra turbulento é chamada de “turbilhonar”. Neste trabalho preferiu-se adotar a terminologia utilizada na engenharia.

O limite entre o escoamento laminar e o turbulento pode ser calculado através do número de Reynolds, que é um valor adimensional. Este número, é cerca de 2.000 no SI em dutos retilíneos, para diversos fluidos, incluindo o sangue (HENEINE, 2000).

Entre 2.000 e 4.000 há uma zona crítica onde não se pode determinar a perda de carga com muita segurança⁸ (NETO, 1998).

O número de Reynolds (Re) é dado pela relação:

$$Re = \frac{V_c \cdot d \cdot r}{\eta} \quad (2.11)$$

onde v_c é a velocidade crítica, d é a densidade do fluido, r o raio condutor, e η é a viscosidade do meio. Essa relação permite o calculo da velocidade crítica V_c , abaixo da qual o fluxo é laminar, e acima é turbulento.

Para a aorta, a v_c pode ser assim calculada:

$$d = 1.06 \times 10^3 \text{ kg.m}^{-3}, r = 1,25 \times 10^{-2} \text{ m e } \eta = 2,8 \times 10^{-3} \text{ Pa.s}$$

$$V_c = \frac{Re \cdot \eta}{d \cdot r} = \frac{2 \times 10^3 \times 2,8 \times 10^{-3}}{1,06 \times 10^3 \times 1,25 \times 10^{-2}} = 42 \text{ m.s}^{-1} \text{ ou } 42 \text{ cm.s}^{-1} \quad (2.12)$$

Medidas rigorosas indicam que a velocidade do sangue na aorta, em casos normais, em repouso, está entre 25 a 37 cm.s^{-1} . Sendo, portanto, um fluxo laminar.

Nos aneurismas, o jato de sangue que é lançado, ou que sai dele, pode provocar turbulência com ruído associado. Essa turbulência é localizada na entrada e saída do aneurisma, pois na região dilatada, a velocidade é menor (HENEINE, 2000), conforme Figura 8.

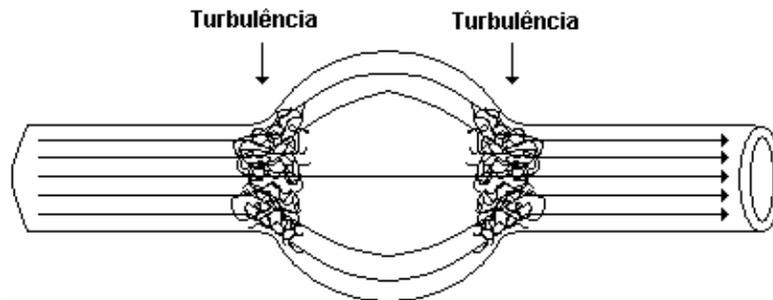


Figura 8 – Fluxo Turbulento em Aneurismas (Adaptado de HENEINE, 2000).

⁸ Embora já se tenha observado, em condições de laboratório, regime laminar com valores de Reynolds superiores a 40.000, o escoamento é sempre turbulento para Reynolds superior a 4.000 em dutos.

A equação da vazão de um fluido pode ser calculada segundo o médico francês Jean Louis Marie Poiseuille, que a deduziu empiricamente. Sua comprovação teórica é rigorosa, e essa equação se aplica não apenas ao sangue e vasos da circulação, bem como em outros fluidos e dutos. A equação é a seguinte:

$$F = \frac{\pi \cdot \Delta P \cdot r^4}{8 \cdot \Delta L \cdot \eta} \quad (2.13)$$

onde F é o fluxo (ou vazão escoada), ΔP é a diferença de pressão, r é o raio do duto, elevado à 4ª potência, ΔL é o comprimento do tubo, e η é a viscosidade, π e 8 são constantes de homogeneização.

Analisando as variáveis da equação, tem-se:

a - Pressão: “O sentido de deslocamento sanguíneo se faz sempre de pontos onde há maior pressão para aquele sob menor pressão”. A diferença de pressão entre dois pontos condiciona a vazão. Se o sistema necessita de mais vazão, esse aumento pode ser obtido pelo aumento da pressão. Esse fator explica também as falhas circulatórias decorrentes de pressão insuficiente: quando P abaixa, a vazão diminui. Essa situação ocorre em vários casos fisiopatológicos, como choque circulatório, como no infarto, ou na falta de condução do impulso contrátil pelos feixes atrioventriculares (LEÃO, 1982).

b – Raio do Duto: Esse é um dos fatores mecânicos mais importantes para o controle da vazão na circulação. Como o raio está elevado à 4ª potência, uma diminuta variação do seu comprimento, corresponde a uma grande variação na vazão.

c – Comprimento do Duto: Num sistema com circulação aberta e submetida às mesmas condições, a vazão é inversamente proporcional ao comprimento, como diz a lei de Poiseuille. Entretanto, isso não pode acontecer no sistema circulatório, que é fechado, e em regime estacionário (HENEINE, 2000).

A lei de Poiseuille é válida somente para o escoamento laminar. Quando o escoamento se torna turbulento, outras variáveis intervêm, sendo necessário aplicar as correções adequadas.

A resistência periférica (também conhecida por perda de carga, na fluídica), é um outro parâmetro físico de importância na circulação sanguínea. Por analogia com a lei de Ohm, define-se como resistência periférica: resistência (R) é igual a Pressão (p(t)) dividida pela vazão (f(t)). Segundo esta fórmula, chega-se ao resultado que, na hipertensão, valores de R podem ocasionar um trabalho 2,4 vezes maior para circular o mesmo volume de sangue do que em condições normais (HENEINE, 2000).

2.1.6 – A AORTA

A aorta é o ponto de início da grande circulação. É dela que se destacam vários ramos que levam o sangue a várias regiões do organismo, conforme Figura 9, que mostra também suas subdivisões.

Devido ao fato de que o mesmo volume de sangue deve fluir, através de cada segmento da circulação, a cada minuto, a velocidade da vazão sanguínea é inversamente proporcional à área da secção transversal do vaso. Dessa forma, em condições de repouso, a velocidade do sangue atinge a média de 33 cm/s na aorta (GUYTON & HALL, 2006).

O coração bombeia 0,1 L/min/kg de pessoa (SRÁMEK et al, 1995).

Ex.: uma pessoa de 55 kilos bombeia aproximadamente 5,5 L/min.

Durante exercícios físicos intensos, o coração pode ser exigido a bombear de quatro a sete vezes esse volume (GUYTON & HALL, 2006).

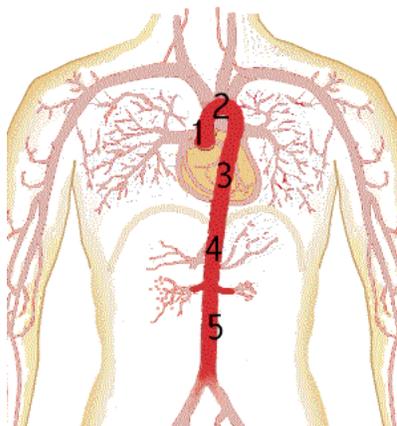


Figura 9 – Subdivisão da Aorta, onde: 1 - aorta ascendente; 2 - arco aórtico; 3 - aorta descendente; 4 - aorta abdominal; e 5 – aorta abdominal infra-renal (PUECH-LEÃO, 2001).

A estimulação simpática⁹ intensa pode aumentar a frequência cardíaca, nos adultos jovens, de 70 batimentos/min para 180 a 200 e, raramente, até 250 batimentos/min.

A pressão sistólica na aorta é de cerca de 120 mm Hg, e no seu ponto mais baixo, chamado de pressão diastólica, é de cerca de 80 mm Hg. A diferença entre essas duas pressões, de cerca de 40 mm Hg, é chamada de pressão de pulso (GUYTON & HALL, 2006). Este dado é importante porque algumas vezes, a pressão de pulso chega a aumentar

⁹ A estimulação simpática faz aumentar tanto a contratilidade do coração quanto a frequência cardíaca, bem como sua taxa metabólica. Por sua vez a maior atividade do coração gera mecanismos reguladores do fluxo sanguíneo local para dilatar os vasos coronarianos, com o fluxo sanguíneo aumentado em proporção aproximada com as necessidades metabólicas do músculo cardíaco. (MACHADO, 2004).

até quase o dobro do normal, na velhice (conforme Figura 10), porque as artérias ficam endurecidas devido à arteriosclerose e, portanto, tornam-se relativamente não compliantes¹⁰.

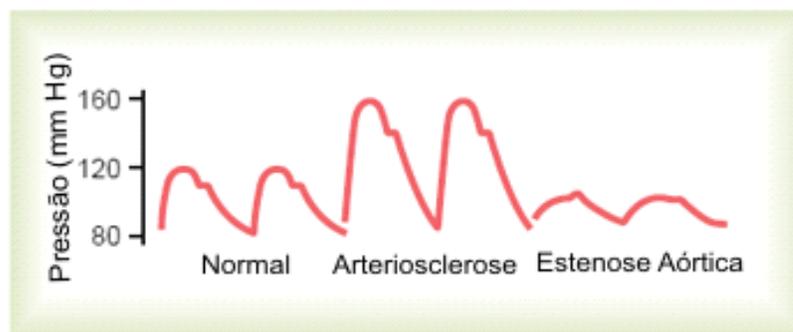


Figura 10 – Traçado dos perfis de pressão aórtica na arteriosclerose e estenose aórtica, (adaptado de GUYTON & HALL, 2006).

Este é um dos dados técnicos mais importantes para serem considerados nos testes de fadiga de endopróteses, porque a maioria dos pacientes que se submetem a um implante de endoprótese, devido à ocorrência de aneurisma, já são considerados idosos e, podem apresentar uma variação de pressão aórtica entre 80 e 160 mm Hg, conforme Figura 10, embora os testes de fadiga das próteses sejam executados com pressão normal, variando entre 80 e 120 mm Hg.

2.2 – O ANEURISMA

A palavra Aneurisma vem do grego (*aneúrýsma* - dilatação) (LIMA, 2005). Trata-se de um tumor causado pela dilatação de um segmento de uma artéria ou de um vaso sanguíneo. Devido à forte vazão da corrente de sangue, a camada expande a parede da aorta, causando a dilatação progressiva da mesma (BIASI, 2001), conforme Figura 11.

Uma outra aceção, sugerida pela Comissão de Padronização dos Aneurismas Arteriais da Sociedade de Cirurgia Vascular da América do Norte e da Sociedade Internacional de Cirurgia Cardiovascular, é que o aneurisma arterial é definido como sendo uma dilatação permanente e localizada de, no mínimo, uma vez e meia o seu diâmetro em relação à medida considerada normal para o segmento em questão. Esta normalização possibilitou a comparação e interpretação de resultados da literatura (JOHNSTON et al, 1991).

¹⁰ Compliante, refere-se à elasticidade.

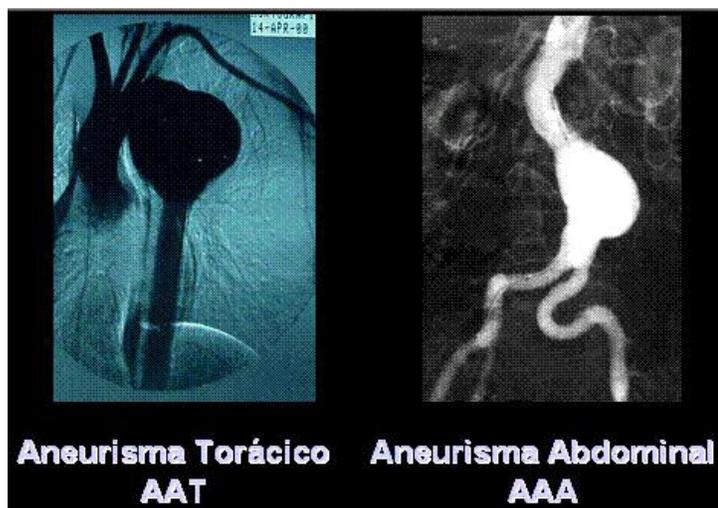


Figura 11 – Aneurismas Torácico e Abdominal (NANO, 2005).

Uma vez iniciada a dilatação, as modificações nas dimensões da aorta interferem na evolução do aneurisma. A Lei de Laplace afirma que a pressão sobre a parede de um cilindro é diretamente proporcional à pressão interna e ao seu raio, e inversamente proporcional à espessura de sua parede. Haveria, então, agressão progressiva à parede do vaso dilatado até a sua ruptura. No entanto, quando a aorta se dilata, ela deixa de ser cilíndrica e torna-se esférica. A agressão parietal se reduz, pois na esfera a pressão sobre a parede se reduz pela metade, levando, inclusive, a um retardo no ritmo da dilatação. Como o processo é crônico e se estende por anos, a solitação de distensões das fibras é lenta e gradual (ORRA, 2005).

Leão (1982) relata que o biólogo confunde freqüentemente as grandezas físicas pressão e tensão. Pressão é diretamente proporcional a força e inversamente proporcional a área e, a tensão é diretamente proporcional a força e inversamente proporcional ao raio. Quanto maior é a área, menor é a pressão, quanto maior é o raio, menor é a tensão. A tensão é mantida por fibras musculares (coração), ou elásticas (vasos em geral).

Nos aneurismas, a Lei de Laplace prevê que, teoricamente, o rompimento deve se dar na região onde o raio de curvatura é maior.

A tensão é medida em $N.m^{-1}$, e tem sido determinada em várias partes do organismo, conforme valores da Tabela 3.

A distensão e retorno do vaso, a cada ciclo cardíaco, aumentam a lesão lamelar e o desarranjo estrutural da camada média da parede da artéria. Desta forma, há lesão progressiva, que enfraquece a parede arterial. (PUECH-LEÃO & KAUFFMAN, 1998).

Se não tratado cirurgicamente, o aneurisma evolui inexoravelmente para a ruptura (SABISTON JR., 1997).

Tabela 3 – Tensão em várias partes do organismo (HENEINE, 2000).

Região	Tensão (N.m ⁻¹)
Ventrículo Esquerdo	800
Aorta	200
Cava	20
Capilares	200

2.2.1 – UM BREVE HISTÓRICO

O aneurisma da aorta abdominal (doravante, AAA) tem chamado a atenção dos médicos desde a Antigüidade, e tiveram o seu primeiro registro nos Papiros de Ebers, escritos cerca de 2000 anos antes de Cristo (SÁ Jr., 2007). Antyllus, no segundo século da era cristã, avançou no tratamento dos aneurismas e sugeriu que se ligassem as artérias nutridoras que entram e saem do saco aneurismático (SÁ Jr., 2007).

Galeno, no século II, descreveu dois tipos de aneurisma: um em que havia uma dilatação espontânea da artéria, e outro que surgia após trauma da artéria (SILVA, 2004).

O grande marco da cirurgia restauradora ocorreu em 1759, quando Hallowell, utilizando a técnica descrita por Lambert três anos antes, operou um aneurisma de artéria do braço, mantendo o vaso íntegro (SÁ Jr., 2007).

Rudolph Matas (1903) descreveu a técnica do endoaneurismorrafia. (MATAS, 1903).

No Brasil, em 1845, Monteiro descreveu sua técnica revolucionária de ligadura do AAA, tendo grande repercussão internacional (SILVA, 2004).

Em 1951, Charles Dubost na França foi o primeiro a descrever a ressecção do AAA e reconstrução da aorta abdominal com enxerto homólogo de aorta preservada de cadáver, por via extraperitoneal (ARKO et al, 2002). Esta técnica foi oferecida ao célebre cientista Albert Einstein, que a recusou, e veio a falecer em 1955 por rotura de seu aneurisma. Ainda nesta década o enxerto autólogo foi substituído por enxerto de plástico, com resultados bem superiores. Em 1966, Creech lançou a idéia do implante da prótese sem a ressecção do aneurisma, como é utilizada até os dias atuais (SÁ Jr., 2007).

Desde então, o reparo cirúrgico aberto é aceito como o tratamento padrão (ARKO et al, 2002). No entanto, o procedimento que depende de uma laparotomia e anestesia geral, apresenta uma morbidade significativa em todas as idades, sendo no mínimo o dobro comparada com a cirurgia endoluminal (SCHERMERHORN et al, 2002).

Em 1952, DeBakey & Cooley publicaram uma série de 7 casos de correção de aneurisma da aorta abdominal através de aneurismectomia e restauração da circulação com aorta homóloga (SILVA, 2004).

No Brasil, Coutinho em 1964 realizou a primeira correção de AAA (SILVA, 2004).

O reparo endovascular de AAA foi introduzido por Parodi, Palmaz, e Barone em 1991 com a intenção de evitar a cirurgia convencional, como um tratamento menos invasivo (CARPENTER, 2002).

2.2.2 – INCIDÊNCIA E CAUSAS

O aneurisma pode ocorrer em qualquer vaso sanguíneo do corpo, porém, 80% dos casos de aneurisma de aorta acontecem na aorta abdominal, logo abaixo das artérias renais e recebe o nome de Aneurisma da Aorta Abdominal (AAA), e os outros 20% acontecem na parte torácica, recebendo o nome de Aneurisma da Aorta Torácica (AAT), respectivamente locais 5 e 3 da Figura 9 (SRÁMEK et al, 1995).

Muitas são as teorias desenvolvidas nos últimos 15 anos, entretanto, a doença parece estar relacionada a uma predisposição genética e ocorre em determinadas famílias. Múltiplas investigações genéticas de aneurisma da aorta sugerem que possa ser uma doença familiar (BAPTISTA-SILVA, 2003). Existem, contudo, outros fatores que contribuem para o aparecimento da doença, como o hábito do fumo, a pressão alta, inflamações e arteriosclerose, conforme Tabela 4.

Tabela 4 – Características Básicas dos Pacientes, onde N = número de pacientes (Adaptado de PRINSEN et al, 2004).

Variável	Reparo Tradicional	Reparo Endovascular
	N = 174	N = 171
	N	N
Idade	69,5 ± 6,8	70,7 ± 6,6
Sexo Masculino	157	159
Portadores de Diabetes (%)	9,8	9,9
Fumantes (%)	54,0	64,9
Hipertensão (%)	54,0	57,9
Hyperlipidemia (%)	53,6	47,0
Doenças de Artéria Carótida (%)	15,1	13,5
Doenças Cardíacas (%)	46,6	40,9
Doenças Renais (%)	7,5	7,6
Doenças Pulmonares (%)	17,8	27,5

O maior indicativo de potencial ruptura de um aneurisma é o seu tamanho. No momento que o aneurisma atinge um diâmetro entre 5 e 6 cm, a probabilidade de que

rompa nos próximos anos é de 50%. Assim a maioria dos cirurgiões vasculares concorda que aneurismas com estas dimensões devem ser reparados, a menos que existam outros riscos, que impeçam a intervenção no paciente. Com relação aos aneurismas de menores dimensões existem opiniões distintas, uma vez que o risco de ruptura é pequeno. Alguns cirurgiões acreditam que seja recomendável reparar estes aneurismas, enquanto outros preferem monitorá-los ao longo do tempo.

O aneurisma é relativamente comum, ocorrendo em cerca de 5 a 7% dos seres humanos a partir dos 60 anos, sendo que a mortalidade por ruptura pode variar entre 50 a 90%. Aneurismas de aorta constituem-se na terceira causa de morte súbita em pacientes entre 65 e 80 anos (BIASI, 2001). Esses dados podem ser ainda maiores, já que quando alguém morre subitamente, um médico é chamado para dar o atestado de óbito. Esse médico, não sabendo a causa da morte daquela pessoa, e ouvindo a história dos que presenciaram o fato, confunde a causa da morte com o enfarto do coração (PUECH-LEÃO, 2001).

A incidência triplicou nas últimas três décadas, onde os homens são mais afetados do que as mulheres com uma incidência de quatro homens para cada mulher.

Nos Estados Unidos, cerca de 2,2 milhões pessoas são diagnosticadas anualmente com aneurismas, e dessas, é estimado que 18 mil morrem em decorrência da ruptura de todos os tipos de aneurismas (LI, 2005).

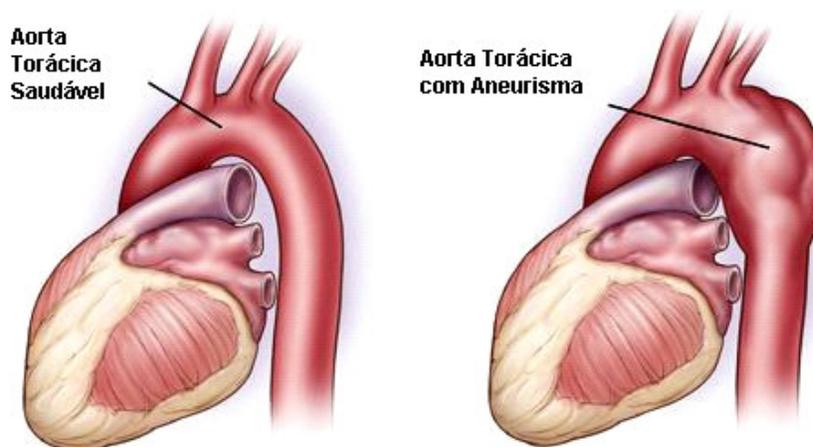
O aneurisma da aorta apresenta evolução natural para a ruptura e morte. A única maneira de reduzir a taxa de mortalidade é a sua identificação e tratamento antes da ruptura, pois os pacientes submetidos ao reparo eletivo apresentam uma sobrevida a longo prazo semelhante à população normal (BIASI, 2001).

2.2.3 – DETALHAMENTO DOS TIPOS DE ANEURISMA

Embora o aneurisma possa ocorrer em qualquer vaso sanguíneo, isto é, artérias ou veias, existem principalmente quatro tipos de aneurismas que ocasionam risco de morte: aneurismas cerebrais, aneurismas de aorta torácico (AATs), aneurisma dissecante de aorta e aneurismas de aorta abdominal (AAAs).

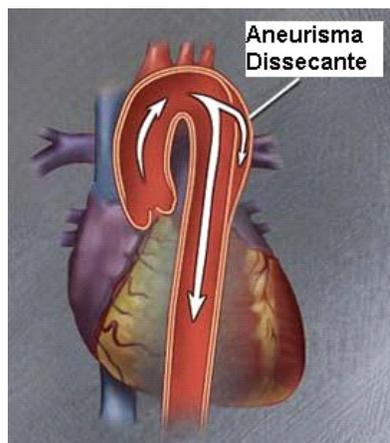
Aneurisma de Aorta Torácicos (AAT)

Os AATs (Figura 12) ocorrem no peito e podem ser detectadas com Raios-X ou com Tomografia Computadorizada. A maioria dos aneurismas torácicos não tem sintomas. Podem romper repentinamente e causar uma perda rápida de sangue e conseqüentemente, a morte. Clinicamente, AATs não são tão comuns como AAAs ou aneurismas cerebrais. Acredita-se que condições hereditárias, como a Síndrome de Marfan são as condições principais da causa de AATs.

Figura 12 – Aneurisma de Aorta Torácico (Fonte: www.vascularweb.org)

Aneurisma Dissecante de Aorta

Um aneurisma dissecante (Figura 13) resulta de um rasgo entre as camadas do tecido da aorta, causadas pelo fluxo do sangue bombeado do coração. Este rasgo ocorre geralmente na aorta, próximo ao coração. Ainda não é conhecida uma causa da doença. Entre as diversas condições associadas à sua presença, a mais freqüente é a hipertensão arterial. Os fatores de risco incluem a pressão sanguínea elevada, particularmente, a pressão diastólica. Quando o rasgo acontece, os pacientes geralmente descrevem uma forte dor no peito ou nas costas.

Figura 13 – Aneurisma Dissecante de Aorta (www.mayoclinic.org)

Aneurisma de Aorta Abdominal (AAA)

Como mostrado na Figura 14, os aneurismas de aorta abdominal são localizados na aorta abdominal, entre as artérias renais e a bifurcação das íliacas. Cerca de 75% dos AAAs ocorrem em pessoas acima dos 60 anos de idade (LI, 2005).

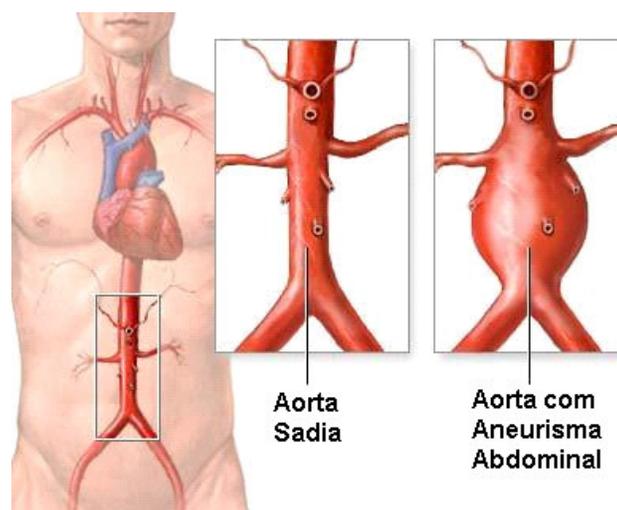


Figura 14 – Aneurisma de Aorta Abdominal (www.nlm.nih.gov)

Aneurisma Cerebral

Um aneurisma cerebral é um balão fraco no vaso sanguíneo do cérebro (Figura 15). Clinicamente, ele também é chamado de aneurisma cerebral ou intracraniano. Aneurismas cerebrais usualmente ocorrem como se fossem ramificações das artérias cerebrais. Se o aneurisma cerebral atinge um certo tamanho (por exemplo, > 2,5 cm), o aneurisma gera pressão ao redor do tecido cerebral e causa problemas progressivos (LI, 2005). Se o aneurisma rompe e sangra no cérebro, é provável que ocorra um derrame ou o óbito. A ruptura inicial de um aneurisma cerebral leva à morte quase um terço dos pacientes. Alguns pacientes apresentam dois ou mais episódios de hemorragia do aneurisma cerebral. Em cada uma das hemorragias o risco de morte vai se ampliando. (ASPESI, 2007).

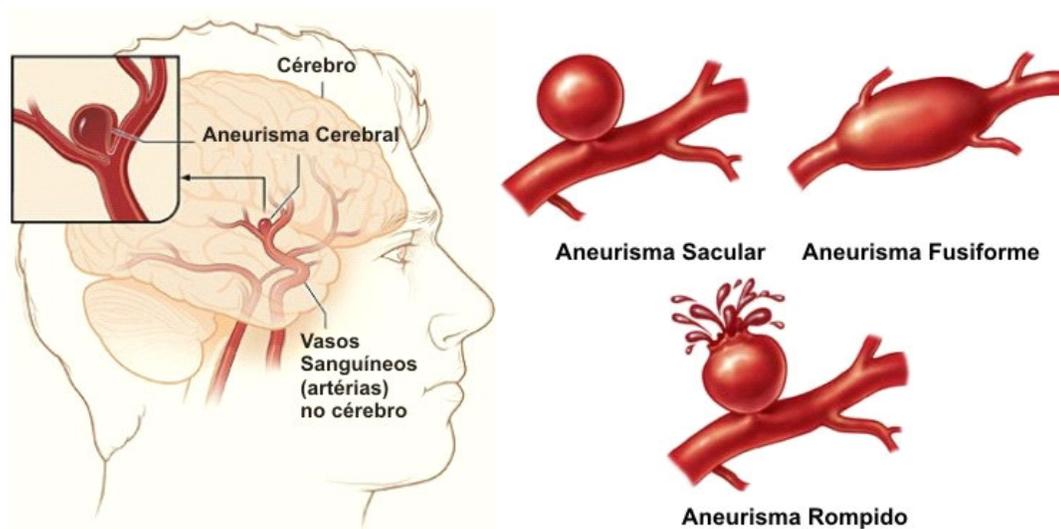


Figura 15 – Aneurisma Cerebral (adaptado de ENCYCLOPEDIA OF SCIENCE, 2007)

2.2.4 – SINTOMAS E DIAGNÓSTICOS

Em geral, o AAA é “silencioso” até que aconteça uma emergência. Assim, o segmento da aorta que possui o aneurisma pode se dilatar até romper, sem que tenha sido detectado. Neste caso ocorre uma hemorragia interna, a qual pode ser fatal, não havendo tempo para o paciente chegar ao hospital.

Muito embora seja praticamente imperceptível em sua fase inicial, os sintomas devem começar a ocorrer à medida que o aneurisma aumente de tamanho e pressione os órgãos a sua volta (HEALTHWISE, 2006).

Os principais sintomas de AAA são:

- Dores no peito, abdômen e parte inferior das costas;
- Sensação de pulsação no abdômen;
- Febre ou perda de peso;
- Sensação de saciado após a mínima ingestão de alimento;
- Náusea e vômito.

Os principais sintomas de AAT são:

- Dores no peito, geralmente contínua e localizada;
- Dores nas costas;
- Tosse ou falta de ar, se o aneurisma estiver localizado no pulmão;
- Rouquidão;
- Dificuldade ou dores no ato de engolir.

Metade dos pacientes com AAA apresentam uma tumoração pulsátil no abdômen que pode ser palpada primeiramente pelo médico assistente, ou por ele próprio, quando se refere à presença de um segundo “coração na barriga” (ARAÚJO JÚNIOR et al, 2003). Em caso de dor, deve-se sempre suspeitar de expansão rápida do aneurisma, fissura ou mesmo rotura.

Pessoas mais jovens que 50 anos são mais susceptíveis a sentir os sintomas de AAA do que aquelas com mais de 50 anos (ISSELBACHER, 2004. apud em HEALTHWISE, 2006).

Como métodos de diagnósticos, existem:

A **radiografia** da coluna lombar ou de abdômen pode revelar o esboço calcificado de um aneurisma, mas esta calcificação é notada só em 60 a 70% dos doentes com aneurisma diagnosticado (BAPTISTA-SILVA, 2003).

A **ultra-sonografia** abdominal é um método que em mãos experientes, pode diagnosticar cerca de 100% dos AAA. Tem as vantagens de ser barato, fácil de ser realizado, (às vezes à beira do leito), não emite radiação, podendo ser repetido quando necessário (ARAÚJO JÚNIOR et al, 2003). A principal desvantagem é a presença de gás

intra-abdominal, que limita a qualidade do exame, dificultando em demonstrar a origem das artérias renais (PAVONE et al, 1990).

A **tomografia axial computadorizada** (TAC) é um exame de grande especificidade, evidenciando os diâmetros do aneurisma com sensível precisão, identificando as origens das artérias renais e vasos mesentéricos, avaliando as paredes do aneurisma, sendo por isso, importante no diagnóstico daqueles com características inflamatórias. A TAC é o exame preferencial nos casos onde há dúvida sobre a integridade do aneurisma (fissura ou rotura). As principais desvantagens são: preço relativamente elevado, emissão de raios-X, uso de contraste, não poder ser realizado à beira do leito e não poder ser feito com frequência (ARAÚJO JÚNIOR et al, 2003).

A **angioressonância** é um exame com ótima resolução e sem risco para doentes com insuficiência renal, pois não utiliza contraste iodado e sim agente paramagnético (gadolínio), mas é contra-indicado para portadores de próteses metálicas, marca-passo e claustrofobia (BAPTISTA-SILVA, 2003). Com o aperfeiçoamento dos equipamentos (2 Tesla) e o uso do contraste não iodado (gadolínio) este método poderá, no futuro, associado à ultra-sonografia, substituir a arteriografia (PAVONE et al, 1990). Tem a desvantagem de ser caro e ainda não estar disponível na maioria dos hospitais (ARAÚJO JÚNIOR et al, 2003).

A **arteriografia** não deve ser usada como método de diagnóstico, uma vez que, a presença de trombos murais dificulta a definição do diâmetro e a extensão do aneurisma. Entretanto, é de muita ajuda quando: existe doença vascular oclusiva de membros inferiores, angina mesentérica, hipertensão reno-vascular, rim em ferradura e na presença de sopro abdominal não esclarecido. Por ser um método invasivo, a arteriografia vem sendo usada cada vez menos, especialmente, pelo aumento da precisão dos exames supracitados (PAVONE et al, 1990).

2.2.5 – TRATAMENTOS

Existem duas formas de reparo de aneurismas existentes atualmente. Uma delas, mais antiga, conhecida por Reparo Cirúrgico Aberto ou Reparo Tradicional, e o Reparo Endovascular (mais conhecida por EVAR – *Endovascular Aneurysm Repair*), ou Reparo Minimamente Invasivo.

Reparo Tradicional: Para aneurismas aórticos, uma incisão é feita no peito e/ou abdômen do paciente, o trombo no aneurisma é removido e a parte mais fraca da aorta é recolocada com um implante artificial de PTFE ou de Dacron (LI, 2005). Este implante forma um novo canal e permite o sangue passar através dele sem causar inchaço. Nos reparos tradicionais de aneurismas (Figura 16), o paciente deve ser submetido a uma incisão grande

e passível de dor. Hospitalização e tempo de recuperação é consideravelmente longo, além de possíveis complicações sérias (LI, 2005).

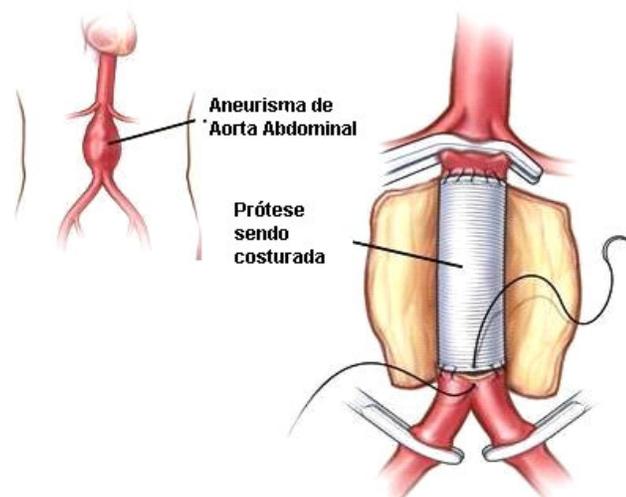


Figura 16 – Reparo Tradicional (Fonte: www.vascularweb.org)

Reparo Endovascular: A idéia do EVAR vem desde 1969, sugerida por Dotter. Devido às limitações tecnológicas, a idéia não pode ser colocada em prática naquele tempo (LI, 2005). O EVAR (Figura 17) foi introduzido por Parodi, Palmaz, e Barone somente em 1991 com a intenção de evitar a cirurgia convencional, como um tratamento menos invasivo (SCHERMERHORN et al, 2002). Ao invés de abrir o paciente para reparo do aneurisma, um longo cateter é inserido no paciente e guiado por raio-x ou por outras imagens. Para aneurismas aórticos, o cirurgião faz uma pequena incisão na artéria femoral e então passa a prótese pela artéria na perna até o local do aneurisma. O objetivo desta forma de tratamento é excluir o aneurisma da circulação e reduzir a pressão no saco aneurismático prevenindo a ruptura através de uma técnica minimamente invasiva (ZARINS, 1999).

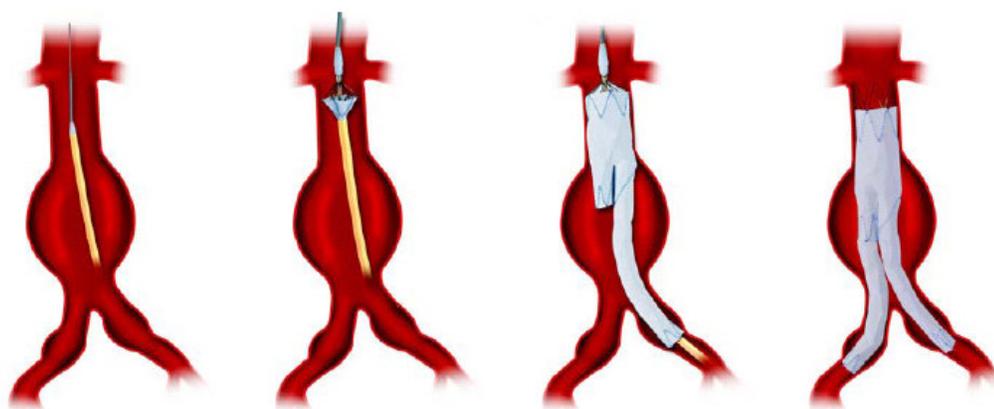


Figura 17 – Reparo Endovascular (OLIVEIRA, 2004).

Desde a introdução do EVAR em 1991, esta técnica tem sido utilizada com freqüência progressiva nos últimos anos. As vantagens potenciais de um procedimento pouco invasivo, com risco cirúrgico reduzido e recuperação rápida, têm gerado um grande interesse por parte dos médicos e pacientes (SCHERMERHORN et al, 2002).

O objetivo deste reparo é prevenir a ruptura, e a morte como sua conseqüência. Ainda não é possível prever com certeza se determinado aneurisma irá romper, ainda que o risco fique maior com o aumento do seu diâmetro. O aumento da expectativa de vida não é o objetivo primário do reparo do aneurisma, mas o principal é prevenir a morte prematura resultante da sua ruptura (ARKO et al, 2002).

2.2.6 – COMPARAÇÃO ENTRE O TRATAMENTO COMUM E O EVAR

Os resultados iniciais de EVARs de aneurismas de aorta abdominal são promissores, conforme resultados apresentados por Prinssen et al (2004). No seu estudo, realizado com 345 pacientes, os resultados foram extremamente favoráveis ao uso da técnica de reparo abdominal, conforme Tabela 5.

Tabela 5 – Comparação de Mortalidade entre o Reparo Tradicional e o EVAR, onde N = número de pacientes (Adaptado de PRINSSEN et al, 2004)

Variável	Reparo Tradicional		Reparo Endovascular		Razão de Risco
	N = 174		N = 171		
	N	%	N	%	
Mortalidade Operatória	8	4,6	2	1,2	3,9
Mortalidade Operatória e Complicações Severas	17	9,8	8	4,7	2,1
Mortalidade Operatória e Complicações Moderadas ou Severas	41	23,6	31	18,1	1,3

O custo das endopróteses atualmente comercializadas é alto, mas a sua aplicação tem se justificado por demonstrar uma diminuição na morbidade transoperatória, em menor tempo de internação na unidade de tratamento intensivo e uma melhora da qualidade de vida no período pós-operatório, comparados ao reparo tradicional (CARPENTER, 2002). Outros benefícios a curto prazo do EVAR são recuperação mais rápida e reduzida perda sangüínea (MAKAROUN et al, 2002), conforme dados da Tabela 6.

Tabela 6 – Comparação entre os Reparos Cirúrgico e Endovascular (Adaptado de PRINSSEN et al, 2004).

Variável	Reparo Cirúrgico	Reparo Endovascular
Duração da cirurgia — minutos	150	120
Perda estimada de sangue — ml	1500	250
Anestesia geral — % dos pacientes	69	52
Anestesia geral e regional — % dos pacientes	29.3	2.9
Anestesia regional — % dos pacientes	1.1	39.8
Anestesia local — % dos pacientes	0.6	5.3
Tempo na UTI e CTI — horas	23	3
Ventilação mecânica pós-operatória — % dos pacientes	51	6
Duração da hospitalização — dias	10	4

Uma observação importante é que para ser realizado o reparo endovascular, o aneurisma do paciente necessita apresentar as “condições anatômicas corretas” (Figura 18), que são, segundo Li (2005):

- Comprimento proximal do pescoço $L_3 > 13 \sim 20$ mm.
- Comprimento proximal do diâmetro $D_3 < 26 \sim 30$ mm.
- Ângulo proximal do pescoço $\alpha < 60^\circ \sim 75^\circ$.
- Diâmetro da íliaca $D_2 > 8 \sim 20$ mm, Comprimento da íliaca $L_2 > 25$ mm, ângulo da íliaca $\beta < 90^\circ$.
- Nenhum trombo dentro da parede proximal do pescoço.
- O pescoço proximal deve ser um cilindro estreito sem conicidade; além de não ter distorção, ateroma e calcificação.
- Diâmetro Máximo não é o fator principal; geralmente $D_1 < 60$ mm.

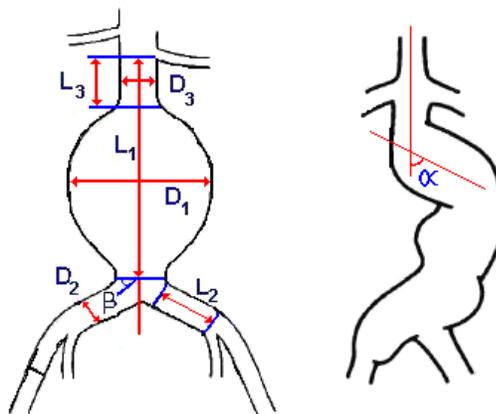


Figura 18 – Esquema anatômico de um AAA (LI, 2005).

2.3 - A ENDOPRÓTESE

Nos últimos 5 anos, vários artigos foram publicados com os resultados da primeira geração de endopróteses (FARIES et al, 2002). Modificações no desenho original destes dispositivos têm resultado em uma geração subsequente de endopróteses que estão sob constante avaliação clínica (MAKAROUN et al, 2002).

Uma destas é a Apolo® (Figura 19), a primeira endoprótese bifurcada, para tratamento dos aneurismas da aorta abdominal fabricada no Brasil, desde 1998, pela empresa Nano, de Florianópolis – Santa Catarina (LOURENÇO, 2002).

A endoprótese Apolo é de um dispositivo modular, auto-expansível, composto por esqueleto de níquel-titânio (NiTi), chamado de *stent*, com superelasticidade, e recoberto por uma prótese tubular de politetrafluoretileno expandido (PTFEe), montado dentro de um sistema introdutor de baixo diâmetro com disparo em dois tempos. Apresenta ainda, marcas radiopacas para uma melhor visualização pela fluoroscopia e orientação no posicionamento. O *stent* proximal é descoberto de PTFEe (“*free-flow*”) para permitir a fixação no colo do aneurisma, impedir a obstrução dos óstios das artérias renais e promover o melhor selamento da endoprótese com a parede da aorta (EI-KOUBA Jr., 2004).

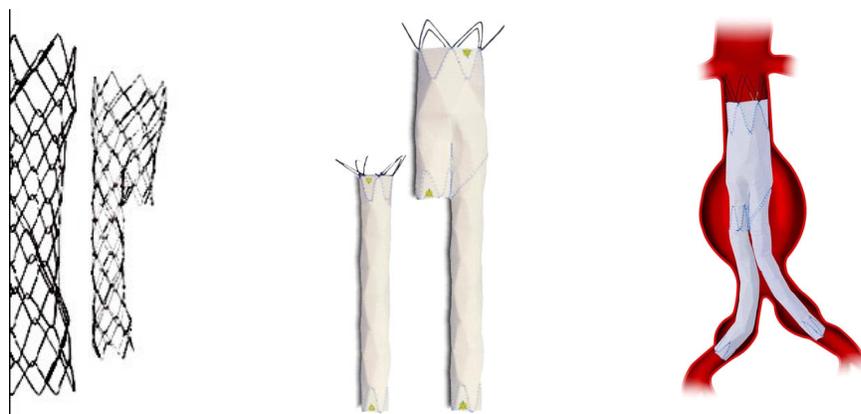


Figura 19 – *Stent* e endoprótese biliaca (NANO, 2005)

Esta endoprótese foi estudada inicialmente em cães na UFSC, onde foi avaliada sua eficácia em excluir aneurismas da aorta abdominal em um modelo experimental confeccionado cirurgicamente. O trabalho demonstrou que a Apolo® foi capaz de excluir todos os aneurismas com fácil manejo deste dispositivo (RAMPINELLI, 2000).

Após este experimento e uma série de estudos pré-clínicos, deu-se início a um estudo clínico multicêntrico em humanos com aneurisma da aorta abdominal (OLIVEIRA, 2004).

Observou-se ser um dispositivo de fácil liberação e capaz de ultrapassar grandes tortuosidades nas artérias ilíacas devido à flexibilidade e baixo diâmetro do cateter. Nos pacientes de alto risco cirúrgico, foi demonstrada a possibilidade de implantar a endoprótese com anestesia local. Os resultados a curto e médio prazo são promissores demonstrando ser uma endoprótese segura, eficaz e com baixo índice de complicações (SILVEIRA & GALEGO, 2000).

2.3.1 – PROBLEMAS NO TRATAMENTO ENDOVASCULAR

Trabalhos dos últimos 5 anos têm demonstrado que a ruptura de AAA pode ocorrer após o EVAR (ARKO et al, 2002). Em publicação da base de dados EUROSTAR, a ruptura ocorreu com índice de 1% ao ano (MARREWIK et al, 2002).

Alguns estudos relatam complicações relacionadas ao funcionamento dos dispositivos, que resultam principalmente da fadiga dos materiais, migração e presença de vazamentos. Inevitavelmente estes fenômenos causam a repressurização do saco aneurismático com expansão e ruptura do mesmo (DATTILO et al, 2002).

Uma das causas prováveis das falhas é o efeito, a longo prazo, da vazão de sangue persistente entre a endoprótese e o saco aneurismático, ocorrência conhecida como vazamento. Este tem o potencial de aumentar o diâmetro do saco aneurismático e a pressão intraluminal possibilitando o rompimento (MARREWIK et al, 2002).

Por estes motivos, os pacientes submetidos ao tratamento endovascular necessitam de acompanhamento regular através de Tomografia Computadorizada Helicoidal (TCH) e Raio-x para detectar e tratar possíveis complicações, como vazamento, migração, fadiga do material, repressurização do saco aneurismático, expansão e trombose (DATTILO et al, 2002).

Um estudo divulgado por Jacobs et al (2003), com implante de endoprótese com 686 pacientes para tratamento de aneurisma mostra que, 60 pacientes apresentaram problemas com fadiga do material (8,7 %), sendo 49 deles com AAA e 11 com AAT. Dos 60 pacientes com fadiga do *stent*, 43 pacientes apresentavam fratura metálica, 14 apresentaram ruptura na costura da prótese com o PTFE e 3 apresentaram orifício no PTFE, conforme valores apresentado na Tabela 7. Este trabalho foi realizado com 7 fabricantes diferentes de endopróteses. Estes resultados corroboram a idéia de um maior estudo sobre a fadiga destas endopróteses.

Além destes problemas, apontados pelo estudo de Jacobs et al (2003), existem outros fatores que colaboram com a fratura do *stent*, como a corrosão do metal (LI, 2005), a migração da endoprótese, e o surgimento de “*endoleaks*”, que é a permanência de sangue entre a endoprótese e o AAA. Embora os “*endoleaks*” possam freqüentemente ser

correlacionados com a expansão e ruptura do AAA, essa correlação é incerta (BREWSTER, 2001).

Tabela 7 – Estudo de endopróteses feito com 686 pacientes (adaptado de JACOBS et al, 2003).

Problemas nas Endopróteses	AAA	AAT
Fratura Metálica (%)	4,66	1,60
Ruptura na Costura entre EP e PTFE (%)	2,04	0
Perfurações no PTFE (%)	0,44	0
Total de endopróteses com Problemas (%)	7,14	1,60

2.4 – TESTE DE ENDOPRÓTESES

Conforme mostrado no estudo de Jacobs et al (2003), o número de problemas relacionados à fadiga das endopróteses foi de quase 9%, e este dado justifica a preocupação das empresas em realizar testes antes de iniciar a comercialização de novos modelos.

2.4.1 – NORMAS

O mercado de endoprótese mundial se baseia em duas normas: a americana FDA (2005) e a mundial ISO (2003). Com base nestas duas normas, são realizados ensaios e projetados equipamentos para os testes de fadiga. Seguem-se, as principais recomendações de cada uma delas com relação aos ensaios de fadiga e durabilidade.

FDA – Food and Drug Administration

Avaliar o desempenho da prótese utilizando um modelo que simule as condições clínicas mais extremas.

Para análise de *stress*, seguem-se os seguintes pontos:

- A falha de carregamento do *stent* deve resultar em perda de suporte radial do vaso sanguíneo cujo *stent* se encontra, ou na perfuração da parede do vaso pela estrutura do *stent*. Análise de *stress*, combinada com a análise de fadiga e teste acelerado de durabilidade, proporciona uma indicação de durabilidade da endoprótese.
- Explicar porque o modelo testado é o pior caso com respeito ao *stress* crítico.

- Identificar e explicar as fontes e valores de entradas usadas para criar um modelo analítico e uma análise de elementos finitos.

Condições de carregamento fisiológico:

- A maioria dos *stents* coronários podem ser modelados usando dilatação radial como única condição de esforço.
- Para outros tipos de *stents*, é aconselhado o esforço de dilatação radial, torção, curvatura, tensão axial, compressão axial e esmagamento.

Comportamento dependente da temperatura:

- Recomenda-se que seja modelado qualquer comportamento do *stent* dependente da temperatura.

Localizações críticas do *stress* e magnitudes:

- Recomenda-se que sejam identificados os locais críticos de *stress* do *stent* usando análise de elementos finitos ou qualquer método de análise de *stress*.
- Recomenda-se que se determine a resistência de fadiga do *stent* para o carregamento mecânico usando a análise de Goodman ou outro método de análise de fadiga.

Para análise de fadiga, seguem-se os seguintes pontos:

- Se não forem analisados todos os *stents*, justificar porque o *stent* modelado apresenta o pior caso para o teste de fadiga.

Teste de Durabilidade Acelerado:

- O teste de durabilidade acelerado valida a análise de fadiga. Este teste pode ajudar na identificação das condições da endoprótese, tais como anomalias de fabricação, que não foram modeladas usando métodos analíticos e computacionais.
- Recomenda-se que se determine o tamanho da amostra baseado na análise de fadiga, incluindo condições de contorno, condições de carregamento, fatores de segurança e outros fatores relevantes.
- Recomenda-se que o teste de durabilidade seja equivalente a dez anos em tempo real sob pulsação e carregamento fisiológico que simule as condições de pressão sanguínea no corpo humano. Acredita-se que dez anos de durabilidade proporcione uma prova de segurança da endoprótese para a maioria dos pacientes.
- Recomenda-se que seja realizado um plano de longo alcance de teste de durabilidade que modele as condições fisiológicas de carregamento e condições de contorno as quais o *stent* provavelmente irá ser submetido sob uso intenso. Recomenda-se também que sejam realizados outros tipos de carregamentos cíclicos, tais como flexão, e que sejam incorporados tipos de carregamentos sempre que possível.

ISO – International Organization for Standardization

Avaliar a performance da prótese utilizando um modelo que simule as condições de uso pretendidas.

Os seguintes itens devem ser considerados na análise de durabilidade:

- Modos de falhas em potencial, tais como o uso, fratura de estrutura, separação de costura; delaminação e quebra nas suturas.
- Carregamento radial e axial e outros carregamentos *in vivo*. Estes itens devem ser considerados no contexto de variabilidade anatômica e mudanças morfológicas.

Análise de *stress*/esforço:

- Medição das características de *stress*/esforço do implante quando sujeito ao pior caso de carregamento fisiológico usando as ferramentas apropriadas, tais como Análise de Elementos Finitos.

Análise de Fadiga:

- Os testes de fadiga das endopróteses devem incluir um teste *in vitro* por um período equivalente a 10 anos de ciclos (pelo menos 380 milhões) tenha sido aplicado a cada prótese sob teste. As condições de teste devem ser justificadas, e inclusas, mas não limitada ao número de amostras, tamanho do implante testado e a frequência usada nos testes.
- A frequência nos testes deve ser tal que a deformação do implante sob teste não seja menor que a deformação quando submetidas às taxas de batimento fisiológicas do coração. O teste de fadiga deve ser administrado usando a temperatura fisiológica, não inferior à 37 °C.

De forma resumida, tanto a norma ISO quanto a FDA recomendam que o teste simule 10 anos de funcionamento em tempo real, apresentando variação radial semelhante à do vaso sanguíneo no qual a endoprótese será inserida, com temperatura controlada em torno de 37 °C.

2.5 – SOLUÇÕES EXISTENTES PARA TESTES DE ENDOPRÓTESES

Para atender os requisitos das normas, foram desenvolvidas algumas soluções que tentam simular o esforço recebido pela endoprótese em condições reais de uso.

Como a norma recomenda que a endoprótese deva durar no mínimo dez anos, torna-se inviável simular o teste com a velocidade de batimentos cardíacos normais do coração, que é de 72 batimentos por minutos. Para contornar essa situação, as empresas

desenvolveram equipamentos que realizam o teste em um período de aproximadamente 4 meses. Com isto, as modificações nas endopróteses podem ser avaliadas antes do produto ser lançado ao mercado.

Todas as soluções encontradas na literatura estão patenteadas.

2.5.1 – EMPRESAS APLICADORAS DOS TESTES

Atualmente, três empresas dominam o mercado: as americanas Electroforce (antiga EnduraTec), Dynatec dalta, e a alemã NMI.

A Electroforce é uma empresa que realiza testes de materiais e simulações de durabilidade para institutos de pesquisa, universidades, companhias de aparelhos médicos e organizações de engenharia de todo o mundo.

Os acionamentos dos equipamentos para teste de endoprótese surgiram de uma pesquisa da empresa com motores lineares para alto falante. Uma solução patenteada cujo potencial se expandiu para aplicações diferentes das de áudio. Os motores lineares se encontram nas extremidades esquerda e direita da Figura 20.

O atuador linear está acoplado a um diafragma, e ao variar seu posicionamento, faz com que o diafragma efetue a ejeção e sucção do líquido para o interior das endopróteses.

Este aparelho utiliza também um micrômetro a LAZER, que é o responsável pela leitura do deslocamento radial da endoprótese.



Figura 20 – Aparelho de teste de endoprótese da Electroforce (ELECTROFORCE, 2007).

A empresa Dynatec dalta se auto-intitula como a empresa líder mundial em teste de aparelhos médicos, com mais de vinte anos de experiência. Sua máquina de teste difere bastante da Electroforce, utilizando um recipiente no qual a endoprótese é imersa para o controle da temperatura, conforme Figura 21.

A máquina funciona com um motor acionando uma fole, que é responsável pela ejeção e sucção do líquido para o interior das endopróteses.

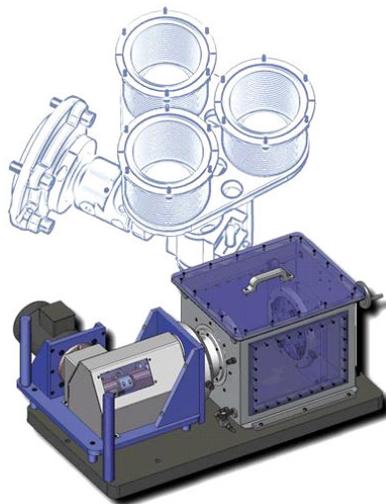


Figura 21 – Aparelho de teste de endoprótese da Dynatec dalta (DYNATEC DALTA, 2007).

A empresa NMI (*Naturwissenschaftliches und Medizinisches Institut an der Universität Tübingen*) também aplica testes de fadiga em endopróteses, mas não divulga imagens de suas máquinas na Internet. Funcionários da empresa Nano já realizaram uma visita à fábrica da NMI e verificaram seus aparelhos de teste.

2.5.2 – PATENTES RELACIONADAS EXISTENTES

Na fase de busca, foram pesquisados diversos *sites* de base de patentes, como os listados abaixo, onde foram encontradas duas soluções e mais alguns trabalhos relacionados.

- *United States Patent and Trademark Office*
- *World Intellectual Property Organization*
- *European Patent Office*
- *Free Patents On Line*
- *Patent Fetcher*
- Instituto Nacional da Propriedade Industrial
- Portal Brasileiro da Informação Científica

Solução 1 – Patente de Moreno - US 6.810.751: *Method And Apparatus for Vascular Durability and Fatigue Testing* (MORENO, 2004).

A patente de Moreno busca abranger em uma só máquina todos os esforços que a as endopróteses podem ser submetidas, não somente a dilatação radial, como no caso do *stent* coronariano, conforme mostra a Figura 22.

Além do esforço radial, provocado por uma bomba, possibilita ainda um aplicador de esforço de curvatura (motor do lado superior direito), um esforço de torque (motor do lado esquerdo), esforço longitudinal (base do motor esquerdo) de compressão e extensão, e força de compressão lateral (roldana).

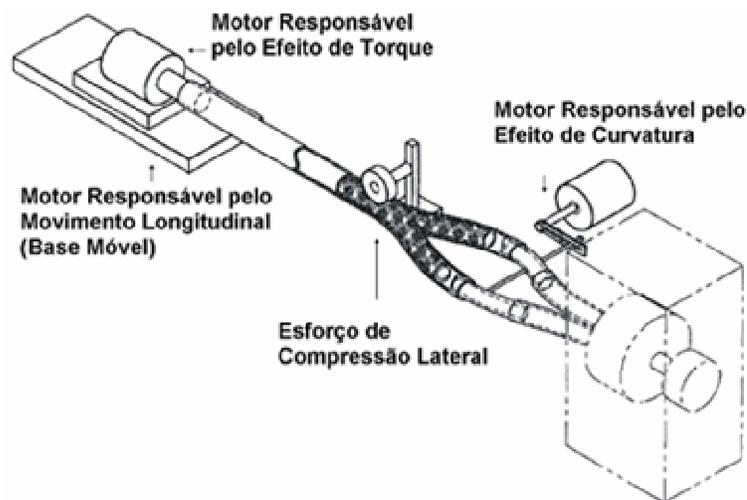


Figura 22 – Patente US 6.810.751 (MORENO, 2004).

Solução 2 – Patente de Vilendrer & Prairie - US 5.670.708: *High Frequency Intravascular Prosthesis Fatigue Testing* (VILENDRER & PRAIRIE, 1997).

A patente de Vilendrer & Prairie realiza somente esforço radial na endoprótese, simulando as pressões sistólicas e diastólicas. Esta patente é pertencente à empresa Electroforce, que utiliza um motor linear para deslocamento do líquido, conforme descrito no item 2.5.1 – EMPRESAS APLICADORAS DOS TESTES. O Sistema trabalha em malha fechada, e todo seu controle é feito pelo computador, conforme mostrado na Figura 23. Para aferir se a endoprótese realiza a dilatação radial esperada, é utilizado um micrômetro a LASER.

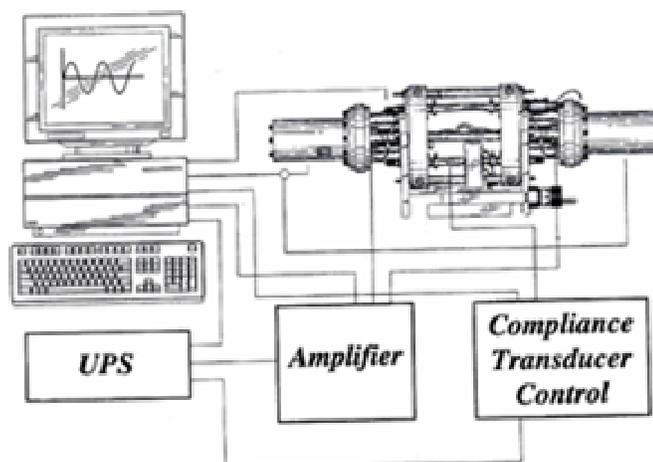


Figura 23 – Patente US 5.670.708 (VILENDRER & PRAIRIE, 1997).

Solução 3 – Patente de Conti et al- US 4.972.721: *Dynamic Vascular Compliance Tester* (CONTI et al, 1990).

A máquina (Figura 24) foi desenvolvida para testar a compliância dos vasos sanguíneos, como as artérias. Aplica somente esforço radial.

Uso de um transdutor de pressão rápido e dois transdutores lineares, de tensão e deslocamento.

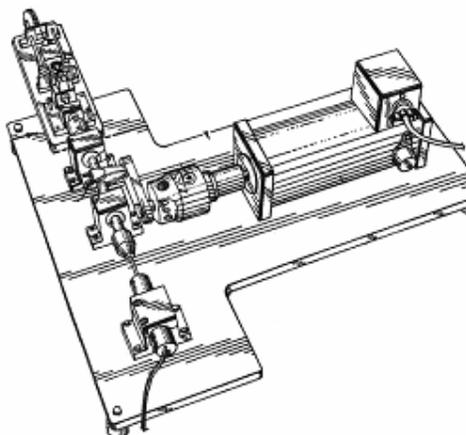


Figura 24 – Patente US 4.972.721 (CONTI et al, 1990).

Solução 4 – Patente de Dehdashtian et al- US 2003/0110830: *Methods and Apparatuses for Measuring the Compliance of Stents and Stented Grafts* (DEHDASHTIAN et al, 2003).

Esta é uma patente de aplicação da máquina de Vilendrer & Prairie. Ela apresenta os resultados de testes feitos em endopróteses. A Figura 25 mostra a máquina em uma versão

mais atual, quando comparada com a patenteada por Vilendrer & Prairie, ficando mais visível também onde se encontra o micrômetro a LASER, que é o responsável pela aferição da variação radial da endoprótese. É importante salientar também que o feedback realizado pelo equipamento se dá em função dos valores de leitura do micrômetro a LASER.

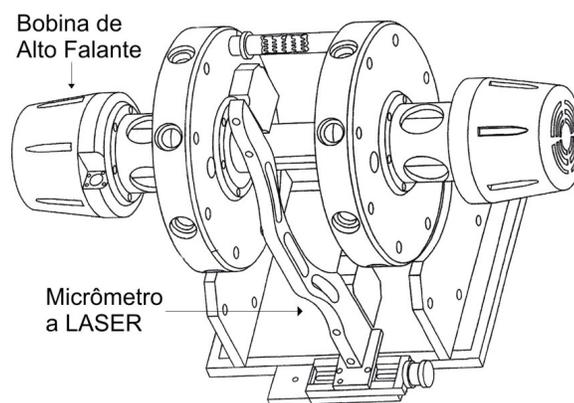


Figura 25 - Patente US 2003/0110830 (DEHDASHTIAN et al, 2003).

As patentes citadas apresentam muitos pontos em comum e também, algumas diferenças, que ficam mais bem expostas quando comparadas umas com as outras, como mostrado na Tabela 8.

Tabela 8 – Comparação entre as patentes

Patente	Moreno	Vilendrer & Prairie	Conti et al	Dehdashtian et al
Esforços Aplicados	Radial, Torção, Compressão Longitudinal e Lateral, e Extensão	Radial	Radial	Radial
Motores Usados	Híbrido de Passo, de Passo Linear e Motor Linear	Bobinas de Alto-Falante (<i>voice coil motor</i>)	Velocidade variável e Conversor rotacional-linear	Bobinas de Alto-Falante (<i>voice coil motor</i>)
Frequência (Hz)	60 ou mais	De 0 a 60	De 1.17 a 33.33	De 0 a 60
Temp. (°C)	37	37	Ambiente até 37	37 ± 3
Pressão (mm Hg)	Entre 80 e 140	Entre 1 a 1000	Cerca de 100	100
Solução	Solução Salina	Solução Salina ou semelhante	Solução salina ou semelhante	Solução salina ou outro fluido.
Conduite	Elastometro de Silicone (opcional)	Elástico (borracha com variação de 3 a 7% do diâmetro)	A máquina é feita para testar as próprias tubulações	Látex ou silicone (transparente)
Transdutores	Pressão, temp. e deslocam.: linear, radial e angular	Deslocamento linear, pressão e temperatura.	O transdutor Linear (tensão – deslocamento)	Pressão, Deslocamento linear e Temperatura
Aplicação dos esforços	Independentes ou combinados. Ex.: simular corrida	Ajustáveis pelo computador. Pressão variável	Não Citado	Ajustáveis pelo computador. Pressão variável
Controle	Microcomputador	Malha fechada. Manual ou autom.	Malha Fechada	Malha Fechada
Bomba	Diafragma ou motor rotativo acoplado a um conversor linear	De <i>Drive</i> Linear, Rotativo	Motor rotativo acoplado a um conversor linear	De <i>Drive</i> Linear, Rotativo
Demais informações	Fixação da endoprótese com o tubo fita através de anéis “ <i>o-ring</i> ”	Uso de <i>No-Break</i> . Compressão simultânea dos dois lados	“Apoios resilientes” (elásticos para amortec. da vibração na base)	Dilatação de 3 a 5% a uma pressão de 100 mm Hg
		Em intervalos teste é pausado, Possibilitando o uso de endoscópio	Uso de Foles	Leitura do diâmetro externo através de um “micrometro a LASER”
		Uso de Fole, e Micro-metro a LASER		Sensor Ultra Som para medição do diâmetro interno

CAPÍTULO 3

FUNDAMENTAÇÃO EM METODOLOGIA DE PROJETO

Este capítulo apresenta algumas metodologias de projeto utilizadas no desenvolvimento de novos equipamentos, além de mostrar como as mesmas foram aplicadas no decorrer desta pesquisa.

3.1 – METODOLOGIA DE PROJETO

Atualmente, existem diversas metodologias de projeto, mas todas seguem basicamente uma estrutura, que, segundo Baxter (2000), pode ser assim definida:

1 – Observação e análise: Nesta etapa são definidos os problemas, a pesquisa, a definição de objetivos e restrições;

2 – Planejamento e projeto: geração de opções e escolhas de projeto, desenvolvimento, aprimoramento e detalhamento;

3 – Construção e execução: protótipo e produção.

Dentre as diversas metodologias existentes, para o desenvolvimento deste trabalho, foi adotada a metodologia que atualmente é a mais utilizada na Engenharia Mecânica da UFSC, elaborada por Romano (2003).

3.1.1 – O PROCESSO DE DESENVOLVIMENTO DE PRODUTO

De acordo com Romano (2003) e Perez (2004) o Desenvolvimento de Produto é entendido como a realização interativa de uma série de atividades, que têm início com a detecção de uma oportunidade de negócio e é finalizada com o lançamento e acompanhamento de um novo produto no mercado.

As macro fases e fases do processo de desenvolvimento de produtos estão mostradas na Figura 26, a qual ilustra o modelo de Processo de Desenvolvimento do Produto – doravante, PDP, adaptado de Romano (2003). Conforme a Figura 26, o modelo o PDP é composto de três macro fases: Planejamento, Processo de Projeto, e Implementação.

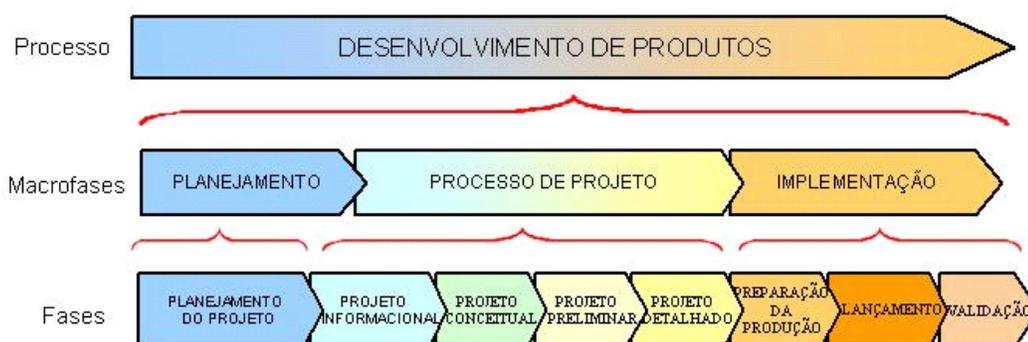


Figura 26 – Macrofases e fases PDP (Adaptado de ROMANO, 2003).

A fase de **Planejamento** aborda, como o nome diz, o planejamento do projeto, se referindo ao planejamento do empreendimento, o qual resulta na elaboração do plano do projeto. A macro fase de **Processo de Projeto** envolve a realização do projeto do produto e do plano de manufatura e está subdividida em quatro fases: Projeto Informacional, Projeto Conceitual, Projeto Preliminar e Projeto Detalhado, cujos resultados são: as especificações de projeto, a concepção do produto, o leiaute do produto e o detalhamento do projeto e plano de manufatura, respectivamente. A macro fase de **Implementação** se subdivide em três fases: Preparação da Produção, Lançamento do Produto e Validação, que envolve, desde a elaboração do planejamento e preparação da produção, passa pela produção e liberação do lote piloto, e por fim tem-se a validação do produto e do projeto.

De acordo com Romano (2003), o **Planejamento do Projeto** se destina ao planejamento de um novo projeto, face às estratégias de negócio da empresa. Inclui atividades para a organização dos trabalhos a serem desenvolvidos ao longo do processo, como definição do escopo, das atividades do projeto, programação e orçamento do projeto, entre outras.

O **Projeto Informacional** é a primeira fase da macro-fase de Processo de Projeto, onde são definidas as especificações de projeto do produto. São determinados os fatores de influência do projeto, as necessidades dos clientes, e requisitos de projeto. Os requisitos são comparados com as características de equipamentos similares disponíveis no mercado, para auxiliar na definição das especificações de projeto do produto. Essas especificações são avaliadas e, ao final dessa fase, são registradas as lições aprendidas. Então o projeto segue para a concepção.

O **Projeto Conceitual** destina-se ao desenvolvimento da concepção mais adequada ao produto, com intuito de atender às especificações de projeto. Nesta fase os esforços estão concentrados na busca, criação, representação e seleção de soluções para o problema de projeto (FORCELLINI, 2005). São realizadas atividades que buscam identificar a estrutura funcional do sistema, ou seja, as funções que o mesmo deve desempenhar. Então, são geradas alternativas de concepções que atendam às especificações de projeto,

para, num segundo momento, selecionar a concepção mais adequada, em termos de segurança, facilidade de manufatura, fornecedores, etc. Esta é submetida à análise de viabilidade financeira e econômica, por se tratar de uma concepção mais definitiva do produto.

O **Projeto Preliminar** é a fase onde são elaborados leiautes alternativos do produto, donde um é selecionado, para serem estabelecidas as principais dimensões otimizadas dos componentes, o tipo de material e os processos de fabricação. Também são construídos modelos para serem testados em relação ao atendimento das especificações de projeto. Com isso, a configuração final do sistema é determinada e é iniciado o plano de realização e teste do protótipo, para realizar o cálculo inicial de custo. Então são realizadas análises econômica e financeira do negócio. Ao final da fase, as lições aprendidas são registradas e o plano de projeto é atualizado. Para início da fase de projeto detalhado.

Na fase de **Projeto Detalhado**, o protótipo do produto é construído e são realizados os testes para otimizá-lo. Com isso, são definidas as especificações finais dos componentes e elaborados os documentos do produto, como desenhos técnicos, manual de uso, manual de assistência técnica e listas de peças e partes. Também é detalhado o plano de montagem e é preparada a solicitação de investimento, considerando os custos do produto em: ferramental de produção (escala comercial), custo de lançamento (divulgação), custo de desenvolvimento e produção do produto, seu preço final, e o fluxo de caixa estimado de venda. Então, são realizadas as análises financeira e econômica do equipamento, e o plano de projeto é atualizado.

A macro-fase de Implementação, que engloba as fases de Preparação da Produção, Lançamento do Produto e Validação do Produto não serão aqui relatadas porque não se enquadram neste projeto.

Além do Processo de Desenvolvimento de Produto descrito anteriormente, serão descritos outros métodos, em particular, a Casa da Qualidade e o *Brainstorming*¹¹, que podem auxiliar o desenvolvimento de produto.

3.1.2 – A CASA DA QUALIDADE

A Casa da Qualidade (Figura 27) é a mais importante matriz do *QFD – Quality Function Deployment* – que aborda a conversão dos requisitos do consumidor em características de qualidade do produto e, o desenvolvimento da qualidade de projeto para o produto acabado através de desdobramentos sistemáticos das relações entre os requisitos

¹¹ Metodologia para busca de soluções criativas de problemas. Propõe a formação de um grupo de pessoas que sugerem soluções para o problema de maneira aleatória e sob um conjunto de regras simples (AMARAL, 2006).

do consumidor e as características do produto (AKAO, 1990). Pode ser empregada durante todo o processo de desenvolvimento de produto, e tem por objetivo auxiliar a equipe de desenvolvimento a incorporar no projeto as reais necessidades dos clientes. Numa visão empresarial, o grande objetivo é a maximização do valor do produto, aumentando o nível de satisfação do cliente a um preço concorrencial (DATALYZER, 2006).

A vantagem do QFD está em explicitar as relações entre os requisitos do usuário (necessidades dos clientes), características da qualidade (requisitos de projeto) e parâmetros do processo produtivo, permitindo a harmonização e priorização das várias decisões tomadas durante o processo de desenvolvimento do produto, bem como em potencializar o trabalho de equipe. Outro aspecto importante a considerar é que, por ser uma metodologia que se baseia em trabalho coletivo, os membros da equipe desenvolvem uma compreensão comum sobre as decisões, suas razões e suas implicações, e se tornam comprometidos com iniciativas de implementar as decisões que são tomadas coletivamente.

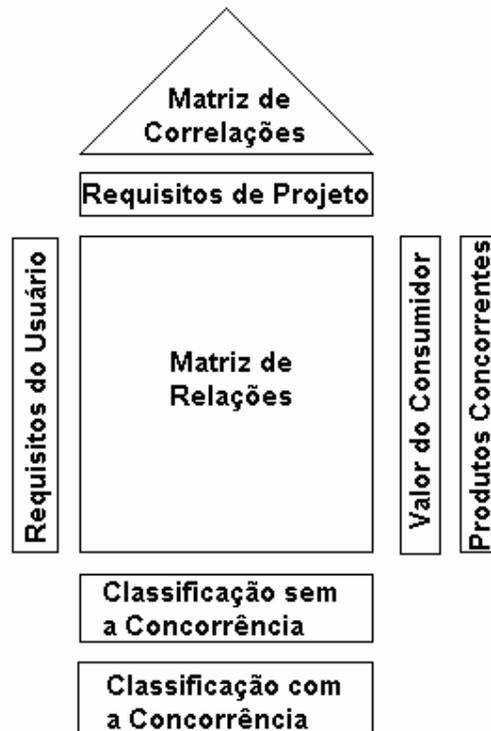


Figura 27 – Casa da Qualidade

Matriz de correlações – A matriz de correlações é a parte superior da casa de qualidade (também conhecido por “teto da casa de qualidade”). Esta matriz cruza as características de qualidade entre si, sempre duas a duas, permitindo identificar o relacionamento entre elas. Estas relações podem ser de apoio mútuo – quando o desempenho favorável de uma característica ajuda o desempenho favorável da outra

característica, ou de conflito – quando o desempenho favorável de uma característica prejudica o desempenho favorável da outra característica.

A maioria dos autores estudados entende que este relacionamento pode variar apenas de sentido (se é de apoio ou conflito) e de intensidade (se é forte ou fraco).

Matriz de relações – Esta matriz é feita através da interseção dos requisitos dos clientes com as características de qualidade, não sendo, portanto, um dos elementos da segunda. Sua compreensão é imprescindível para o entendimento dos demais elementos da tabela das características de qualidade. Sua função é permitir a identificação de como e quanto, cada característica influencia no atendimento dos requisitos dos usuários. Tais relações, que devem ser indicadas na parte superior, acima dos requisitos de projeto, tanto podem ser positivas, quanto negativas. No entanto, autores como Cheng et al (1995) entre outros, só consideram as relações positivas.

A maioria dos autores avalia a intensidade das relações em quatro níveis: forte, média, fraca e inexistente (PEIXOTO, 1998).

Requisitos do Usuário – mostra as necessidades enunciadas pelos clientes convertidas qualitativamente em necessidades reais (AKAO, 1996). Devem ser obtidos, em pesquisas de mercado e em publicações técnicas, porém, nem sempre os requisitos são obtidos diretamente dos clientes, podendo ser gerados dentro da própria empresa, através da experiência mercadológica dos seus colaboradores (AKAO, 1990).

Os requisitos devem ser organizados em níveis hierárquicos, através da técnica de diagrama de afinidades.

Requisitos do Projeto – neste item são selecionados os requisitos técnicos do projeto, obtidos da conversão dos requisitos dos usuários. Porém, LOCKAMY III & KHURANA (1995), bem como AKAO (1990), alertam que nem sempre os requisitos são obtidos diretamente dos clientes, podendo ser gerados dentro da própria empresa, através da experiência mercadológica dos seus colaboradores.

Valor do Consumidor – no desenvolvimento dessas informações pode-se determinar a importância de cada um desses requisitos para os clientes (AMARAL et al, 2006), pois esta fase compreende na valoração dos requisitos do usuário.

Produtos Concorrentes – (*Benchmarking*¹²): a avaliação da concorrência descreve e relaciona cada requisito do cliente com alguns dos seus concorrentes mais significativos, comparando-as com o produto da empresa.

Classificação sem a Ocorrência – para cada célula da matriz de relações é determinado se existem uma relação ou não, e caso exista, qual a sua intensidade. A quantificação dos requisitos irá formar o conjunto de especificações para o produto ser

¹² É o processo contínuo de medição de produtos, serviços e práticas em relação aos mais fortes concorrentes, ou às empresas reconhecidas como líderes em suas indústrias (AMARAL, 2006).

desenvolvido (AMARAL et al, 2006). Neste item específico, os dados são avaliados sem levar em consideração a existência da concorrência. A pontuação é gerada automaticamente com o cruzamento dos dados feitos pelo software, neste caso, o WinQFD.

Classificação com a Ocorrência – a avaliação da concorrência descreve e compara cada característica da qualidade em cada produto, com as dos produtos concorrentes. A pontuação também é gerada automaticamente com o cruzamento dos dados feitos pelo software WinQFD.

O QFD tem sido aplicado como um método de melhoria da qualidade de ação preventiva. A sua aplicação permite detectar possíveis erros reduzindo o tempo de projeto o que conduz a uma redução de custos e conseqüente aumento de produtividade.

Alguns dos principais benefícios da utilização do QFD são:

- Diminuir as taxas de insucesso no lançamento de novos produtos;
- Aumentar a eficácia do próprio processo de desenvolvimento (menores custos e duração do ciclo de lançamento);
- Encaminhar as decisões de forma a obter produtos de sucesso, capazes de satisfazer os clientes e superar concorrentes;
- Melhor qualidade através de uma melhor compreensão das necessidades do cliente além de sua satisfação;
- Concepção mais orientada para o cliente;
- Melhoria organizacional nos projetos de desenvolvimento e maior transparência do processo de concepção e desenvolvimento;
- Ciclo de desenvolvimento do produto mais rápido;
- Decréscimo das modificações da concepção;
- Melhoria da capacidade de colaboração entre os departamentos (Melhor comunicação e melhor e maior cooperação).

3.1.3 – BRAINSTORMING

O primeiro método para produção de novas idéias de que se tem notícia é a associação de idéias, estruturada por Platão e Aristóteles no séc. IV – a.C. A busca de saídas de “dentro da caixa”, do “labirinto mental” faz mais de 2.300 anos. Na década de 40 do século XX, a busca renasceu com o *brainstorming*, criado por Alex Osborn (SANTO, 2007).

Brainstorming é um método para geração de novas idéias, conceitos e soluções para qualquer assunto ou tópico num ambiente livre de críticas e de restrições à imaginação (SIQUEIRA, 2007), conhecida também no Brasil por “tempestade de idéias” ou “toró de palpites”, conforme ilustra a Figura 28.

O princípio básico é reunir um conjunto de especialistas, ou pessoas de conhecimentos diversificados, para que cada um possa inspirar ao outro a criação de idéias que contribuam para resolver o problema em uma ou várias reuniões. As idéias sugeridas são exploradas nestes encontros e não devem ser criticadas ou julgadas, durante a fase de ideação.



Figura 28 – *Brainstorming* (CURRIE, 2006).

A técnica geralmente é aplicada no início da fase do desenvolvimento quando pouco do projeto é conhecido e são necessárias idéias novas. O *brainstorming* é usado para gerar novas idéias, deixando a mente livre para aceitar toda a idéia que for sugerida e, assim, permitir a liberdade para a criatividade. O resultado de uma sessão de *brainstorming* bem sucedida é um conjunto de boas idéias e a sensação de que todos participaram da solução do problema. *Brainstorming* é uma técnica particularmente efetiva para ser aplicada à concepção de um sistema ou na exploração e entendimento do potencial de mercado para este produto. As principais características, segundo Santo (2007) são:

- Críticas: nenhuma é permitida, sequer de ordem facial.
- Quantidade de idéias: é bem vinda. De quantidade pode-se tirar maior qualidade.
- Quantidade de participantes por sessão: mínimo de 4 e máximo de 8.
- Registro: as idéias devem ser anotadas (gravadas ou filmadas quando os membros são capazes de gerar grande quantidade de idéias em pouco tempo) por uma pessoa com habilidade de escrever rapidamente.
- Materiais: pode-se usar *post-it*, *flipchart*, painéis e outros dispositivos. É importante que todos ouçam as idéias de todos com o objetivo explícito de “dar a conhecer” as sugestões de cada um, de modo a produzir sinapses mentais em todos os outros levando-os a inspirar-se em novas idéias.
- Ambiente para realização da sessão: preferencialmente com objetos lúdicos e sobriedade, isento de qualquer tipo de desconcentração (telefones, alto falantes, circulação de pessoas, vidraças que permitem enxergar a produção, etc...).

- Tempo do *brainstorming*: não há um tempo definido, a priori. Há a percepção do coordenador quando o grupo esgotou suas idéias, normalmente caracterizado pelo silêncio. O coordenador pode provocar um pouco mais o grupo, mas se não houver respostas encerra-se a sessão.
- Tema: a escolha do tema deve ter grande atenção do coordenador, uma vez que pode contribuir ou impedir novas abordagens. Há situações nas quais o problema precisa ser colocado com exatidão, uma vez que se busca resposta criativa, técnica/comercial e imediata. Mas nem sempre é assim. Temas repetidamente praticados podem desmotivar os participantes.
- Convidados: participação de chefes, clientes, fornecedores e estranhos ao núcleo. A participação deles deve ser avaliada em função dos objetivos, do tema escolhido, do tempo disponível, do local onde serão realizados e outros fatores pertinentes a cada situação.

Além dessas características, Siqueira (2007) ainda acrescenta alguns itens que podem ser úteis ao processo de geração de idéias:

- Mudar e combinar: em qualquer momento, é permitido que alguém apresente uma idéia que seja uma modificação ou combinação de idéias já apresentadas por outras pessoas do grupo. Contudo, as idéias originais devem ser mantidas.
- Igualdade de oportunidade: assegure-se de que todos tenham a chance de apresentar suas idéias.

Após o término da sessão, é necessário que o coordenador reúna as idéias afins e classifique-as em temas e categorias; dentro da mesma categoria, se faz necessário combinar as idéias similares e eliminar as duplicidades; selecionar as melhores idéias para serem analisadas, melhoradas e aproveitadas, tendo certeza de que todos os envolvidos na sessão de *brainstorming* estejam de acordo com a escolha; e como parte final, dar um *feedback* ao grupo sobre o resultado final do *brainstorming* e mostrar como suas contribuições foram valiosas.

3.2 – APLICAÇÃO DA METODOLOGIA

3.2.1 – O PLANEJAMENTO DO PROJETO

Conforme citado no item 3.1.1, esta fase se destina ao planejamento de um novo projeto, face às estratégias de negócio da empresa. Inclui atividades para a organização dos

trabalhos a serem desenvolvidos ao longo do processo, como definição do escopo, das atividades do projeto, programação e orçamento do projeto, entre outras (ROMANO, 2003).

Em Agosto de 2005 o diretor técnico da empresa Nano entrou em contato com o Professor Daniel Martins a fim de desenvolver dois projetos, sendo um deles, o desenvolvimento de uma solução alternativa para teste de fadiga de endopróteses diante das soluções existentes no mercado. O prazo estipulado para apresentação da nova idéia foi agendado para dezembro de 2006.

Esta nova solução deveria atender aos objetivos deste trabalho, descritos no item 1.3, e conseqüentemente, a norma ISO sobre implante cardiovascular.

Por parte da empresa ficou acertada a disponibilização de materiais científicos pertencentes à mesma, bem como a consultoria técnica sobre futuras dúvidas, além do fornecimento de endopróteses para testes.

3.2.2 – PROJETO INFORMACIONAL

Nesta fase foi feita uma análise do problema com a coleta de informações sobre o mesmo, onde foram geradas as especificações técnicas do produto a ser desenvolvido.

Na análise do problema, foi estudado o sistema circulatório, o aneurisma, a endoprótese, as normas de teste e as soluções existentes, conforme apresentado na revisão bibliográfica do CAPÍTULO 2.

O fator que mais influencia no resultado do teste é a freqüência, pois ela está ligada diretamente à rapidez com que o teste será feito, vibração, desgaste, controle, manutenção, etc, como será visto no item 3.2.3 – , mas existem outros fatores que exercem influência no teste, como o controle de temperatura e de pressão.

O controle da temperatura se faz necessário porque o teste de fadiga de endoprótese precisa ser feito com temperatura controlada em 37 °C. Dependendo do acionamento usado, como por exemplo, um pistão de um motor de aeromodelo, a temperatura pode ser muito elevada, ultrapassando facilmente a temperatura desejada.

O controle da pressão é útil não somente para controle da temperatura interna da endoprótese, evitando assim rompimento na superfície de PTFEe, como também para segurança do equipamento, visto que uma pressão demasiadamente elevada poder apresentar risco.

Como necessidade do cliente, pode-se destacar a execução do teste em menor tempo possível, visto que qualquer modificação estrutural na endoprótese faz necessário que a mesma seja testada antes de ser lançada no mercado. Com os resultados iniciais dos testes, o produto pode ser remodelado para uma melhora no desempenho e ser novamente

testado. Se os testes forem demasiadamente longos, por exemplo: 2 anos, fica muito limitada a implementação de melhorias nas endopróteses.

3.2.3 – CASA DA QUALIDADE

Para a construção da Casa da Qualidade (Figura 29) foi utilizado um software de apoio, desenvolvido na UFSC pelo Grupo de Engenharia de Produção e Processo – GEPP. Através dele, buscou-se transformar os requisitos do consumidor em características do produto, para que estas pudessem ser mais bem avaliadas.

Baseado nas informações apresentadas no item 3.1.2 – A CASA DA QUALIDADE e na Figura 27, tem-se as seguintes análises:

Matriz de correlações – parte superior do gráfico da casa da qualidade (telhado da casa) – foi elaborada através do cruzamento dos requisitos entre si, sempre dois a dois, o que permitiu identificar o relacionamento entre eles.

Matriz de relações – feita através da interseção dos requisitos dos usuários com os requisitos do projeto – foi elaborada de forma semelhante à matriz de correlações.

Para fazer a comparação dos requisitos dos usuários com os produtos concorrentes, foram consideradas as máquinas comercializadas pelas empresas Electroforce e Dynatec Delta, através de fotos, artigos e catálogos, bem como com materiais em posse da empresa Nano das máquinas de teste de propriedade da NMI.

Requisitos do Projeto:

Freqüência – A freqüência de trabalho deve ser a mais elevada possível, para diminuir o tempo de teste, possibilitando modificações mais dinâmicas no desenvolvimento de melhorias das endopróteses. O ideal é uma freqüência de trabalho de 53 Hz., que é freqüência necessária para simular os 10 anos de funcionamento em três meses (prazo anteriormente estipulado pela empresa).

Deslocamento – Deve ser analisado o relacionamento do deslocamento com outros parâmetros, pois quanto maior o deslocamento, maior o torque do motor.

Controle de Temperatura – a temperatura do teste deve ser mantida constante, em torno dos 37 ° Celsius.

Controle de Pressão – preferencialmente, a máquina deve trabalhar com a pressão no interior da endoprótese variando entre 80 e 160 mm Hg.

Acessibilidade do Endoscópio – uma fácil acessibilidade do endoscópio reduz o tempo do equipamento parado, além de ter menos custo com mão-de-obra para a verificação. A freqüência de verificação é pré-estabelecida (por exemplo, a cada 30 milhões de ciclos).

Tempo – O tempo de teste deve ser o mais curto possível, como mencionado anteriormente, um menor tempo de teste resulta em uma maior possibilidade de ciclos de aperfeiçoamentos nas endopróteses.

Vibração – A vibração exerce influência negativa no teste e deve tentar ao máximo ser evitada.

Nível de Ruído – Quanto mais baixo, melhor.

Segurança – quanto mais elevada, melhor, tanto para operação quanto para o funcionamento.

Confiabilidade – A confiabilidade de um determinado item pode ser definida como sua capacidade de realizar uma função requerida durante um determinado período de tempo, submetido a um determinado meio, em condições de projeto (EBELING, 1997). Uma análise dos itens que interferem na confiabilidade, como pressão, frequência, temperatura... faz-se necessária.

Mantenabilidade – A manutenibilidade denota a facilidade de efetuar a manutenção do sistema, ou seja, a probabilidade que um sistema com defeitos seja restaurado a um estado operacional dentro de um período determinado. Restauração envolve a localização do problema, o reparo e a recolocação em operação, portanto, quanto mais fácil a manutenibilidade da máquina, menores os custos.

Operabilidade – Se possível for, o equipamento deve ser fácil de operar, pois não necessita de uma mão de obra extremamente qualificada.

Aquecimento do Sistema – Deve ser controlado e o menor possível.

Consumo de Energia – Baixo.

Montagem da Máquina – Preferencialmente simples e sem necessidade de equipamentos especiais.

Tempo de Aprendizagem – O menor possível.

3.2.4 – PROJETO CONCEITUAL

Durante a fase do projeto conceitual foram estabelecidos os requisitos do projeto, como controle da vibração, ruído, confiabilidade, manutenibilidade, consumo de energia, dentre outros que foram mostrados na casa da qualidade, no item 3.2.3, cuja fase também pode ser considerada inserida na fase de projeto conceitual, assim como o *Brainstorming*, cujo intuito era a seleção de soluções para o problema.

Ao analisar detalhadamente as soluções existentes no mercado, chegou-se à conclusão de que a patente de Moreno (2004) é a que mais se aproxima do funcionamento normal de um vaso sanguíneo, podendo simular, por exemplo, o caminhar de uma pessoa, sendo capaz de realizar os movimentos de compressão, extensão, torção e flexão, além do movimento de expansão radial, que neste caso, é o mais importante para o teste de fadiga de endopróteses por ser o mais solicitado durante os dez anos – prazo mínimo de duração segundo as normas.

Com base nestas observações se fez necessário um maior estudo sobre esta solução, visto que não foram encontradas maiores informações sobre a patente em questão, mostrando, por exemplo, se ela chegou a ser materializada.

A maior dificuldade para a construção desta patente é o acionamento para o esforço radial, já que teria uma frequência elevada de trabalho, em torno de 53 Hz (frequência necessária para simular dez anos de uso em três meses).

Para tentar sanar este problema, foi utilizado o método do *brainstorming*, que possibilitou a apresentação de diversas soluções para o problema.

A etapa de Projeto Conceitual merece uma atenção maior neste trabalho e por isso será tratada com mais detalhes no CAPÍTULO 4.

3.2.5 – BRAINSTORMING

As soluções apresentadas neste item foram resultados da sessão de *brainstorming* realizada pelos seguintes participantes: Carlos Alberto Martin, Dr. Ing. em Engenharia de Precisão e professor de Automação de Máquinas e Aparelhos pela USFC; Daniel Martins, Dr. Eng. em Engenharia Mecânica e professor de Robótica e Projetos de Mecanismos; David Pimentel Burgoa, Dr. Eng. em Automação de Máquinas e Equipamentos; Fabrício Lima Brasil, Eng. Mestrando em Engenharia Mecânica na UFSC. O objetivo desta sessão de *brainstorming* foi de propor soluções para efetuar a variação radial da endoprótese em uma frequência de 53 Hz, que é a frequência necessária para simular 10 anos de funcionamento em três meses.

Como resultado desta sessão de *brainstorming*, foram selecionadas posteriormente as seguintes soluções de acionamento para o problema:

1 – Biela-Manivela

O sistema biela-manivela (Figura 30) surgiu no fim do século XIV e a sua utilização mais importante diz respeito à roda de fiar. Apenas no final do século XVI que começa a animar as bombas hidráulicas, mas ainda esporadicamente (DAUMAS, 1981). Só adquiriu as dimensões de um equipamento importante no fim do século XVII.

Um motor é acoplado ao eixo e o movimento circular contínuo produz um movimento linear alternado, movimentando a manivela para cima e para baixo, conforme a Figura 29. Este movimento expeliria e depois aspiraria a água para o interior da endoprótese, sendo que na outra extremidade a endoprótese estaria fechada.

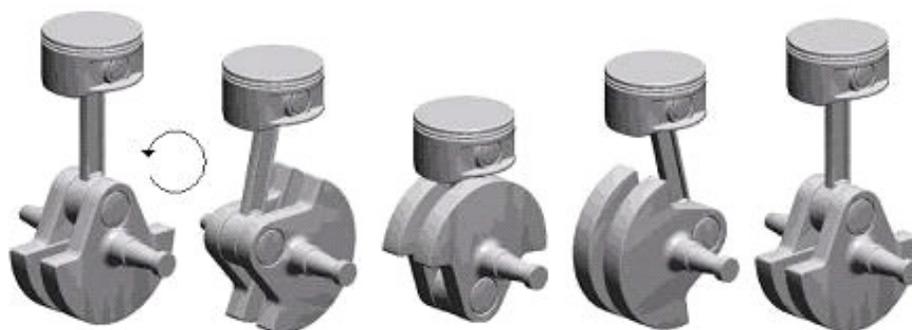


Figura 30 – Biela – Manivela

2 – Bomba Peristáltica

O sistema peristáltico tem seu modo de funcionamento baseado na própria natureza humana e é uma das mais antigas formas de dosagem. Do esôfago ao intestino, o aparelho digestivo funciona pelo mesmo princípio, testado e aprovado por milhões de anos, com funcionamento intermitente e vida útil de muitas décadas.

Há muito tempo o sistema peristáltico foi adotado como dosagem de produtos químicos em aplicações industriais, institucionais ou em laboratórios de pesquisa por ser um método robusto, de fácil construção e manutenção, e por não colocar partes metálicas em contato com o produto dosado, além de não apresentar dificuldades com bolhas de ar na linha de dosagem.

Funcionamento: Do lado esquerdo da bomba ocorre a aspiração de produto. O rolete, pressionando a mangueira contra o cabeçote, cria um vácuo no lado de aspiração, puxando o produto a ser dosado para dentro da bomba (Figura 31). Do lado direito da bomba ocorre a pressurização e injeção do produto. Com os roletes "empurrando" o ar ou produto que se encontra no cartucho, movimentam o conteúdo da mangueira de injeção.

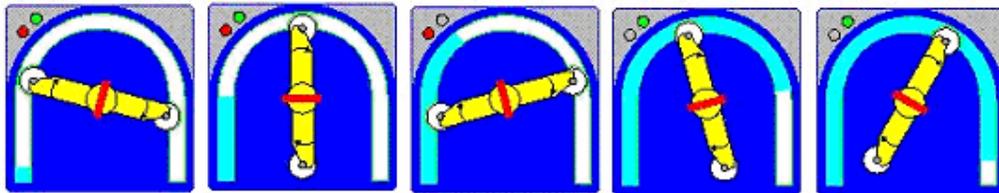


Figura 31 – Bomba Peristáltica

3 – Bobina de Alto Falante

Algumas bobinas de alto falante vendidas no mercado produzem um deslocamento considerável, chegando até 3 centímetros. Essas bobinas geralmente são de *subwoofers* (Figura 32), responsáveis pelo efeito super grave da música. Uma grande vantagem deste acionamento é o fácil controle de frequência e amplitude do deslocamento.

A bobina funcionaria como um pistão, realizando movimento linear alternado, que por sua vez, acionaria um diafragma.



Figura 32 – Subwoofer (BRAVOX®, 2006).

4 – Shaker de áudio

Popularmente conhecido por “*Bass Shaker*” (Figura 33). É um aparelho que simula o efeito do *subwoofer* nos aparelhos de som, oferecendo uma maior percepção da vibração sub-audível dos sons graves em programa musical ou mesmo pelo áudio de um filme. Vem sendo cada vez mais usado pela indústria de entretenimento em cinemas, *home theaters* ou mesmo em conjuntos de realidade virtual. É usado fixado no local onde se deseja vibrar, como por exemplo, a poltrona do cinema e os sons graves do áudio são transformados em vibrações pelo *shaker*.



Figura 33 – Bass Shaker (AURASOUND, 2007).

5 – Excitador Eletromecânico

Mais conhecido por *Shaker* (Figura 34). Como o próprio nome diz, este é um dispositivo mecânico com acionamento elétrico que provoca excitação vibracional. Pode trabalhar com uma gama de freqüência muito variável, dependendo do modelo escolhido. O deslocamento varia de forma inversamente proporcional com a freqüência.



Figura 34 – *Shaker* (BRÜEL & KJAER, 2007)

6 – Bomba de Diafragma

O órgão que provê a energia do líquido é uma membrana ativada por uma haste com movimento alternativo. O movimento da membrana, em um sentido, diminui a pressão da câmara fazendo com que seja admitido um volume de líquido, conforme mostra a Figura 35. Ao ser invertido o sentido do movimento da haste, esse volume é descarregado na linha de recalque.

São usadas para serviços de dosagens de produtos já que, ao ser variado o curso da haste, varia-se o volume admitido (ROCHA & BARBOSA, 1999).

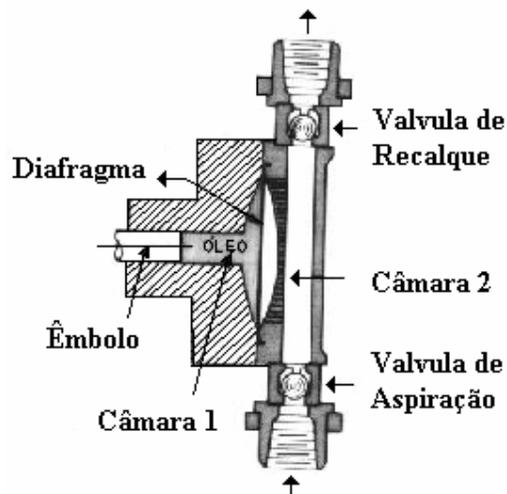


Figura 35 – Bomba de Diafragma (Adaptado de ROCHA & BARBOSA, 1999).

7 – Bomba + Válvula Reguladora de Pressão e/ou Vazão.

Válvulas Proporcionais de controle de pressão (Figura 36) são, basicamente, válvulas de controle de pressão ajustáveis eletricamente, no qual o dispositivo de ajuste manual foi substituído por um posicionador elétrico, também chamado de solenóide proporcional (De NEGRI et al, 1998).



Figura 36 – Válvula Reguladora de Pressão Proporcional (FESTO, 2006)

Válvulas Proporcionais de controle de vazão são válvulas de controle de velocidade ajustáveis eletronicamente e são baseadas no deslocamento do carretel da válvula. Como a variável de saída é a vazão, estas válvulas têm características construtivas bastante rigorosas de fabricação (De NEGRI et al, 1998).

3.3.6 – PROJETO PRELIMINAR

Na fase de Projeto Preliminar foram elaborados os leiautes alternativos do produto, na qual um deles foi selecionado, além de estabelecidas às dimensões otimizadas dos componentes, o tipo de material e os processos de fabricação. Com isso, o leiaute final é determinado e é iniciado o plano de fabricação e teste do protótipo, para realizar o cálculo inicial de custo.

O desenvolvimento desta etapa é melhor detalhado no CAPÍTULO 5.

3.3.7 – PROJETO DETALHADO

O Desenvolvimento do Projeto Detalhado não foi completado nesta pesquisa por falta de tempo, ficando como parte das sugestões para trabalhos futuros.

As formas geométricas, dimensões, tolerâncias e materiais de todas as partes individuais do produto foram especificadas, resultando em uma lista de desenhos, que foram utilizados para a construção do protótipo.

CAPÍTULO 4

PROJETO CONCEITUAL

Neste capítulo é demonstrada a busca por soluções e análise das mesmas, além de um orçamento preliminar para construção de um protótipo. O capítulo mostra também uma nova solução para máquinas de teste de fadiga de endopróteses.

4.1 – ANÁLISE DAS SOLUÇÕES DO *BRAINSTORMING*

Nesta etapa todas as soluções apresentadas no Projeto Conceitual foram analisadas para verificação da viabilidade técnica de sua utilização. Como a principal dificuldade do trabalho é o acionamento para variação volumétrica, devido à elevada frequência, foi dada uma maior atenção com relação a busca de soluções para este problema.

Até este momento era considerado que o fluido utilizado no teste seria uma solução salina, que emula o sangue em testes de laboratório, conforme as informações nas patentes e pesquisas divulgadas relacionadas e sobre o assunto.

1 – Biela Manivela

A biela manivela apresenta uma fácil solução para o problema, já que para simular o deslocamento do sangue nas sístoles e diástoles do coração, pode ser utilizado um pistão e controlar o deslocamento da biela, conforme mostra a Figura 37, alterando assim o volume deslocado pelo pistão.

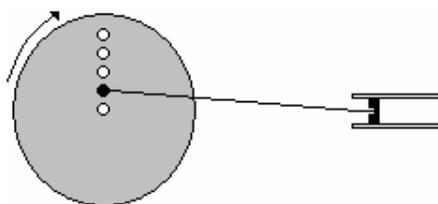


Figura 37 – Biela Manivela

O problema desta solução está na lubrificação do pistão com óleo que, por sua vez, entra em contato com a solução salina. Para evitar este problema seria necessário o acoplamento de uma membrana, que isolasse o líquido do interior do pistão com a solução

emuladora do sangue. Outro possível problema está na oxidação causada pelo sal em contato com o metal do pistão.

2 – Bomba Peristáltica

Com esta solução, seria eliminado o uso do pistão e com isso, não teria o problema do contato da solução usada para teste com o óleo.

Para fazer com que o líquido se deslocasse para o interior da endoprótese e depois saísse, são necessárias, por exemplo, duas bielas girando com a mesma velocidade em sentidos contrários, conforme mostra a Figura 38. Desta forma enquanto a biela da esquerda está pressionando o líquido para o interior da endoprótese, a biela da direita não está em contato com a mangueira. Quando a biela da esquerda deixar de pressionar a mangueira, a biela da direita entrará em contato com esta, mas em sentido oposto, fazendo com que o líquido empurrado para dentro da endoprótese saia de seu interior.

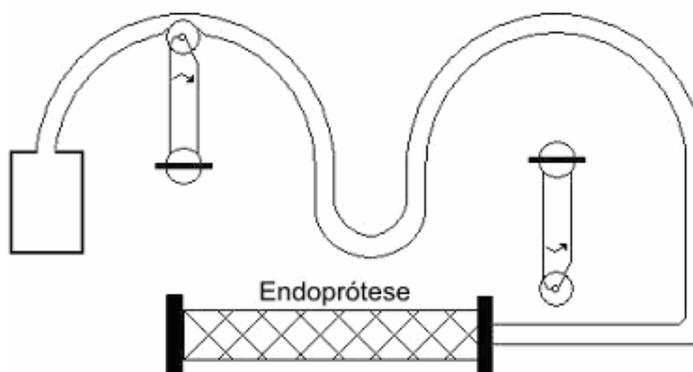


Figura 38 – Sistema Peristáltico

Este princípio de solução apresenta dois problemas. O primeiro deles é a alta rotação necessária para fazer com que o requisito de 53 Hz seja alcançado. O segundo diz respeito à durabilidade da mangueira usada, pois elas não são fabricadas para trabalhar com uma frequência tão elevada.

3 – Bobina de Alto-Falante (*Voice Coil Motor*)

A bobina de alto falante pode ser acoplada a um diafragma e este por sua vez, deslocaria o líquido para a endoprótese. Esta solução apresenta duas ótimas características, que são: o controle da frequência e da amplitude do deslocamento. A frequência pode ser determinada por um simples gerador de função e a amplitude por sua vez, controlada ajustando a tensão aplicada à bobina.

A Figura 39 mostra um experimento feito no LHW (Laboratório de *Hardware* – Engenharia Mecânica da UFSC) para avaliar a possibilidade de uso desta solução.

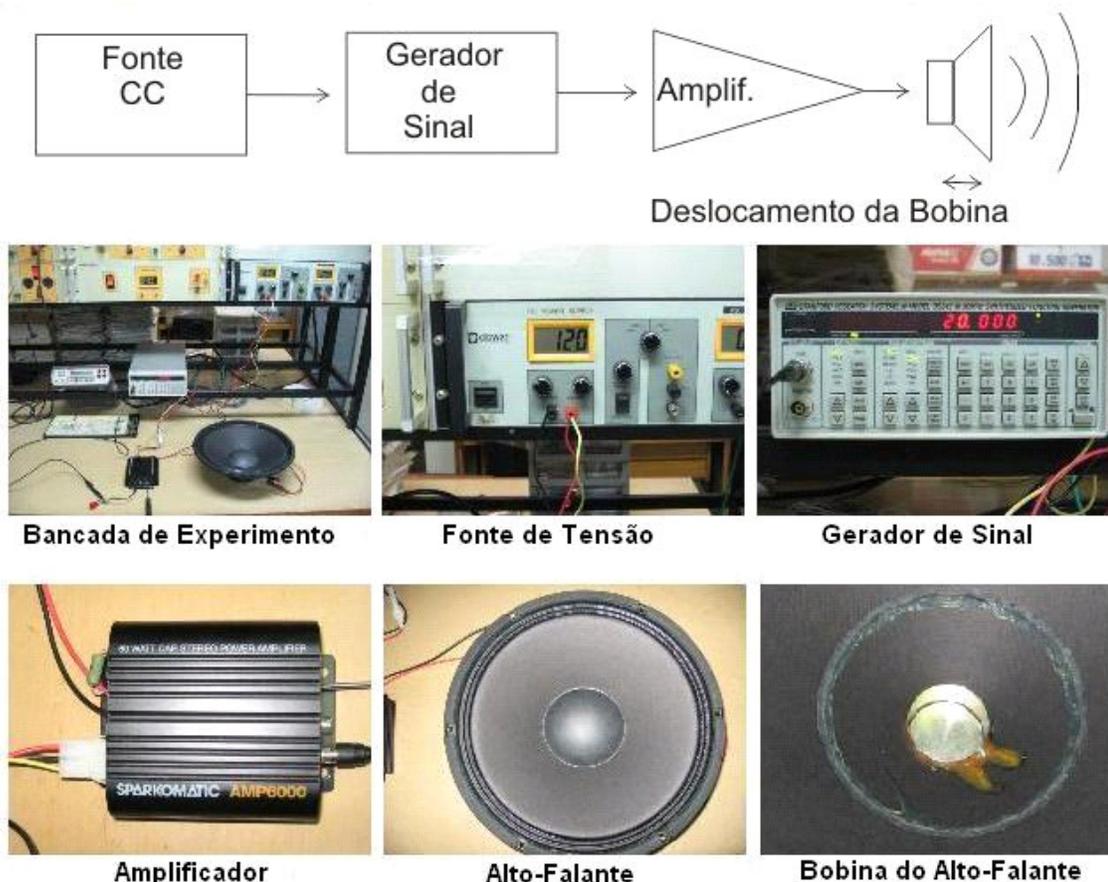


Figura 39 – Experimento com Alto-Falante

Após este experimento observou-se a viabilidade de utilizar o deslocamento da bobina do alto falante para movimentar um diafragma.

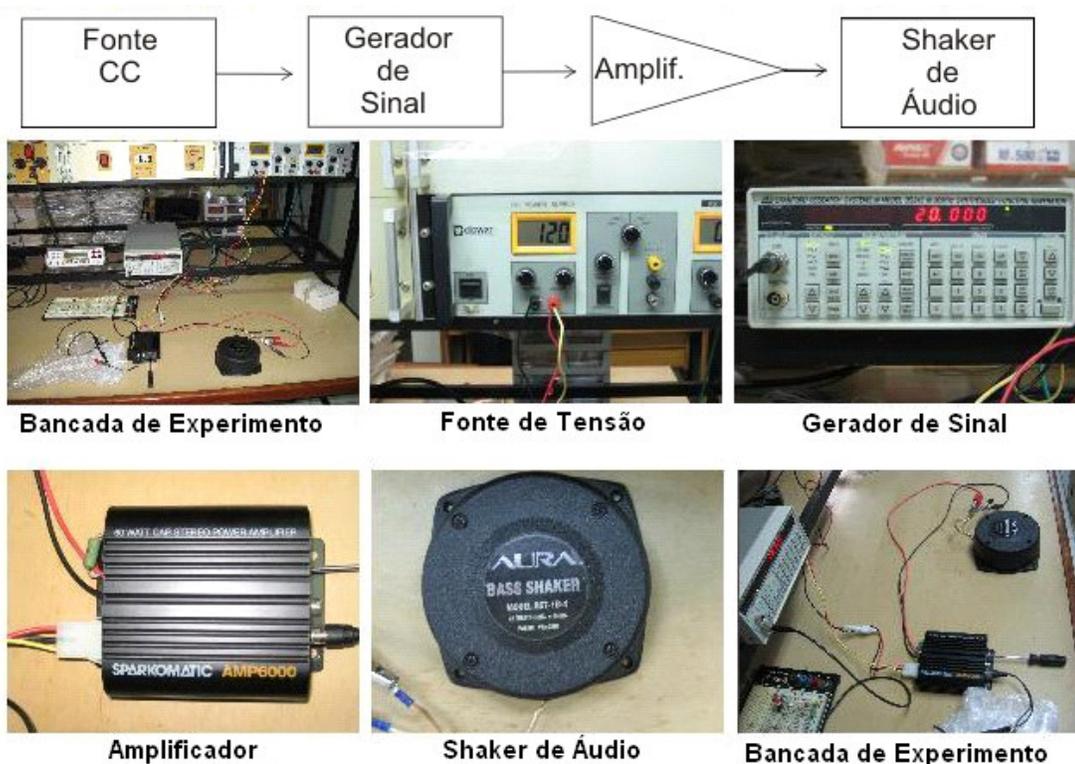
Através de catálogos dos fabricantes de alto falante verificou-se que alguns modelos de *subwoofer* produzem deslocamento de até 3 centímetros.

Nenhum dos fabricantes contatados soube informar uma curva, ou relação do deslocamento da bobina, caso fosse submetida uma carga na mesma, como por exemplo, acoplá-la a um diafragma. Outra observação que mereceu destaque por parte dos fabricantes foi o manuseio da bobina, caso fosse desejada alguma mudança nesta, como acoplamento ou solda, pois o mínimo desvio do eixo de projeto causaria a queima desta bobina devido ao atrito.

4 – *Shaker* de áudio

Um outro experimento feito no LHW foi com o uso de um *shaker* de áudio para verificar o deslocamento proporcionado por sua vibração, conforme mostra a Figura 40.

Durante o experimento foi constatado que o *shaker* de áudio é capaz de fazer toda a bancada de teste vibrar, principalmente quando pressionado contra ela, porém, o deslocamento produzido pode ser considerado desprezível e seu uso totalmente descartado para produzir deslocamento satisfatório no diafragma.

Figura 40 – Experimento com *Shaker* de Áudio

5 – Excitador Eletromecânico

Para avaliar o uso do excitador eletromecânico procurou-se o apoio de especialistas na área, no Laboratório de Vibração e Acústica (LVA) da UFSC. O *shaker* pode trabalhar com frequências elevadas, mas o deslocamento é inversamente proporcional a essas frequências. Seria muito difícil o “controle” do deslocamento nessa aplicação e o ideal seria o uso de um excitador hidráulico, pois permite o ajuste especificamente o controle desta variável.

Além desses fatores, pode-se destacar ainda o elevado custo de um excitador eletromecânico e do amplificador necessário para seu uso, que em conjunto custavam R\$ 23.700 em Fevereiro de 2006 (U\$ 11.075).

6 – Bomba de Diafragma

Para haver um controle mais preciso da vazão bombeada, se faz necessário o uso de uma bomba de diafragma dosadora. Uma vantagem da utilização desta bomba é a possibilidade do teste de várias endopróteses simultaneamente, pois estas bombas podem operar com vários cabeçotes utilizando o mesmo motor como acionamento, conforme mostra a Figura 41.



Figura 41 – Bomba de Diafragma com 4 cabeçotes (GRABE, 2006)

A possibilidade do uso de vários cabeçotes de forma simultânea amplia não somente o número possível de testes simultâneos, como também a composição exata do volume por pulsação:

Exemplo: Cada cabeçote pode bombear somente 10 ml de líquido por pulsação. Para testar uma endoprótese cuja dimensão é de 155 mm x 34 mm é necessário que seja bombeado 13 ml de líquido no interior desta endoprótese, conforme mostram os cálculos abaixo:

Antes do início dos cálculos, algumas considerações:

- a – Ao ser inserida na artéria, a endoprótese reduz cerca de 20% seu diâmetro.
- b – A cada batimento do coração (sístole), a aorta se dilata cerca de 7%.

$$\text{Volume do cilindro} = \pi \cdot r^2 \cdot h \quad (4.1)$$

onde r é o raio e h , a altura.

Considerando os itens “a” e “b” citados acima, tem-se:

$$D_1 = D_0 - 20\% \text{ e } D_2 = D_1 + 7\%$$

onde,

D_0 = Diâmetro inicial da endoprótese;

D_1 = Diâmetro da endoprótese no interior da artéria;

D_2 = Diâmetro da endoprótese no interior da artéria após a sístole do coração.

$$D_0 = 34 \text{ mm}; D_1 = 27,2 \text{ mm}; D_2 = 29,104 \text{ mm}; h = 155 \text{ mm}.$$

$$\text{Volume no momento “a”} = \pi \cdot (13,6 \times 13,6) \cdot 155 = 90.065,69 \text{ mm}^3$$

$$\text{Volume no momento “b”} = \pi \cdot (14,552 \times 14,552) \cdot 155 = 103.116,21 \text{ mm}^3$$

$$\Delta V = V_b - V_a = 13050,52 \text{ mm}^3 = 13,05 \text{ ml}$$

Então, para testar esta endoprótese seriam necessários dois cabeçotes funcionando em sincronismo, e a combinação dos dois deslocando 13 ml por pulso.

A utilização da bomba de diafragma teria como restrição a elevada frequência de trabalho requisitada, visto que a maioria permite um regime de operação máximo de 6 Hz.

7 – Controle por Válvula Reguladora de Vazão Proporcional

Uma alternativa de solução é o uso de válvula reguladora de vazão como controle do sistema. Com uso de duas válvulas reguladoras de vazão seria possível controlar a quantidade de líquido que foi inserida e a quantidade que deve sair da endoprótese, controlando assim a variação volumétrica em seu interior.

Uma dificuldade no uso desta solução está na pequena¹³ variação de volume por pulso e a elevada frequência de trabalho.

8 - Conclusão

Após a análise final das soluções apresentadas, chegou-se à conclusão de que a bomba dosadora de diafragma melhor atenderia o problema, porque não seriam necessários experimentos (como o acoplamento de membranas no alto-falante, ou mesmo montar um sistema peristáltico), além da possibilidade de teste de várias endopróteses simultaneamente e o controle exato do volume deslocado. O grande problema dessa bomba é a frequência de trabalho, que nos modelos comerciais alcança no máximo 6 Hz, o que resultaria em 26 meses de teste, ao invés dos 3 meses pré-estabelecidos.

4.2 – ORÇAMENTO PRELIMINAR DA CONCEPÇÃO 1

Das soluções atuais encontradas no mercado, mostradas no item 2.5 – SOLUÇÕES EXISTENTES PARA TESTES DE ENDOPRÓTESES, pode-se observar que a patente de Moreno (2004) é a que pode simular com maior precisão um funcionamento normal de uma artéria, e por conseguinte, a endoprótese. Isto é possível porque além da dilatação radial, a máquina desta patente é capaz de reproduzir outros movimentos, como de compressão, extensão, flexão e torção, simulando dessa forma, os movimentos realizados pelo paciente durante o dia-a-dia, conforme descrito anteriormente.

Como forma de comparação, apresenta-se aqui um orçamento preliminar de uma máquina que realize os movimentos supra-citados.

Além do acionamento responsável pela dilatação radial, visto no tópico anterior, estudaram-se as formas de acionamento para os demais movimentos a serem produzidos

¹³ No apêndice 01 deste trabalho é apresentado uma tabela com valores de todas as combinações possíveis de diâmetro e comprimento, para verificação de volume e vazão para a bomba.

pela máquina, além de equipamentos de controle de temperatura, pressão, ventilação para arrefecimento do motor, diafragma (caso o acionamento responsável pelo efeito de dilatação fosse um *shaker*, por exemplo), placa multi-função para aquisição, comando e controle dos sinais, microcomputador para servir de Interface Homem-Máquina (IHM), além da solução usada para emulação do sangue e demais materiais usados para vedação da endoprótese.

A Figura 42 mostra os principais itens que foram estudados para compor o orçamento preliminar da concepção 1, e esta, está relacionada à matriz morfológica mostrada na Tabela 9.

Uma vez estabelecida à estrutura funcional de um produto que está sendo projetado, é utilizado o método da matriz morfológica, para que, através de uma pesquisa sistemática de novas combinações de seus elementos ou parâmetros, possa se encontrar a melhor solução para o problema.

A matriz morfológica é especialmente útil em reprojatos, já que permite gerar e combinar soluções de funções parciais, onde unicamente são envolvidas as partes que se pretende mudar (DUFOR, 1996). Isto permite estabelecer relações com as partes remanescentes, sempre procurando afetar estas minimamente.

Tabela 9 – Matriz Morfológica

Num.	Função	Solução 1	Solução 2	Solução 3	Solução 4
01	Esforço Longitudinal	Motor de Passo Linear	Atuador Translativo	Solenóide Linear	Biela – Manivela
02	Esforço de Torque	Motor de Passo	Motor CC	Servo CC <i>Brushless</i>	-x-x-x-x-x-
03	Esforço de Curvatura	Solenóide Linear	Atuador Translativo	Biela – Manivela	Motor de Passo Linear
04	Esforço de Ejeção do Líquido	Bobina de Alto Falante	Biela – Manivela	Bomba de Diafragma	Bomba Peristáltica
04a	Esforço de Ejeção do Líquido	<i>Shaker</i>	<i>Shaker</i> Hidráulico	<i>Shaker</i> Orbital	<i>Bass Shaker</i>
05	Adaptador de Ejeção	Fole	Diafragma	Pistão	-x-x-x-x-x-
06	Sensor de Espessura	Micrometro a LASER	Micrometro a LED	-x-x-x-x-x-	-x-x-x-x-x-
07	Transdutor de Pressão	Transmissor Eletrônico com display	Transmissor Eletrônico sem display	-x-x-x-x-x-	-x-x-x-x-x-
08	Transdutor de Temperatura	Termistor	-x-x-x-x-x-	-x-x-x-x-x-	-x-x-x-x-x-
09	Guia de Movimento para Compressão	Rolamento	Fuso de Esferas	Fuso de Rolos Planetários	Deslizamento
10	Guia de Movimento para o Sensor de Deslocamento	Rolamento	Pinhão Cremalheira	Fuso de Esferas	Fuso de Rolos Planetários
11	Ventilador	<i>Cooler</i> de microcomp.	Ventilador ca	Ventilador cc	-x-x-x-x-x-
12	Placa Multifunção	<i>Low Cost</i>	-x-x-x-x-x-	-x-x-x-x-x-	-x-x-x-x-x-
13	Conduite	Silicone	Látex	Elastômetro	-x-x-x-x-x-
14	Fixação do Conduite	Anéis “ <i>o-ring</i> ”	Abraçadeira (<i>rose-clamp</i>)	-x-x-x-x-x-	-x-x-x-x-x-
15	Solução (Líquido)	Salina	Soro Fisiológico	-x-x-x-x-x-	-x-x-x-x-x-
16	Microcomputador	-x-x-x-x-x-	-x-x-x-x-x-	-x-x-x-x-x-	-x-x-x-x-x-
17	<i>No Break</i>	-x-x-x-x-x-	-x-x-x-x-x-	-x-x-x-x-x-	-x-x-x-x-x-
18	Recomendações	-x-x-x-x-x-	-x-x-x-x-x-	-x-x-x-x-x-	-x-x-x-x-x-

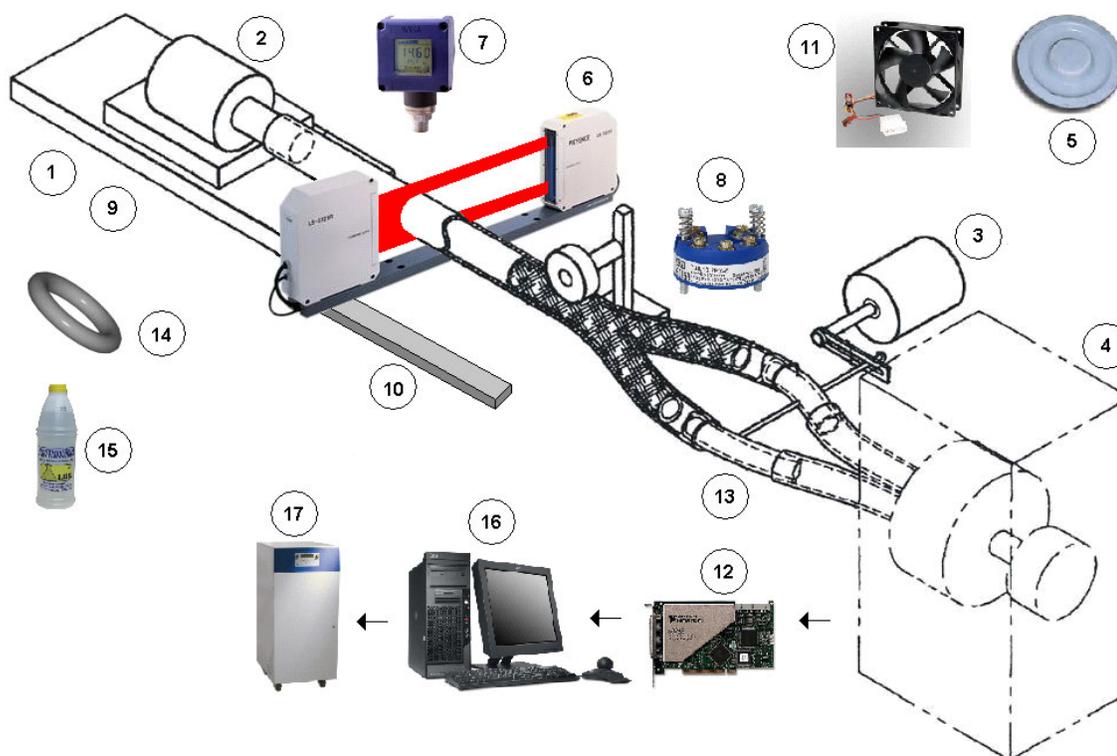


Figura 42 – Adaptação da Patente do Moreno (2004)

Com a lista das prováveis soluções da matriz morfológica, foi possível fazer um orçamento de cada uma das soluções plausíveis para uma melhor análise financeira da concepção 1. A Tabela 10 (apresentada no Apêndice 2 – Tabela Orçamento da Concepção 1) mostra alguns preços dos equipamentos. Os dados foram obtidos entre 20/05/06 e 13/06/06. A coluna da esquerda, “N” está relacionada com os números da Matriz Morfológica, mostrados na Tabela 9. Por exemplo, 02.03 significa item 02, solução 03 da Matriz Morfológica, ou seja, Servo Motor CC *Brushless*.

Para a uma possível construção da concepção 1, baseada na patente de Moreno (2004), foram selecionados os seguintes componentes:

- 01- Esforço Longitudinal – Motor de Passo Linear – R\$ 1.734,00
- 02 - Esforço de Torque – Motor de Passo – R\$ 237,55
- 03 - Esforço de Curvatura – Solenóide Linear – R\$ 872,00
- 04 - Esforço de Ejeção do Líquido: 1 – Bobina do Alto-Falante R\$ 1.895,00; 2 – Bomba Peristáltica R\$ 18000,00; 3 – *Shaker* R\$ 23.700,00
- 05 - Adaptador de Ejeção – R\$ 12,00
- 06 - Sensor de Espessura (Micrômetro a LASER) – R\$ 29.217,00 + 14.216,00
- 07 - Transdutor de Pressão – R\$ 1.800,00

- 08 - Transdutor de Temperatura – R\$ 250,00
- 09 - Guia de Movimento para Compressão – R\$ 424,00
- 10 - Guia de Movimento para o Sensor de Deslocamento – R\$ 424,00
- 11 - Ventilador – R\$ 26,86
- 12 - Placa Multifunção – R\$ 1.643,05
- 13 - Conduite – R\$ 22,00
- 14 - Fixação do Conduite – R\$ 0,04
- 15 - Solução (líquido) – R\$ 12,00
- 16 - Microcomputador – R\$ 1.800,00
- 17 - *No Break* – R\$ 9.900,00

Custo para construção da Concepção 1, desconsiderando mão de obra.

- 1 – Com acionamento de Alto-Falante (*voice coil*) - R\$ 66.380,50 (dois alto-falantes)
- 2 – Com acionamento de Bomba Peristáltica – R\$ 80.590,50
- 3 – Com acionamento de *Shaker* – R\$ 86.290,50

Após a conclusão desta etapa, foi considerado muito elevado o custo da reprodução integral da patente ou mesmo de alternativas a ela, surgindo então a idéia do desenvolvimento de um novo protótipo, que realizasse somente a dilatação radial da endoprótese.

4.2.1 – ANÁLISE DE VARIAÇÃO RADIAL

Após verificação orçamentária, foi possível observar que o preço do Micrômetro a LASER era o principal responsável pelo elevado custo da concepção 1. Como possível solução, buscaram-se outras alternativas cujo preço fosse mais favorável comparado ao micrômetro.

Através de observações na superfície da endoprótese ao receber esforços, foi elaborada uma hipótese: “Ao efetuar a dilatação radial, a endoprótese terá seu diâmetro variado de forma não uniforme”. Caso a hipótese fosse negativa, o uso do micrômetro a LASER seria justificado, caso contrário, seria necessário buscar alternativas para aferição da variação radial.

Para verificar esta hipótese foi elaborado um experimento, apresentado na Figura 43. O leiaute, elaborado na plataforma de desenho ProEngineering, apresenta uma endoprótese reta de 110 x 28 mm fixada em uma superfície de madeira através de duas abraçadeiras metálicas. A endoprótese é interligada a uma seringa por uma tubulação de silicone. A

seringa é a responsável por ejetar a aspirar o líquido para o interior da endoprótese, realizando assim, a variação radial esperada.



Figura 43 – Projeto da Concepção 1

Este experimento foi realizado em laboratório, e observou-se que a utilização do micrômetro a LASER factível a falhas, visto que a endoprótese não varia seu diâmetro de forma homogênea, o que pode acarretar em erros de leitura no micrômetro, com base em dados incompletos. Durante a diástole, dependendo do ângulo de visão, a endoprótese poderia apresentar um maior ou menor diâmetro do mesmo local, pois apresentava uma circunferência ovalar.

A Figura 44 mostra o experimento realizado no LHW.

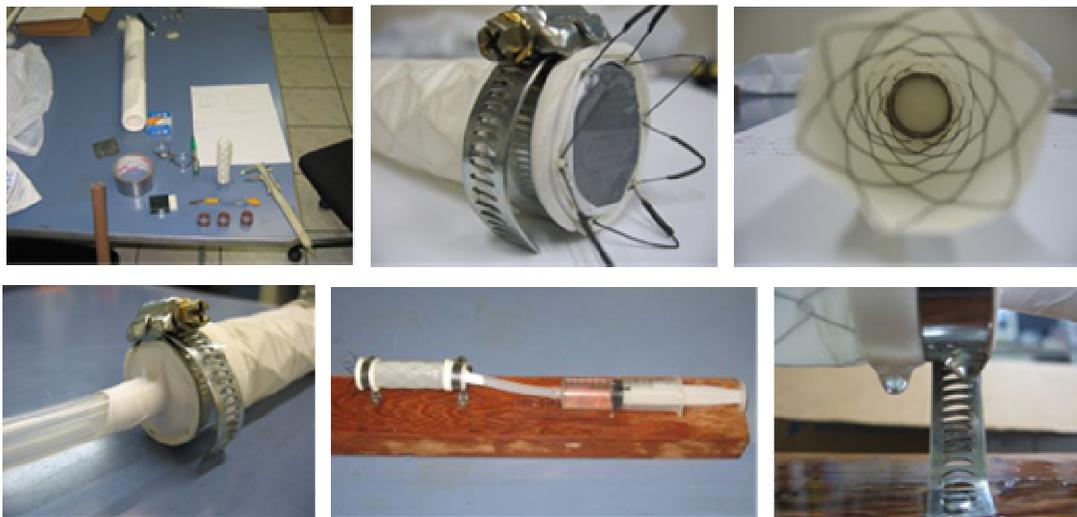


Figura 44 – Experimento da Concepção 1

Após este experimento, observou-se a necessidade de uma membrana de proteção para evitar o vazamento de líquido, conforme mostrado na Figura 45.



Figura 45 – Experimento do Protótipo 1 em dois momentos: sístole e diástole, respectivamente.

Com o uso da membrana de proteção o problema do vazamento foi evitado, mas a endoprótese continuou a variar seu diâmetro de forma não homogênea, o que poderia acarretar em erros de leitura no micrômetro a LASER. Devido a este resultado, observou-se a necessidade de desenvolvimento de uma nova solução, que utilizasse um outro sistema de aferição de dilatação radial, já que o uso do micrômetro a LASER poderia apresentar falhas de leitura.

4.3 – DESENVOLVIMENTO DE SOLUÇÃO ALTERNATIVA

Para desenvolvimento de uma solução inovadora frente às existentes no mercado, fez-se necessária uma melhor análise do comportamento de uma artéria com de aneurisma, visto que os trabalhos existentes na literatura apresentavam somente o comportamento de artérias saudáveis. Para tanto, uma análise pelo método de elementos finitos (FEM) é de grande valia para apresentar os locais onde a artéria sofre os maiores esforços, como mostrado na Figura 46, que apresenta a análise tanto para um aneurisma simétrico quanto para um aneurisma assimétrico.

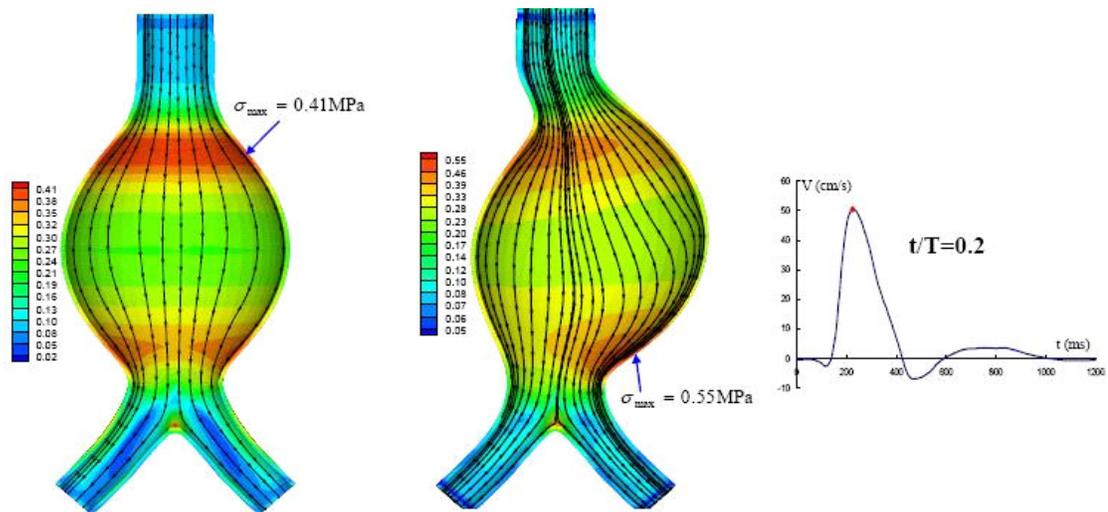


Figura 46 – Comparação entre AAAs Simétricos e Assimétricos – Condições de Contorno: *Stress* na Parede, MPa (LI, 2005).

A Figura 47 mostra o *stress* na parede da artéria, bem como o deslocamento efetuado pela mesma, antes da inserção da endoprótese.

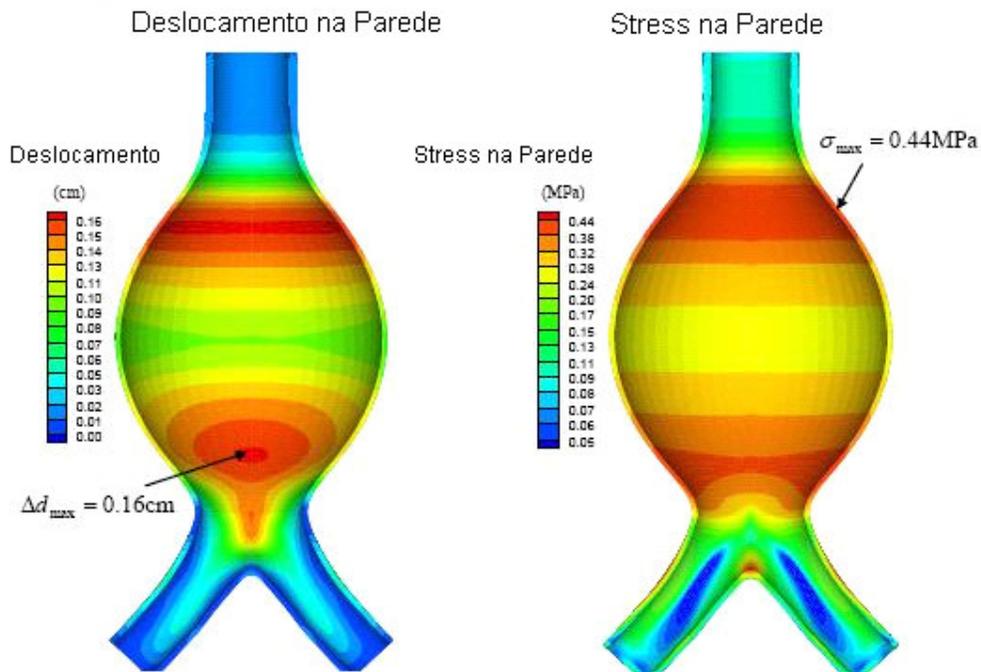


Figura 47 – *Stress* na Parede do aneurisma e deformações (LI, 2005).

Observou-se que as soluções existentes prevêm injeção do líquido no interior da endoprótese e com isso, simulam o movimento de sístole do coração. Uma maneira de chegar a uma solução não patenteada seria, então, injetar o líquido por fora da endoprótese,

de forma que esta efetuasse, semelhantemente, o deslocamento desejado com a vantagem de realizar a compressão radial somente nos locais desejados, como por exemplo, nas extremidades das endopróteses, que são os locais onde as artérias apresentam o maior deslocamento quando portadoras de aneurisma, conforme mostrado na Figura 47 de análise de elementos finitos.

A análise de elementos finitos também foi realizada considerando a endoprótese no interior do aneurisma. A Figura 48 mostra o corte central de um aneurisma no primeiro momento da pulsação ($t/T = 0,1$). Nesta figura é importante observar que os maiores esforços estão concentrados nas extremidades da endoprótese e a região central do aneurisma é a menos submetida à deformação.

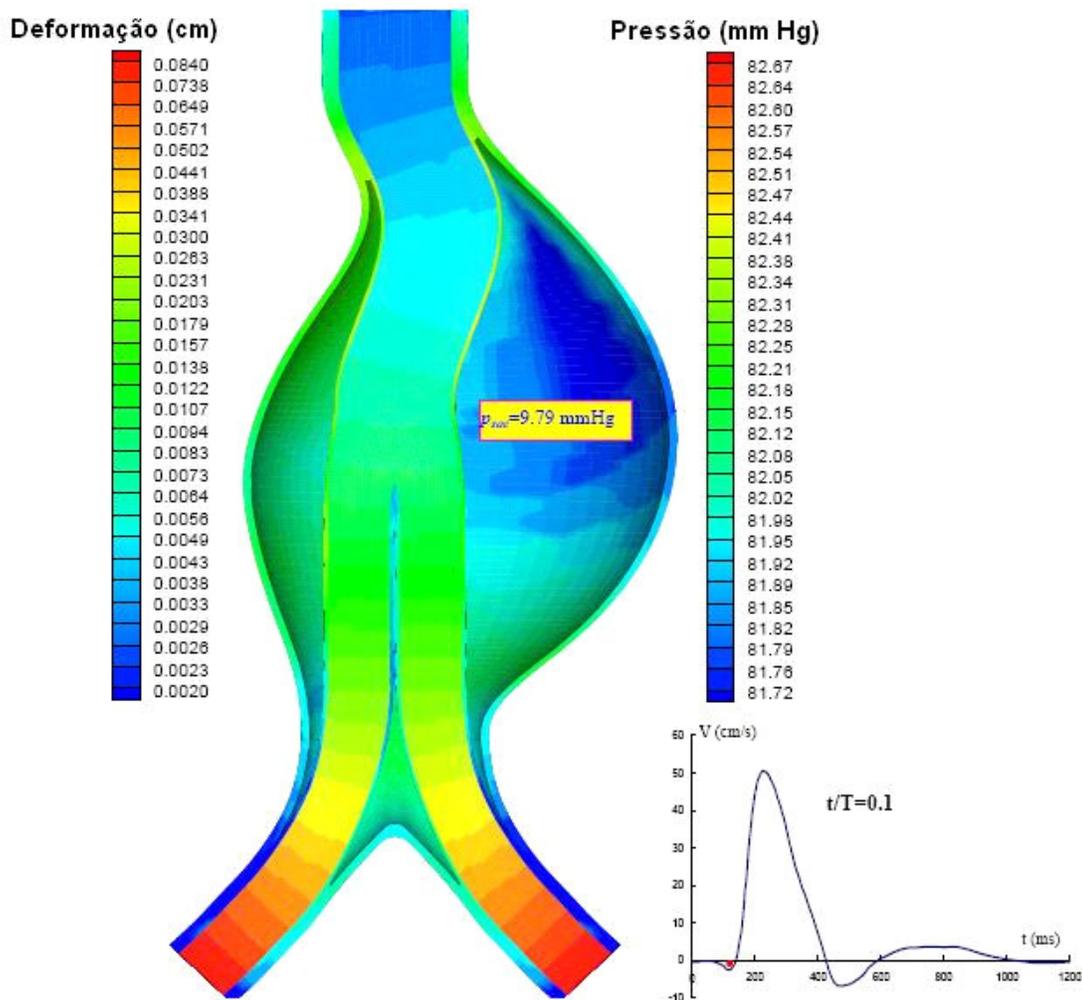


Figura 48 – Condições de Contorno da Pressão Sanguínea e deformação da parede no plano central ($t/T = 0,1$) (LI, 2005)

A Figura 49 mostra um corte central no aneurisma, com suas condições de contorno no segundo momento da pulsação ($t/T = 0,2$). Nesta figura é importante observar que os maiores esforços estão concentrados na parte proximal da endoprótese.

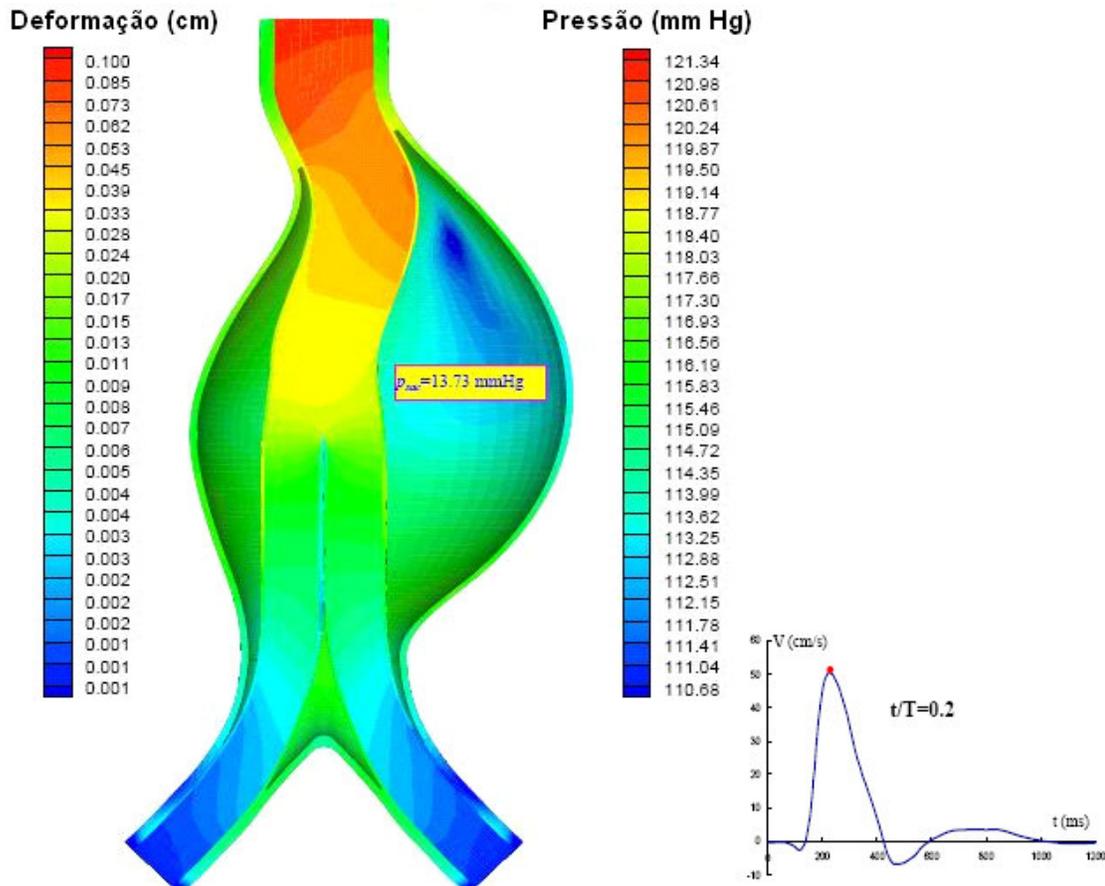


Figura 49 – Condições de Contorno da Pressão Sanguínea e deformação da parede no plano central ($t/T = 0,2$) (LI, 2005)

A Figura 50 mostra um corte central no aneurisma, com suas condições de contorno no terceiro momento da pulsação ($t/T = 0,27$). Nesta figura é importante observar que os maiores esforços localizam-se na parte distal da endoprótese.

Com o intuito de simular o funcionamento de uma artéria com aneurisma o mais próximo possível da realidade, conforme citado anteriormente, chegou-se a conclusão que se o líquido for injetado por fora da endoprótese, é possível direcionar os esforços de compressão para os locais desejados.

A Figura 51, elaborado na plataforma de desenho ProEngineering, mostra um anel limitador de deslocamento para ser inserido no interior da endoprótese. A finalidade deste dispositivo é de direcionar os esforços de compressão radial somente nas extremidades da endoprótese, de forma semelhante ao comportamento de uma artéria com aneurisma.

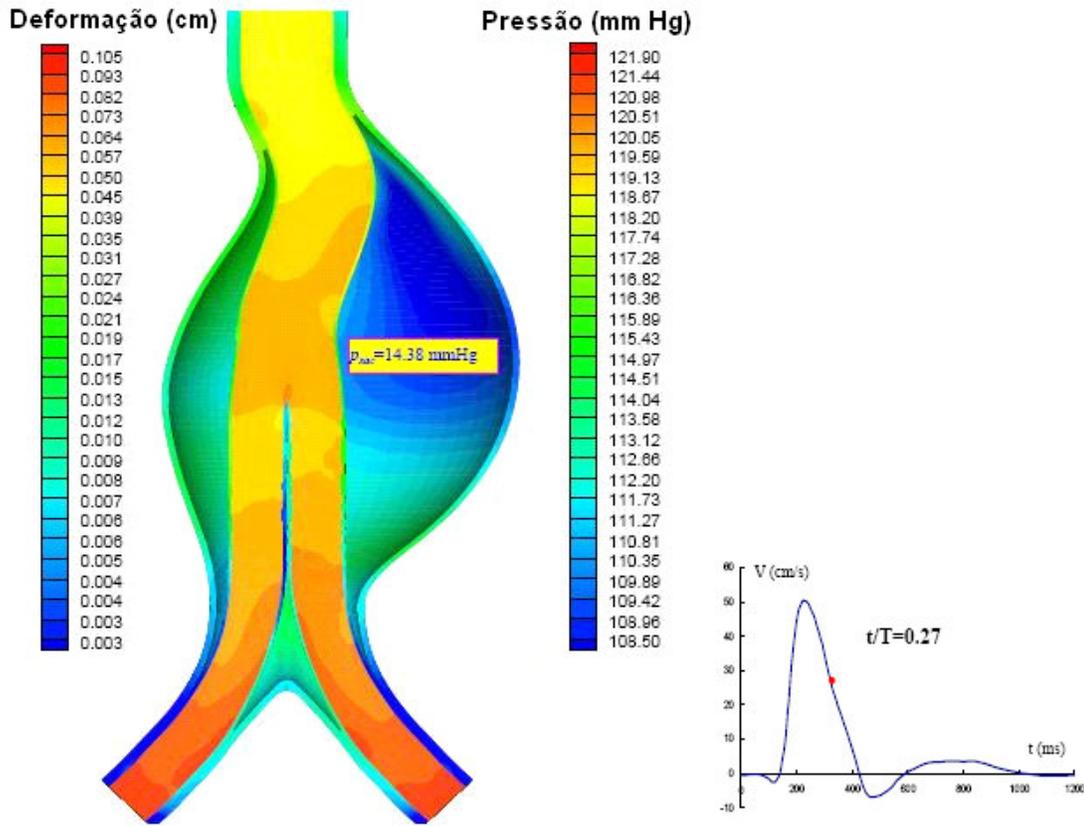


Figura 50 – Condições de Contorno da Pressão Sanguínea e deformação da parede no plano central ($t/T = 0,27$) (LI, 2005)



Figura 51 – Anel limitador de deslocamento

A Figura 52 mostra a endoprótese reta, na qual o anel limitador de deslocamento será inserido. Este anel limitador ficará posicionado na região central da endoprótese, deixando as extremidades livres para que seja exercida a compressão radial.



Figura 52 – Endoprótese

A Figura 53 mostra o recipiente no qual a endoprótese será inserida, juntamente com o anel limitador de deslocamento. O intuito deste recipiente é fazer com que uma solução líquida entre e saia pelo orifício superior, de forma que todo o líquido que entre no recipiente exerça um esforço de compressão na endoprótese, e esta por sua vez, faça com que o líquido no seu interior tenha de entrar e sair em direção a um reservatório, conforme mostra a Figura 54.

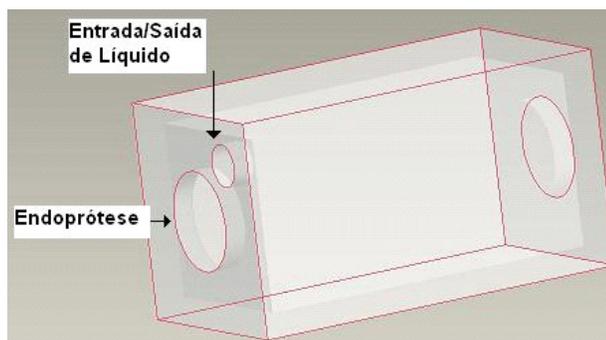


Figura 53 – Conceção 2

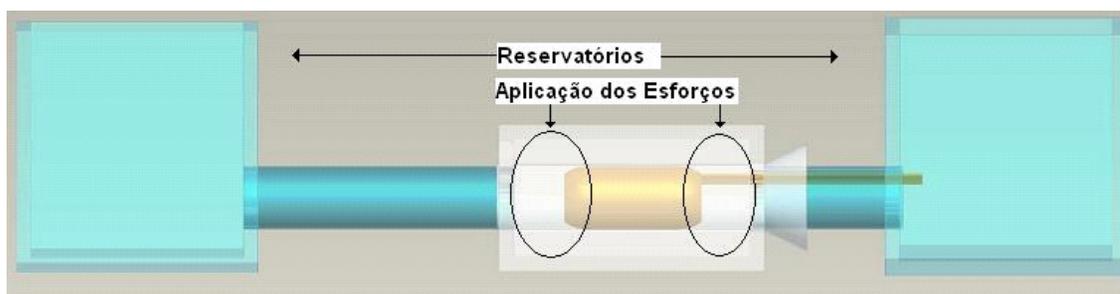


Figura 54 – Conceção 2 Completa

Este novo modelo foi submetido aos especialistas na área (corpo técnico da empresa Nano), que se mostraram muito interessados no princípio de solução. Como passo seguinte, buscaram-se novas soluções para acionamento da bomba, pois não havia garantia de funcionamento de nenhuma das soluções previamente sugeridas.

4.3.1 – ACIONAMENTOS

1 – Lanterna de Dínamo

Este tipo de lanterna não utiliza baterias como fonte de alimentação e sim, um gerador composto por bobina e ímãs. Ao agitar a lanterna, ela carrega uma pequena bateria que alimenta os LEDs da lanterna por um tempo determinado, conforme mostra a Figura 55.

A lanterna de dínamo utiliza o princípio de Faraday, onde uma variação do fluxo magnético em uma bobina gera eletricidade.

O princípio de solução é de fazer o sentido inverso. Aplicar alimentação aos terminais do gerador desta lanterna - operando-o como motor.

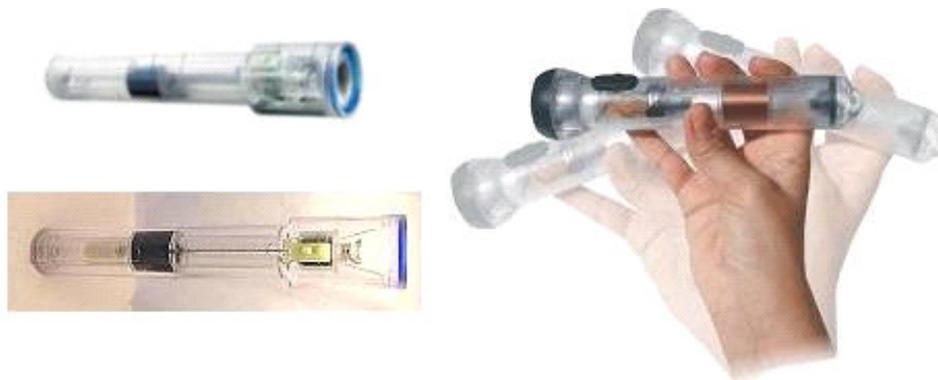


Figura 55 – Lanterna de Dínamo

2 – Nebulizador

O nebulizador (Figura 56) utiliza dispositivo magnético que, excitado com corrente variável (alternada) faz vibrar um elemento móvel, que está acoplado a um diafragma, fazendo com que o mesmo aspire e expire o ar.



Figura 56 – Experimento com Nebulizador

Para uma melhor visualização do funcionamento do dispositivo foi realizado um experimento no LHW. O objetivo do experimento foi de verificação do deslocamento realizado pelo diafragma devido à excitação do ímã.

O problema nesta aplicação está nas pequenas dimensões dos nebulizadores, que realizam um deslocamento muito pequeno do seu diafragma, com uma vazão máxima em torno de 7 lt/min. Os fabricantes justificam a fabricação de equipamentos pequenos, de uso familiar, pois segundo eles, os hospitais, onde existe a possibilidade de usar maiores dimensões, utilizam ar comprimido em suas tubulações para substituir o uso de nebulizador.

3 – Motor de Aeromodelo

Uma outra solução factível é de utilizar um motor de aeromodelo (Figura 57). As dificuldades desta aplicação estão na lubrificação do pistão com óleo, que contaminaria o líquido utilizado no teste, e a alta temperatura do motor, que atinge facilmente os 100 graus centígrados.



Figura 57 – Motor de Aeromodelo modelo O.S. 46-AX (O.S. ENGINES, 2006)

Caso essa solução fosse adotada, seria necessário um eficiente sistema de refrigeração para manter a temperatura controlada. Uma possível solução seria a utilização de tubos de calor¹⁴, também conhecidos por *heat pipe*.

4 – Compressor de Geladeira

A utilização de compressor de refrigeração é semelhante ao uso previsto para um motor de aeromodelo, onde seriam utilizados somente o pistão, cilindro e manivela. Para utilizar somente os itens citados, são necessárias algumas modificações estruturais no compressor.

5 – Bomba Dosadora de Diafragma de Alta Velocidade

A bomba dosadora de diafragma foi considerada a melhor alternativa na análise feita no tópico 4.1 – ANÁLISE DAS SOLUÇÕES DO *BRAINSTORMING*. O grande problema desta solução está relacionado à frequência de operação, que atinge no máximo 6 Hz.

Um estudo feito por Bolt (2005) mostra que essas bombas podem operar com uma frequência de até 50 Hz sem causar problemas à mesma ou ao diafragma, bastando apenas que se tomem alguns cuidados.

¹⁴ Tubos de calor são dispositivos de transferência de calor que proporcionam uma alta eficiência dos sistemas em que são empregados, capaz de conduzir o calor de uma extremidade à outra. Uma pequena quantidade de fluido no interior do tubo vaporiza-se na extremidade quente e se condensa quando atinge a outra extremidade. O fluido retorna à extremidade quente por canais extremamente finos, dentro do próprio tubo, para que o processo se repita.

A precisão do volume ejetado nesta bomba pode ser aumentada significativamente se uma válvula solenóide linear for instalada antes ou após a bomba, ou se uma válvula controladora de pressão for adequadamente fixada na saída da bomba (BOLT, 2005). Desta maneira, as bombas de diafragma de alta velocidade podem ser usadas com sucesso para dosar uma pequena quantidade de líquido.

Dentre as características dessas bombas, destacam-se:

- Possibilidade de trabalhar com gás e misturas líquidas
- Possibilidade de trabalhar a seco
- Livres de manutenção
- Longa vida de trabalho
- Confiáveis, devido a sua simplicidade de construção e robustez
- Resistentes quimicamente. Todas as partes de contato podem ser feitas de materiais quimicamente resistentes, tais como PTFE, FFPM (Perfluorelastomero) ou PVDF (polifluoreto de vinilideno)
- Possibilidade de operação em qualquer posição
- Muito compactas, conforme mostra a Figura 58
- Silenciosas



Figura 58 – Bomba de diafragma de alta velocidade da KNF, modelo NF 100KTDC equipada com um motor CC *Brushless* (BOLT, 2005)

4.4 – ESCOLHA DA SOLUÇÃO

Após análise das soluções apresentadas no item 4.3.1 – ACIONAMENTOS, e comparadas com as apresentadas anteriormente no item 4.1 – ANÁLISE DAS SOLUÇÕES DO *BRAINSTORMING*, chegou-se à conclusão que a bomba dosadora de diafragma de alta

velocidade é a escolha mais adequada para solucionar o problema do acionamento, sendo então utilizada na concepção 2, conforme apresentada na Figura 54.

CAPÍTULO 5

DEFINIÇÃO DO PROTÓTIPO

Neste capítulo é mostrado o desenvolvimento do leiaute final para a construção protótipo da solução alternativa, além do seu funcionamento e soluções alternativas para o líquido circulante.

5.1 – PROJETO PRELIMINAR

Com a escolha da solução de acionamento e aprovação do modelo proposto na concepção 2, apresentada na Figura 54, buscou-se uma melhoria do mesmo, conforme, apresentado na Figura 59.

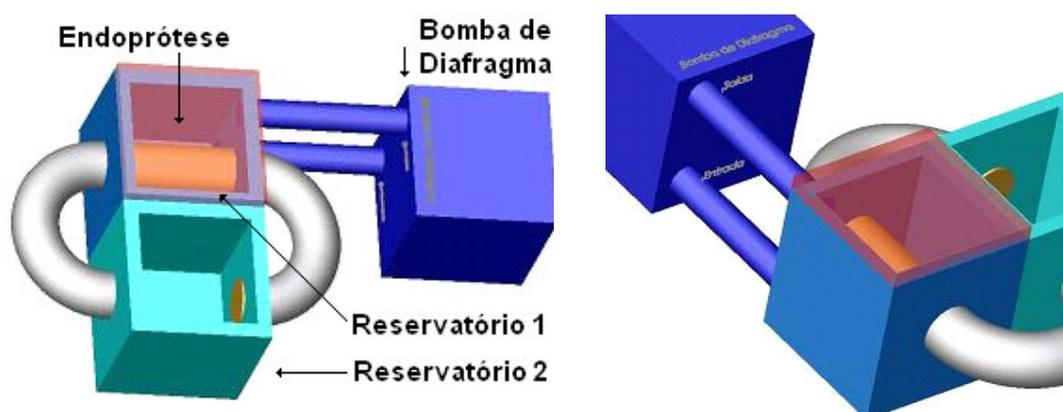


Figura 59 – Protótipo simplificado

A Figura 59 mostra de forma simplificada a idéia proposta. A bomba de diafragma está à direita, com duas tubulações saindo da mesma, referentes à entrada e saída do líquido. A endoprótese está inserida no reservatório 1, fechada. O reservatório 2 será usado como escape para o líquido no interior da endoprótese ao ser comprimido.

O funcionamento deste sistema será dado da seguinte maneira.

1 – Momento em que a bomba de diafragma expelle o líquido para o interior do reservatório 1. Neste instante, o líquido inserido no reservatório 1 irá comprimir a endoprótese e o líquido em seu interior irá escoar para o reservatório 2.

2 – Momento em que a bomba de diafragma aspira o líquido do reservatório 1 para seu interior. Quando este passo ocorrer, a endoprótese irá realizar o movimento inverso ao apresentado anteriormente, fazendo que esta aspire o líquido anteriormente expelido para o reservatório 2.

Após a análise de funcionamento do protótipo simplificado, partiu-se para a elaboração da solução mais detalhada, conforme mostra a Figura 60, elaborado na plataforma de desenho *Solid Works*, a fim possibilitar a construção do protótipo.

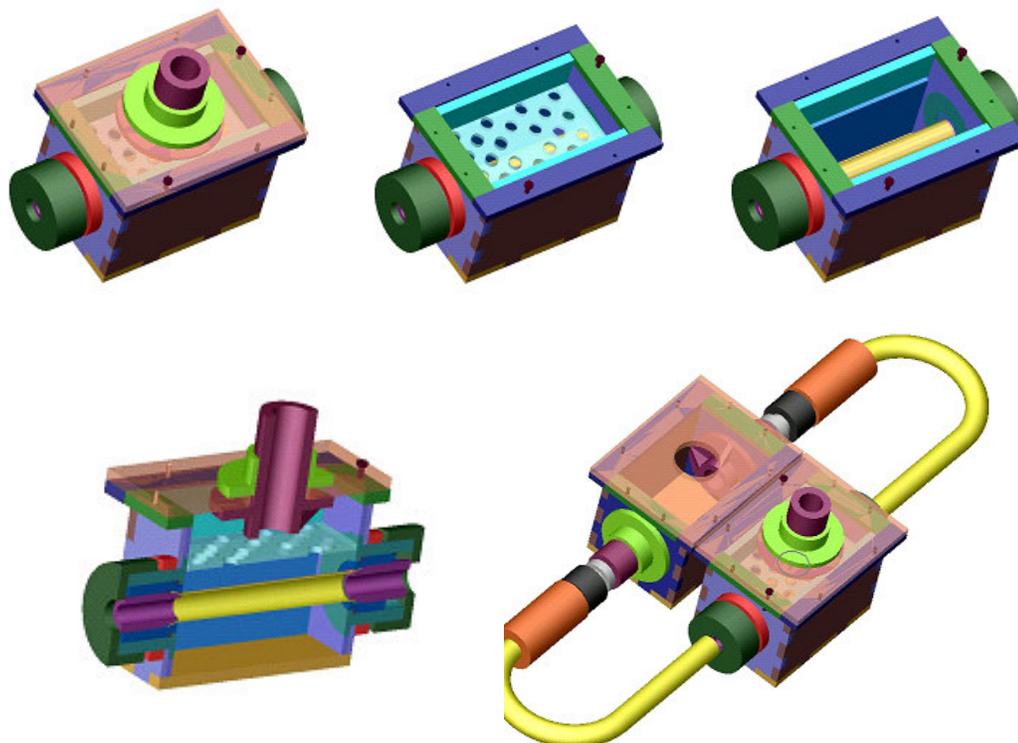


Figura 60 – Protótipo – solução detalhada.

Neste novo leiaute, a entrada e saída de líquido proveniente da bomba de diafragma ocorrem pelo mesmo local. Para evitar as frentes de onda, foi inserida uma “peneira” a fim de que o líquido possa ser uniformemente distribuído ao ser inserido no reservatório 1, conforme mostra a Figura 61.

Com a utilização desta solução, o uso do micrômetro a LASER se torna desnecessário, pois, ao inserir um volume determinado no interior do reservatório 1, esta variação volumétrica irá comprimir a endoprótese fazendo com que a mesma quantidade de líquido escoe para o reservatório 2. Ao ser comprimida, a endoprótese efetuará uma variação radial, simulando os efeitos da sístole e diástole do bombeamento sanguíneo, apresentando deslocamento radial somente nas extremidades, conforme mostrado na Figura 61.

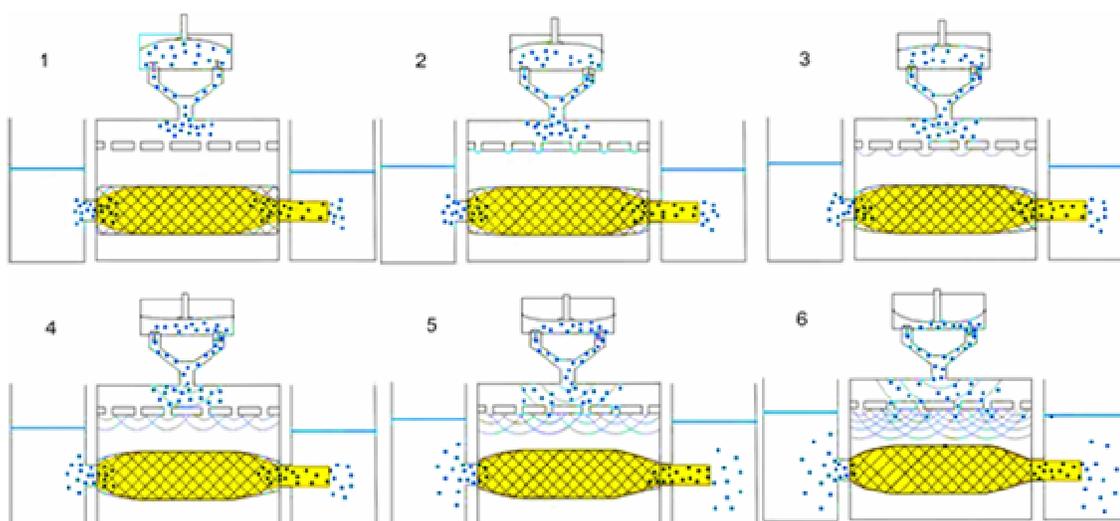


Figura 61 – Protótipo em funcionamento.

O líquido do interior da endoprótese não entra em contato com o líquido movimentado pela bomba de diafragma, pois os mesmos estão separados por uma membrana que envolve a endoprótese. Para verificação de ruptura da endoprótese, pode ser utilizado corante no líquido utilizado na bomba dosadora de diafragma. Além disso, ao romper a estrutura do PTFEe, o líquido com corante entra em contato com o líquido no interior da endoprótese, modificando a sua coloração e permitindo indicar provável ruptura.

A Figura 62 apresenta o reservatório 2. O protótipo foi construído com peças existentes no mercado, o que facilitou a construção devido a não necessidade de usinagem de peças.



Figura 62 – Protótipo – reservatório 2.

5.2 – FLUIDO DE TESTE

Todas as patentes correspondentes ao teste de endopróteses ou relacionadas ao assunto utilizam uma “solução salina” como líquido emulador do sangue, sem identificar que solução é esta. A desvantagem de utilizar uma solução que contenha sal está na oxidação de componentes metálicos, o que limita a escolha de equipamentos e bombas. Como forma de alternativa, buscaram-se novas soluções para este problema.

Dentre os autores pesquisados foi possível observar que as escolhas por eles feitas foram muito semelhantes, principalmente quando relacionados ao trabalho com próteses de origem mecânica. As maiores divergências se dão quando as próteses são de origem biológica e/ou materiais flexíveis.

Broom et al (1978) apud Pesarini (2005) utilizaram sempre soluções salinas tipo Ringer¹⁵ em seus trabalhos, não importando se em duplicadores de pulso com protótipos valvulares ou em indutores de fadiga.

Elizondo et al (1996) simplificaram ao escolher apenas água destilada em sistema de câmara única.

BENARCA et al. (1997) em estudo sobre a calcificação em próteses de poliuretano adicionaram à solução salina isotônica níveis fisiológicos de cálcio e fósforo.

Mohri et al. (1973) apud Pesarini (2005) utilizaram de maneira alternada água pura e água com glicerina, até conseguir viscosidade semelhante ao do sangue; usando o sistema desenvolvido por Merendino-Mueller, observaram que a durabilidade do Silastic®¹⁶ aumentou com uso da água-glicerina.

Após vários experimentos, (CHANDRAN et al., 1983 apud PESARINI, 2005) decidiram pelo glicerol (água com 36% de glicerina) como sendo fluido análogo ao sangue em aferições de parâmetros hidrodinâmicos.

De forma semelhante, Barbaro et al. (1993) optaram tanto para simuladores de pulso como de fadiga, uso de água para estudo de próteses mecânicas e água com glicerina para as de origem biológica.

Reece et al. (1985) apud Pesarini (2005) utilizando o sistema da Rowan Ash, optaram como fluido, solução tamponada (tampão) com fosfato, adicionando 0,2% de glutaraldeído na prevenção de crescimento de fungos.

Pesquisando a influência das deposições de lipídios e estresse mecânico em biopróteses, Deiwick et al. (1988) usaram solução tamponada com barbital, adicionando

¹⁵ São soluções isotônicas ao plasma sanguíneo, formadas por eletrólitos ou moléculas de pequenas dimensões sem carga formal. Podem conter sódio, potássio, cálcio, magnésio, cloreto, glicose e tampões, como acetato ou citrato, para manter as condições mais próximas as do sangue.

¹⁶ Tipo de silicone.

cálcio e fósforo a 130 mg/dL, obtendo um pH de 7.4. (PANTALOS & SHARP, 1993) neste extenso levantamento, pesquisando a influência da viscosidade sangüínea em corações artificiais e sistemas de assistência circulatória, realizaram estudo sobre o coeficiente de refluxo em próteses valvares cardíacas, os resultados melhores foram aqueles que a viscosidade se aproximou a do sangue, inferiram extrapolação para os simuladores de pulso e indutores de fadiga.

Água adicionada de glicerina para aumento da viscosidade, foi também escolha de Campbell et al. (1995), interpuseram filtro de 5,0 micrometro (μm) com o intuito de amenizar danos abrasivos por partículas circulantes.

Após este levantamento, chegou-se a conclusão que o glicerol é uma boa escolha para emulação do sangue.

CAPÍTULO 6

CONCLUSÕES E RECOMENDAÇÕES

Neste capítulo são apresentadas as conclusões e recomendações para trabalhos futuros.

6.1 – CONCLUSÕES

Após detalhada análise do sistema circulatório, aneurisma, endopróteses e soluções de teste de fadiga existentes no mercado, chegou-se às seguintes conclusões, relacionadas às empresas aplicadoras de teste:

- Atendem às normas;
- Realizam teste com pressão interna variando entre 80 e 120 mm Hg, quando o aconselhável seria uma faixa maior, por exemplo, um paciente com arteriosclerose, cuja pressão varia entre 80 e 160 mm Hg;
- Os esforços de compressão nas endopróteses podem estar sendo aplicados, nos testes, em regiões que sofrem menos esforços comparados à situação real de uso;

No início deste trabalho, no item 1.6 – QUESTÕES ORIENTATIVAS DA PESQUISA, foram estabelecidos alguns questionamentos, que tinham como intuito guiar seu andamento. Abaixo, estes questionamentos foram recuperadas para apresentação das conclusões deste trabalho:

- Que metodologia de projeto de desenvolvimento de produtos deve ser empregada para esta pesquisa?

A metodologia adotada foi a de Romano (2003), que foi explicitada no decorrer do CAPÍTULO 3, bem como métodos de apoio como o *brainstorming* e a casa da qualidade. Devido à utilização de uma metodologia de projeto, foi possível realizar o trabalho de forma ordenada.

- As soluções existentes no mercado, relacionadas a testes de fadiga de endopróteses, simulam condições reais de uso?

Não. Na forma como são aplicados os esforços, a endoprótese tende a apresentar variação radial maior no centro do que nas extremidades, conforme relatado no item 4.2.1 – ANÁLISE DE VARIAÇÃO RADIAL.

- Qual a viabilidade técnica das soluções propostas?

No decorrer do trabalho foram elaboradas e apresentadas diversas soluções para o acionamento responsável pela variação volumétrica. A grande maioria precisaria de experimentos para validá-las, pois seriam necessários acoplamentos de diafragma a outros dispositivos. Uma solução que não necessita de testes é a bomba dosadora de diafragma de alta velocidade. Esta bomba pode ser utilizada no protótipo, que já se encontra construído.

- De que forma o trabalho pode ser melhorado no presente momento e quais as possíveis evoluções no protótipo?

Atualmente o protótipo se encontra construído com grande parte das suas peças feitas em plástico. Em um futuro protótipo, as peças de engate da mangueira podem ser substituídas por engates rápidos de tubulações de ar, que são muito menores e mais rápidos para trocar.

Realizar testes com e sem o anel limitador de deslocamento para comparação da durabilidade da endoprótese e verificação do local onde as fraturas ocorrem.

Desenvolver um software para acompanhamento do teste, verificando a temperatura e pressão, além do número de ciclos.

6.2 – RECOMENDAÇÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Para melhor continuidade do trabalho e pesquisas relacionadas, aconselham-se para trabalhos futuros os seguintes pontos:

- Estudar o comportamento de líquidos com freqüências elevadas. A empresa Electroforce afirma que para uma freqüência superior a 50 Hz o escoamento passa a ser turbulento, embora não divulguem estudos a respeito deste assunto.
- Coleta de endopróteses após o óbito do paciente para criar banco de dados. Com esta medida será possível apontar os locais das falhas do artefato.
- Estudar a influência da temperatura nos testes de fadiga de endopróteses. As normas recomendam que se mantenha a temperatura controlada em 37° C. Acredita-se que a temperatura deve ser mais elevada, visto que o tempo de teste é de 3 meses (devido a freqüência de 50 Hz) e não 10 anos.
- Estudar o comportamento do teste com líquidos cuja densidade seja mais elevada.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AKAO, Y. **Quality function deployment: integrating customer requirements into product design**. Tradução: Glenn H. Mazur. Cambridge: Productivity Press, 1990.

ALICAT CIENTIFIC – **Integrated Measurement and Control Solutions**. Disponível em < http://www.alicatscientific.com/flow_principles.php >. Acesso em 02 de Fevereiro de 2007.

AMARAL, Daniel Capaldo; FORECELLINI, Fernando Antônio; ROZENFELD, Henrique; TOLEDO, José Carlos de; et al. **Gestão de Desenvolvimento de Produtos** – Uma referência para a melhoria do processo. Editora Saraiva. São Paulo, 2006. 542 p.

ANPEI – **Associação Nacional das empresas Inovadoras**: Como Alavancar a Inovação Tecnológica nas Empresas. São Paulo, 2004.

ARAÚJO JÚNIOR, Francisco Leandro; RODRIGUES, Cícero. **Aneurismas de Aorta Abdominal**. Angiologia e Cirurgia Vasculard: guia ilustrado. Maceió, 2003.

ARKO, F. R.; LEE, A.; HILL, B.B.; OLCOTT I.V. C., et al. **Aneurysm-related death**: Primary endpoint analysis for comparison of open and endovascular repair. J Vascular Surgery, 2002; 36:297-304.

ASPESI, Nelson Venturella. **Aneurisma Cerebral**. ABC da Saúde. Disponível em < <http://www.abcdasaude.com.br/artigo.php?27> >. Acesso em 08 de Março de 2007.

AURASOUND. **Leader in the Design and Manufacturing of Innovative Loudspeakers and Electronics**. Disponível em: < <http://www.aurasound.com/> >. Acesso em 04 de Junho de 2007.

BAPTISTA-SILVA, José Carlos Costa. **Diagnóstico do Aneurisma da Aorta Abdominal**. Angiologia e Cirurgia Vasculard: Guia Ilustrado. Maceió, 2003.

BARBARO, V.; BOCCANERA, G.; DANIELE, C.; GRIGIONI, M. et al. **In vitro test comparison of prosthetic heart valves**: closing phase. The International Journal of Artificial Organs, v. 16, n. 6, p. 469, jul. 1993.

BAXTER, Mike. **Projeto de Produto**. São Paulo: Edgard Blücher, 2000.

BERGAMO FILHO, Valentino. **Confiabilidade básica e prática**. Disponível em: < www.abinee.org.br >. Acesso em 17 de março 2005.

BIASI, Herculano Haymussi de. **Desenvolvimento de uma Metodologia de Visão Computacional para o Auxílio no Planejamento Cirúrgico no Implante de Próteses Endoluminais**. Dissertação (Mestrado em Ciência da Computação) do Programa de Pós Graduação em Ciência da Computação da UFSC. Florianópolis, 2001.

BIT04 – **Boletim informativo de tecnovigilância**. Agência Nacional de Vigilância Sanitária – ANVISA. Setembro 2004. Disponível em: < www.anvisa.gov.br >. Acesso em 14 de novembro 2006.

BOLT, Erwin. **Transferring and Metering Liquids with High-Speed Diaphragm Pumps**. KNF Flodos AG, 2005. Disponível em < <http://www.knf.com/knflibrary/magtransfer.htm> >. Acesso em 11 de Outubro de 2006.

BRAVOX – **Bravox S.A.** Indústria e Comércio de Eletrônicos. Disponível em: < <http://www.bravox.com.br> >. Acesso em 05 de março de 2006.

BREWSTER, David C. **Massachusetts General Hospital and Harvard Medical School**. J. Vasc. Surg. 2001;33(6): 1139-1147.

BROOM, N. D. **Fatigue-induced damage in glutaraldehyde-preserved heart valve tissue**. The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery, v. 76, n. 2, p. 202-211, ago. 1978.

BRÜEL & KJAER. Disponível em: < <http://www.bksv.com/0.asp> >. Acesso em 05 de junho de 2007.

CAMPBELL, A.; BALDWIN, T.; PETERSON, G.; BRYANT, J.; et al. **Pitfalls and outcomes from accelerated wear testing of mechanical heart valves**. The Journal of Heart Valve Disease, v. 5, supl. 1, p. 124-132, set. 1995.

CARPENTER J. P. **Multicenter trial of the PowerLink bifurcated system for endovascular aortic aneurysm repair**. Journal of Vascular Surgery 2002.

CHANDRAN, K. B.; YEARWOOD, T. L.; CHEN, C. J.; FALSETTI, H. L. **Pulsatile flow experiment on heart valve prostheses**. Medical & Biological Engineering & Computing, v. 21, p. 529-537, fev. 1983.

CHENG, L. C. et al. **QFD: planejamento da qualidade**. Fundação Christiano Ottoni. 1ª edição. Belo Horizonte: Editora Littera Maciel Ltda., 1995.

CONTI, James C.; MO, Galena. Dynatek Laboratories, Inc., Galena, Mo. **Dynamic Vascular Compliance Tester**. Int. Cl. G01N 3/00. U.S.A. US 4.972.721. 23 Jan. 1990, 27 Nov. 1990. United States Patent, n.468.699, p.08.

COUTINHO, H. **Tratamento cirúrgico dos aneurismas da aorta abdominal**. IBM 1964; 8(10):1183-8.

CUNHA, Marcos Guimarães de Souza. **Análise do Fluxo Sanguíneo da Artéria Braquial em Diferentes Pressões no Manguito do Esfigmomanômetro**. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) do Programa de Pós Graduação da Universidade Estadual Paulista. Guaratinguetá, 2003.

CURRIE, Nick. **The Problem With Brainstorming**. 2006. Disponível em: < <http://www.wired.com/culture/lifestyle/commentary/imomus/2006/03/70494> >. Acesso em 22 de maio de 2007.

DATALYZER. DataLyzer® Spectrum. **QFD – Quality Function Deployment: Desdobramento da Função da Qualidade**. 2006. Disponível em: < <http://www.datalyzer.com.br/> >. Acesso em 30 de Julho de 2007.

DATTILO, J. B.; BREWSTER, D. C.; FAN, C.; GELLER, S.C.; et al. **Clinical failures of endovascular abdominal aortic aneurysm repair**: Incidence, causes, and management. *Journal of Vascular Surgery*, 2002.

DAUMAS, Maurice. **As Grandes Etapas do Progresso Técnico**. Mem-martins, Europa-américa, S.d., 133 pp. Título original: “Les grandes étapes du progrès technique”. Paris, P.U.F., 1981.

De BAKEY, M. E.; COOLEY, D. A. **Successfull resection of aneurysms of distal aortic arch and replacement of graft**. *JAMA* 1954;155:1398-403.

De NEGRI, Victor Juliano; KINCELER, Roberto; SILVEIRA, Jonas. **Automação e Controle Experimental em Hidráulica e Pneumática**. Curso de Pós Graduação em Engenharia Mecânica. Universidade Federal de Santa Catarina. Laboratório de Sistemas Hidráulicos e Pneumáticos – LASHIP. Florianópolis, 1998.

DEHDASHTIAN, Mark. Costa Mesa, Ca (US); KRAMS, William E., Downey, CA (US); SHRIVASTAVA, Sanjay. Newport Beach, CA (US); DY, Nareth, Tustin, CA (US), et al. **Methods and Apparatuses for Measuring the Compliance of Stent and Stented Grafts**. Int. Cl. G01M 3/20. U.S.A. US 2003/0110830 A1. 23 Jul. 2001, 19 Jul. 2003. United States. Patent Application Publication, n.09/911.353, p.22.

DEIWICK, M.; GLASMACHER, B.; BABA, H. A.; ROEDER, N.; et al. **In vitro testing of bioprostheses**: Influence of mechanical stresses and lipids on calcification. *Annals Thoracic Surgeons*, v. 66, p. 206-211, ago 1988.

DICIONÁRIO DE FÍSICA. **Física Moderna**. Disponível em: < <http://www.fisica.com.br/> >. Acesso em: 07 de Julho de 2007.

DUFOUR, Carlos Alvarado. **Estudo do Processo e das Ferramentas de Reprojetado de Produtos Industriais, Como Vantagem Competitiva e Estratégia de Melhoria Constante**. Dissertação (Mestrado em Engenharia de Produção) do Programa de Pós Graduação em Engenharia de Produção da UFSC. Florianópolis, 1996.

DYNATEC DALTA. **Dynatek dalta** – Leading the world in medical device testing. Disponível em: < <http://www.dynatekdalta.com/> >. Acesso em: 30 de março de 2007.

EBELING, Charles E. **An introduction to Reliability and Maintainability Engineering**. New York: McGraw-Hill, 1997.

EI-KOUBA Jr., Gabriel. **Avaliação do tratamento endovascular de aneurismas de aorta abdominal em pacientes octogenários**. Florianópolis, 2004.

ELECTROFORCE. **ElectroForce System Group of Bose Corporation**. Disponível em: < <http://www.bose-electroforce.com/home.cfm> >. Acesso em: 29 de março de 2007.

ELIZONDO, D. R.; BOLAND, E. D.; AMBRUS, J. R.; KURK, J. L. **Mechanical cardiac valve prostheses**: Wear characteristics and magnitudes in the three bileaflet valves, The Journal of Heart Valve Disease. v. 5, supl. I, p. 115-123, ago. 1996.

ENCYCLOPEDIA OF SCIENCE. **The Internet Encyclopedia of Science – Health & Disease**. Disponível em: < <http://www.daviddarling.info/encyclopedia/A/aneurysm.html> >. Acesso em: 29 de Junho de 2007.

ESPAENET – **EUROPEAN PATENT OFFICE**. Disponível em: < <http://ep.espacenet.com/> >. Acesso em: 15 de Agosto de 2005.

FARIES, P. L.; BRENER, B. J.; CONNELLY, T. L., KATZEN, B. T.; et all. **A multicenter experience with the Talent endovascular graft for the treatment of abdominal aortic aneurysms**. Journal of Vascular Surgery, 2002.

FDA – Food and Drug Administration – Guidance for Industry and FDA Staff. **Non-Clinical Tests and Recommended Labeling for Intravascular Stents and Associated Delivery Systems – number 1545**. Center for Devices and Radiological Health, 2005.

FERREIRA, A. B. DE H. **Dicionário Aurélio eletrônico**: século XXI. Versão 3.0. Produzido pela Lexikon Informática Ltda. Rio de Janeiro: Editora Nova Fronteira. Cd-rom. Novembro de 1999.

FESTO - Líder em Inovações na Automação Industrial e de Processos. Disponível em: < www.festo.com >. Acesso em: 25 de Abril de 2006.

FORCELLINI, Fernando Antônio. **Projeto conceitual**. Apostila da Disciplina de Projeto Conceitual do Programa de Pós Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Santa Catarina. Florianópolis, 2005.

FREE PATENTS ON LINE. Disponível em: < <http://www.freepatentsonline.com/> >. Acesso em 18 de Agosto de 2005.

GARRISON, F. H. – **História de la Medicina**. México: Ed. Interamericana, 1966.

GIL, A. C., **Como Elaborar Projetos de Pesquisa**. 4^o Edição. São Paulo: Editora Atlas, 2002.

GRABE. **Grabe Bombas e Equipamentos Industriais**. Disponível em: < <http://www.grabe.com.br/> >. Acesso em: 24 de Outubro de 2006.

GUYTON, Arthur C.; HALL, John E. **Text Book of Medical Physiology**. International Edition 11 th Edition. Philadelphia, Pennsylvania: Elsevier Saunders, 2006.

HEALTHWISE, Heart Disease Health Center. **Aortic Aneurysm – Symptoms**. Incorporated, 2006. Disponível em: < <http://www.webmd.com/heart-disease/tc/Aortic-Aneurysm-Symptoms> >. Acesso em: 20 de maio de 2007.

HENEINE, Ibrahim Felipe. **Biofísica Básica**. 3^o Edição. São Paulo: Editora Atheneu, 2000.

IBGE – Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística. **Tábuas Completas de Mortalidade**. Dezembro de 2004. Disponível em: < <http://www1.ibge.gov.br/home/estatistica/populacao/tabuadevida/2005/ambossexos.pdf> >. Acesso em: 03 de Outubro de 2007.

INSTITUTO NACIONAL DA PROPRIEDADE INDUSTRIAL. Disponível em: < <http://www.inpi.gov.br/> >. Acesso em 20 de Agosto de 2005.

IQB – Instituto Químico Biológico – **Classificación Internacional de los Procedimientos**. Disponível em: < <http://www.iqb.es/diccio/e/en.htm> >. Acesso em: 16 de Novembro de 2006.

ISO – International Organization for Standardization – **Cardiovascular implants — Endovascular devices — Part 1: Endovascular prostheses, number 25539-1**. Switzerland, 2003.

ISSELBACHER, Eric M. **Abdominal aortic aneurysms section of Diseases of the aorta**. 7th ed., vol. 2. Philadelphia: Elsevier, ed. Braunwald's Heart Disease, 2004. pp. 1404–1415.

JACOBS, Tikvas S. ; WON, Jamie; GRAVEREAUX, Edwin C.; FARIES, Peter L.; et. al. **Mechanical failure of prosthetic human implants: A 10-year experience with aortic stent graft devices**. Journal of Vascular Surgery, 2003.

JOHNSTON, K. W.; RUTHERFORD, R. B.; TILSON, M. D; SHAH, D. M; et all. **Suggested standards for reporting on arterial aneurysms**. Ad hoc committee on reporting standards, Society for Vascular Surgery, North American Chapter, International Society for Cardiovascular Surgery. Journal of Vascular Surgery, 1991;13:452-457.

LEÃO, M. A. C. **Princípios de Biofísica**. 2^o ed. Rio de Janeiro: ed. Guanabara Koogan, 1982.

LEONEL, Carlos Eduardo Lozano. **Sistematização do Processo de Planejamento da Inovação de Produtos com Enfoque em Empresas de Pequeno e Médio Porte**. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da UFSC. Florianópolis, 2006.

LI, Zhonghua. **Computational Analyses and Simulations of Fluid-structure Interactions Applied to Stented Abdominal Aortic Aneurysms**. Dissertation submitted to the Graduate Faculty of North Carolina State University in partial fulfillment of the requirements for the Degree of Doctor of Philosophy. Mechanical Engineering, 2005.

LINSINGEN, Irlan Von. **Fundamentos de Sistemas Hidráulicos**. Editora da UFSC. Florianópolis, 2001.

LIMA, Eduardo Coutinho Lourenço de. **Dicionário Etimológico – Aesculapius**. Disponível em: <<http://www.geocities.com/daniecia/colunaEdicionario.html>>. Acesso em 11 Out. 05.

LOCKAMY III, A.; KHURANA, A. **Quality function deployment: a case study**. Production and Inventory Management Journal, v.36, n.2, 1995.

LOURENÇO M. A. **Avaliação das condições anatômicas hostis e complicações precoces do tratamento endovascular do aneurisma da aorta abdominal**. Tese (Doutorado em Medicina) do Programa de Pós-Graduação da Faculdade de Medicina da USP. São Paulo, 2002.

MAKAROUN M. S.; CHAIKOF, E.; NASIUND, T., MATSUMURA, J. S. **Efficacy of a bifurcated endograft versus open repair of abdominal aortic aneurysms: A reappraisal**. Journal of Vascular Surgery, 2002.

MARREWIJK, C.; BUTH, J.; HARRIS, P. L.; NORNGREN, L., et all. **Significance of endoleaks after endovascular repair of abdominal aortic aneurysms: The EUROSTAR experience**. Journal of Vascular Surgery, 2002.

MATAS, R. **An operation for the radical cure of aneurysm based on arteriography**. Ann Surg 1903;37:161.

MEDICAL DOCTORS DICTIONARY. Disponível em: <<http://www.medicaldoctordictionary.com/>> Acesso em: 15 de Julho de 2007.
METTLER, C.C.; METTLER, F.A.. **History of medicine**. Philadelphia: Torono. Blakinston Co, 1947.

MORENO, Michel R. 8811 NW. 47th Dr., Coral Spring, FL (US) 33067; MOORE JR., James E., 9575 SW. 145th Ct. Miami, FL (US) 33186. **Method and Apparatus for Vascular**

Durability and Fatigue Testing. Int. Cl. G01N 3/20. U.S.A. US 6.810.751 B2. 29 Jul. 2002, 2 Nov. 2004. United States Patent, n. 10/208.497, p.15.

MOHRI, H.; HESSEL, E. A.; NELSON, R. J.; ANDERSON, H. N.; et al. **Design and durability test of silastic trileaflet aortic valve prostheses.** The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery, v. 65, n. 4, p. 576-582, abr. 1973.

NANO S. A. **Informações ao Paciente.** Disponível em: < http://www.nano.com.br/index_ie.htm >. Acesso em: 12 Jun. 2005.

NETO, Antônio Cardoso. **Elementos de Mecânica dos Fluidos: Equações Fundamentais. Conservação de Massa, Quantidade de Movimento e Energia.** Ministério do Meio Ambiente. Departamento de Engenharia Sanitária da Universidade Federal de Santa Catarina. Florianópolis, 1998.

NMI - **Naturwissenschaftliches und Medizinisches Institut an der Universität Tübingen.** Disponível em: < www.nmi.de >. Acesso em: 30 de Março de 2007.

OLIVEIRA, Luísa Guedes de. **Resultado do Tratamento Endovascular de Aneurisma de Aorta Abdominal – Experiência em 5 anos.** Monografia apresentada a Universidade Federal de Santa Catarina. Departamento de Medicina. Florianópolis, 2004.

OLIVEIRA, Sílvio Luiz de. **Tratamento de Metodologia Científica: Projetos de Pesquisas, TGI, TCC, Monografias, Dissertações e Teses.** Editora Pioneira. São Paulo, 1997.

ORRA, Hussein Amin. **Estudo experimental da transmissão da pulsatilidade da endoprótese à parede do aneurisma da aorta após correção endoluminal.** Tese (Doutorado em Ciências) apresentada a Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo. Área de concentração: Clínica Cirúrgica. São Paulo, 2005.

O.S. ENGINES – Disponível em: < <http://www.osengines.com/> > Acesso em 10 de Outubro de 2006.

PANTALOS, G. M.; SHARP, M. K. **Influence of viscosity and pressure on prosthetic valve regurgitation.** The International Journal of Artificial Organs, v. 16, n. 3, p. 151-154, mar. 1993.

PATENT FETCHER. Disponível em: < <http://free.patentfetcher.com/> >. Acesso em 05 de Agosto de 2005.

PAVONE, P.; DI CESARE, E.; DI RENZI, P.; et al. **Abdominal aortic aneurysm evaluation: comparison of US, CT, MRI and angiography.** Mag Reson Imaging, 1990.

PEIXOTO, Manoel Otelino da Cunha. **Uma Proposta de Aplicação da Metodologia Desdobramento da Função Qualidade (QFD) que Sintetiza as versões QFD-Estendido**

e QFD das quatro Ênfases. Dissertação (Mestrado em Engenharia de Produção. Universidade Federal de São Carlos). São Carlos, 1998.

PEREZ, R. L. **Sistematização da avaliação de desempenho do processo de projeto de produtos.** 2003. 180 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Santa Catarina. Florianópolis, 2004.

PESARINI, Aldo. **Simulador de Fadiga para Testes de Próteses Valvulares Cardíacas.** Tese (Doutorado em Clínica Cirúrgica, Setor de Ciências da Saúde) apresentada à Universidade Federal do Paraná. Curitiba, 2005.

PORTAL BRASILEIRO DA INFORMAÇÃO CIENTÍFICA. Disponível em: <
<http://www.periodicos.capes.gov.br/> >. Acesso em 28 de Julho de 2005.

PORTO, Celmo Celso; RASSI, Salvador; REZENDE, Joffre Marcondes de; JARDIM, Paulo César B. Veiga; et al. **O Sistema Circulatório de Galeno a Rigatto.** Disponível em: <
<http://publicacoes.cardiol.br/caminhos/09/default.asp> >. Acesso em: 03 de Outubro de 2007.

PRINSEN, Monique; BUTH, Japp; VERHOEVEN, Eric L. G; CUYPERS, Philippe W. M.; et all. **A Randomized Trial Comparing Conventional and Endovascular Repair of Abdominal Aortic Aneurysms.** The New England Journal of Medicine. 2004.

PUECH-LEÃO, Pedro. **Aneurisma da Aorta - Tudo que você precisa saber.** Copyright Cirurgia Vascular S/C Ltda. 2001. Disponível em: <<http://www.aneurismas.com/index.htm>>
Acesso em: 05 de Outubro de 2005.

PUECH-LEÃO, Pedro; KAUFFMAN, P. **Aneurismas Arteriais.** 1ª Edição. Editora BYK, Brasil, 1998.

RAMPINELLI, Armandio. **Tratamento endovascular do aneurisma da aorta abdominal: estudo Experimental.** Dissertação (Mestrado em Ciências Médicas) submetido a Universidade Federal de Santa Catarina. Florianópolis, 2000.

REECE, I. J.; ANDERSON, J. D.; WAIN, W. H.; CARR, K.; et al. **A new porcine bioprosthesis:** in vitro and in vivo evaluation, Life Support Systems, v. 3, p. 207-227, abr-jul. 1985.

REY, Luís. **Planejar e Redigir Trabalhos Científicos.** 2ª Edição. São Paulo: Editora Edgard Blücher, 1993.

ROCHA, Luciano dos Santos; BARBOSA, Gabriela Franco. **Sistemas Fluidomecânicos - Estudos das Máquinas de Fluxo.** Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul. Departamento de Engenharia Mecânica e Mecatrônica. 1999. Disponível em: <
http://www.em.pucrs.br/lsvm/alunos/luc_gab/MaqFlux.html >. Acesso em: 04 de Junho de 2007.

ROMANO, L. R. **Modelo de referência para o processo de desenvolvimento de máquinas agrícolas**. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) submetida ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da UFSC, Florianópolis, 2003. 321p.

RUIZ, J. A., **Metodologia Científica**: guia para eficiência nos estudos. 2ª Edição. São Paulo: Editora Atlas, 1989.

SÁ Jr., Jerônimo. A História da Cirurgia Vascular. Disponível em: < www.santacasace.org.br/ >. 18 de Janeiro de 2007. Acesso em: 20 de Junho de 2007.

SABISTON Jr., D. C. **Aneurysms**. In: Sabiston Jr DC & Lyerly HK. Surgery. 15 ed, Philadelphia, Saunders; 1997. p. 1638-41.

SANTO, Rui; **Ideação – Técnica de Produção de Idéias**. Biblioteca Terra Fórum Consultores. Disponível em: < <http://www.terraforum.com.br/> >. Acesso em: 16 de maio de 2007.

SCHERMERHORN M. L.; FINLAYYSON S. R.G.; FILLINGER M.F.; BURTH J. et al. **Life expectancy after endovascular versus open abdominal aortic aneurysm repair**: Results of a decision analysis model on the basis of data from EUROSTAR. Journal of Vascular Surgery, 2002.

SILVA, José Carlos Costa Baptista. **Diagnóstico do Aneurisma da Aorta Abdominal**. Congresso de Angiologia e cirurgia vascular: guia ilustrado. Maceió, 2004.

SILVEIRA, P.G.; GALEGO, G.N. **Sistema Apolo – Um dispositivo brasileiro**. XXIX Congresso Brasileiro de Radiologia. Salvador do VII Congresso Brasileiro de Ultra-Sonografia, do I Simpósio Luso-Brasileiro de Radiologia, da XII Jornada Norte-Nordeste de Radiologia, do III Encontro da SOBRICE e do I Encontro Brasileiro de Enfermagem em Radiologia; 2000 novembro 11-15; Salvador, (BA)].

SIQUEIRA, Jairo. **Ferramentas de Criatividade – Brainstorming**. Siqueira Consultoria. Rio de Janeiro. Disponível em < <http://criatividade.files.wordpress.com/> >. Acesso em: 14 de Maio de 2007.

SOCIEDADE BRASILEIRA DE ANGIOLOGIA E CIRURGIA VASCULAR – Disponível em: < <http://www.arteriosclerose.med.br/> >. Acesso em: 02 Out. 05.

SRÁMEK, B. Bo; VALENTA, Jaroslav; KLIMES, Frantisek. **Biomechanics of the Cardiovascular System**. Faculty of Mechanical Engineering, CTU Foundation for Biomechanics of Man Prague, Czech Republic – Irvine, CA, USA. Czech Technical University Press – Prague, 1995.

UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE – Disponível em: < <http://www.uspto.gov/> >. Acesso em: 12 de Agosto de 2005.

VASCULAR WEB. Disponível em: < <http://www.vascularweb.org> >. Acesso em: 01 Nov. 2005.

VILENDRER, Kent; PRAIRIE, Minn. Endura-Tec Systms Corporation, Eden Prairie, Minn. **High Frequency Intravascular Prosthesis Fatigue Tester**. Int Cl. G01M 19/00. U.S.A. US 5.670.708. 2 Abr. 1996, 23 Set. 1997. United States Patent, n.626.486, p.12.

WORLD INTELLECTUAL PROPERTY ORGANIZATION. Disponível em: < <http://www.wipo.int/portal/index.html.en> >. Acesso em: 06 de Agosto de 2005.

YIN, R. K., **Estudo de Caso**: Planejamento e Métodos. 2a Ed. , Porto Alegre: Editora Bookman, 2001.

ZARINS, C.Z. **The limits of endovascular aortic aneurysm repair**. Journal of Vascular Surgery ,1999.

BIBLIOGRAFIA

ALVES, Maria Bernadete Martins & ARRUDA, Susana Margareth. **Como Fazer Referências** (bibliográficas, eletrônicas e demais formas de documentos). Universidade Federal de Santa Catarina – Biblioteca Universitária. Florianópolis, 2000. Atualizado em setembro de 2003.

BIEGLER, Kirk & CARRERAS, Ricardo. **Fatigue & Fracture Testing**. 2003. Disponível em: < <http://www.bose-electroforce.com/papers/AM&PFatigue&Fracture1.pdf> > Acesso em: 19 de Setembro de 2005.

DUNKELMAN, Noushin, San Diego; Peterson, Alvin E. Jamul; LEE, Kevin Landeen; ZELTINGER, Joan, ambos de San Diego. **Apparatus and Method For Sterelizing, Seeding, Culturing, Storing, Shipping And Testing Tissue, Synthetic or Native, Vascular Grafts**. Int. Cl. C12M 3/00. U.S.A. US 5.792.603. 26 Jun. 1996. 11 Aug. 1998. United State Patent, n. 672.697, p. 14.

GONÇALVES, Hortência de Abreu. **Manual de Monografia, Dissertação e Tese**. São Paulo: Avercamp, 2004.

HOUAISS. **Dicionário Eletrônico Houaiss da Língua Portuguesa**. Versão 1.0.7

KING HOST – **Dicionário KingHost da Língua Portuguesa**. Disponível em: < <http://www.kinghost.com.br/dicionario/> >

KRUSE, Steven D., Bloomington & CAI, Chad Q., Woodbury. **Fatigue Test For Prosthetic Stent**. Int. Cl. A61F 2/24. U.S.A. US 6.881.224 B2. Dec. 28, 2001. Apr. 19, 2005. United State Patent, n. 10/034,694, p. 20.

OSTENDORF, Arthur Devol & HOPSTER, Joseph Henry, ambos de Cincinnati. **Method and Apparatus for High Cycle Fatigue Life Test**. Int. Cl. G01N 29/00; G01R 27/26. U.S.A. US 6.431.000 B1. May 23, 2000. Aug. 13, 2002. United State Patent, n. 09/576.286, p. 6.

PETERSON, Alvin Jamul; LEE, K. Landeen; JOHN, Bennett; ambos de San Diego; JASON, Gee; de San Francisco; et al. **Apparatus and Method For Simulating In Vivo Conditions While Seeding And Culturing Three-Dimensional Tissue Constructs**. Int. Cl. C12M 3/00; C12N 5/00. U.S.A. US 6.121.042. Dez. 31, 1997. Sep.19, 2000. United State Patent, n. 09/001,609, p. 24.

POSMEC – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica – UFSC. **Norma de Apresentação**. 23 de Novembro de 2002. Disponível em: < http://www.posmec.ufsc.br/inscricao_documentos.php >. Acesso em 13 de Setembro de 2006.

PRIBERAM – **Dicionário de Língua Portuguesa**. Língua Portuguesa on-line. Disponível em: < <http://www.priberam.pt/dlpo/dlpo.aspx> >.

APÊNDICES

Apêndice 1 – Cálculo de variação volumétrica em uma endoprótese

Dimensões das próteses:

D = Diâmetro (mm)	12	14	16	18	25	28	31	34	37	40
L = Comprimento (mm)	60	75	90	105	115	130	145	155	165	170

O calculo apresentado abaixo é da hipótese mais complicada, por apresentar maior volume, com diâmetro (D = 40 mm) e maior comprimento (L = 170 mm).

Volume = $\pi \cdot r^2 \cdot h$, onde r é o raio e h, a altura (ou comprimento).

$$\text{Volume} = \pi \cdot (20 \times 20) \cdot 170 = 213.628,30 \text{ mm}^3.$$

Sabe-se que $1 \text{ mm}^3 = 0,001 \text{ ml}$ (mililitro).

$$\text{Então, } V = 213,62 \text{ ml.}$$

Considerando que a endoprótese reduz 20% do seu diâmetro ao ser inserida na artéria, tem-se, para a prótese acima (D = 40 mm e L = 170 mm), os seguintes valores:

$$D = 32 \text{ mm e } l = 170 \text{ mm.}$$

$$\text{Volume} = \pi \cdot (16 \times 16) \cdot 170 = 136,72 \text{ ml.}$$

Com o batimento cardíaco, as artérias variam seu diâmetro entre 5 e 7%. Para a construção da máquina foi escolhida uma variação de 7%.

$$D = 34,24 \text{ mm e } L = 170 \text{ mm.}$$

$$\text{Volume} = \pi \cdot (17,12 \times 17,12) \cdot 170 = 156,53 \text{ ml.}$$

$$\Delta V = 156,533 - 136,72 = 19,81 \text{ ml.}$$

Esta variação volumétrica ocorre a cada ciclo.

Considerando que a cada segundo ocorrerão 50, tem-se o volume:

$$\text{- para um segundo: } V = 19,81 \times 50 = 0,99 \text{ litros.}$$

$$\text{- para um minuto: } V = 0,99 \times 60 = 59,43 \text{ litros.}$$

$$\text{- para uma hora: } V = 59,43 \times 60 = 3.566,00 \text{ litros.}$$

Volume nas Próteses

D (mm)	12	14	16	18	25	28	31	34	37	40
D1 (mm)	9,6	11,2	12,8	14,4	20	22,4	24,8	27,2	29,6	32
D2 (mm)	10,272	11,984	13,696	15,408	21,4	23,968	26,536	29,104	31,672	34,24
L (mm)	60	75	90	105	115	130	145	155	165	170

D = diâmetro nominal; D1 = diâmetro - 20%; D2 = D1 + 7%; L = Comprimento

Diâmetro D1	9,6	11,2	12,8	14,4	20	22,4	24,8	27,2	29,6	32
Comprimento	Volume									
60	4,3429	5,9112	7,7208	9,7716	18,85	23,645	28,983	34,864	41,288	48,255
75	5,4287	7,389	9,651	12,215	23,562	29,556	36,229	43,58	51,61	60,319
90	6,5144	8,8668	11,581	14,657	28,274	35,467	43,475	52,296	61,932	72,382
105	7,6001	10,345	13,511	17,1	32,987	41,379	50,72	61,012	72,254	84,446
115	8,324	11,33	14,798	18,729	36,128	45,319	55,551	66,823	79,135	92,488
130	9,4097	12,808	16,728	21,172	40,841	51,231	62,797	75,539	89,457	104,55
145	10,495	14,285	18,659	23,615	45,553	57,142	70,042	84,255	99,779	116,62
155	11,219	15,271	19,945	25,243	48,695	61,083	74,873	90,066	106,66	124,66
165	11,943	16,256	21,232	26,872	51,836	65,023	79,703	95,876	113,54	132,7
170	12,305	16,748	21,876	27,686	53,407	66,994	82,119	98,782	116,98	136,72

Diâmetro D2	10,272	11,984	13,696	15,408	21,4	23,968	26,536	29,104	31,672	34,24
Comprimento	Volume									
60	4,9722	6,7678	8,8395	11,188	21,581	27,071	33,183	39,916	47,271	55,247
75	6,2153	8,4597	11,049	13,984	26,976	33,839	41,478	49,895	59,088	69,059
90	7,4583	10,152	13,259	16,781	32,371	40,607	49,774	59,874	70,906	82,87
105	8,7014	11,844	15,469	19,578	37,766	47,374	58,07	69,853	82,724	96,682
115	9,5301	12,972	16,942	21,443	41,363	51,886	63,6	76,506	90,602	105,89
130	10,773	14,663	19,152	24,24	46,759	58,654	71,896	86,485	102,42	119,7
145	12,016	16,355	21,362	27,036	52,154	65,422	80,192	96,464	114,24	133,51
155	12,845	17,483	22,835	28,901	55,751	69,933	85,722	103,12	122,12	142,72
165	13,674	18,611	24,309	30,766	59,347	74,445	91,252	109,77	129,99	151,93
170	14,088	19,175	25,045	31,698	61,146	76,701	94,018	113,1	133,93	156,53

Diâmetro D	12	14	16	18	25	28	31	34	37	40
Comprimento	ΔV - Variação Volumétrica									
60	0,6293	0,8565	1,1187	1,4159	2,7313	3,4261	4,1996	5,0518	5,9826	6,9921
75	0,7866	1,0707	1,3984	1,7699	3,4141	4,2827	5,2496	6,3148	7,4783	8,7402
90	0,9439	1,2848	1,6781	2,1239	4,097	5,1392	6,2995	7,5777	8,974	10,488
105	1,1013	1,4989	1,9578	2,4778	4,7798	5,9958	7,3494	8,8407	10,47	12,236
115	1,2061	1,6417	2,1443	2,7138	5,235	6,5668	8,0493	9,6826	11,467	13,402
130	1,3635	1,8558	2,4239	3,0678	5,9178	7,4233	9,0992	10,946	12,962	15,15
145	1,5208	2,07	2,7036	3,4218	6,6006	8,2798	10,149	12,209	14,458	16,898
155	1,6257	2,2127	2,8901	3,6578	7,0559	8,8509	10,849	13,051	15,455	18,063
165	1,7306	2,3555	3,0765	3,8937	7,5111	9,4219	11,549	13,892	16,452	19,228
170	1,783	2,4269	3,1698	4,0117	7,7387	9,7074	11,899	14,313	16,951	19,811

Vazão

Diâmetro D	12	14	16	18	25	28	31	34	37	40
Comprimento	Vazão por Segundo [Litros] (50 Hz)									
60	0,0315	0,0428	0,0559	0,0708	0,1366	0,1713	0,21	0,2526	0,2991	0,3496
75	0,0393	0,0535	0,0699	0,0885	0,1707	0,2141	0,2625	0,3157	0,3739	0,437
90	0,0472	0,0642	0,0839	0,1062	0,2048	0,257	0,315	0,3789	0,4487	0,5244
105	0,0551	0,0749	0,0979	0,1239	0,239	0,2998	0,3675	0,442	0,5235	0,6118
115	0,0603	0,0821	0,1072	0,1357	0,2617	0,3283	0,4025	0,4841	0,5733	0,6701
130	0,0682	0,0928	0,1212	0,1534	0,2959	0,3712	0,455	0,5473	0,6481	0,7575
145	0,076	0,1035	0,1352	0,1711	0,33	0,414	0,5075	0,6104	0,7229	0,8449
155	0,0813	0,1106	0,1445	0,1829	0,3528	0,4425	0,5425	0,6525	0,7728	0,9032
165	0,0865	0,1178	0,1538	0,1947	0,3756	0,4711	0,5775	0,6946	0,8226	0,9614
170	0,0891	0,1213	0,1585	0,2006	0,3869	0,4854	0,595	0,7157	0,8475	0,9906

Diâmetro D	12	14	16	18	25	28	31	34	37	40
Comprimento	Vazão por Minuto [Litros]									
60	1,8879	2,5696	3,3562	4,2477	8,1939	10,278	12,599	15,155	17,948	20,976
75	2,3598	3,212	4,1953	5,3096	10,242	12,848	15,749	18,944	22,435	26,22
90	2,8318	3,8544	5,0343	6,3716	12,291	15,418	18,898	22,733	26,922	31,465
105	3,3038	4,4968	5,8734	7,4335	14,339	17,987	22,048	26,522	31,409	36,709
115	3,6184	4,9251	6,4328	8,1415	15,705	19,7	24,148	29,048	34,4	40,205
130	4,0904	5,5675	7,2718	9,2034	17,753	22,27	27,298	32,837	38,887	45,449
145	4,5624	6,2099	8,1109	10,265	19,802	24,84	30,447	36,626	43,374	50,693
155	4,877	6,6382	8,6702	10,973	21,168	26,553	32,547	39,152	46,365	54,189
165	5,1917	7,0664	9,2296	11,681	22,533	28,266	34,647	41,677	49,357	57,685
170	5,349	7,2806	9,5093	12,035	23,216	29,122	35,697	42,94	50,852	59,433

Diâmetro D	12	14	16	18	25	28	31	34	37	40
Comprimento	Vazão por Hora [Litros]									
60	113,27	154,18	201,37	254,86	491,63	616,71	755,94	909,33	1076,9	1258,6
75	141,59	192,72	251,72	318,58	614,54	770,88	944,92	1136,7	1346,1	1573,2
90	169,91	231,26	302,06	382,29	737,45	925,06	1133,9	1364	1615,3	1887,9
105	198,23	269,81	352,4	446,01	860,36	1079,2	1322,9	1591,3	1884,5	2202,5
115	217,11	295,5	385,97	488,49	942,3	1182	1448,9	1742,9	2064	2412,3
130	245,42	334,05	436,31	552,2	1065,2	1336,2	1637,9	1970,2	2333,2	2726,9
145	273,74	372,59	486,65	615,92	1188,1	1490,4	1826,8	2197,5	2602,4	3041,6
155	292,62	398,29	520,21	658,4	1270,1	1593,2	1952,8	2349,1	2781,9	3251,3
165	311,5	423,99	553,78	700,87	1352	1695,9	2078,8	2500,6	2961,4	3461,1
170	320,94	436,83	570,56	722,11	1393	1747,3	2141,8	2576,4	3051,1	3566

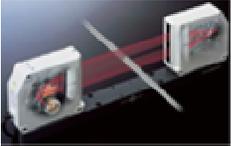
Apêndice 2 – Tabela Orçamento da Concepção 1

Tabela 10 – Orçamento da Concepção 1

N	Produto	Marca/Modelo	Contato		Un id.	Qt d.	Rep. Brasil	Rep. Exter.	Obs-vações
			Matriz	Filial Brasil			Preço Total R\$	Preço Total R\$	
01.001	Motor de Passo Linear	Baldor Motion	Baldor Electric Company 5711 R.S. Boreham, Jr. St. Phone: (479) 646-4711 P.O. Box 2400 Fax: (479) 648-5792 Fort Smith	Tecmot Comercial e Rep. Ltda. Rua Francisca Biribia, 627 Imirim - CEP 02451 - 040 São Paulo Fone: 5511 6236 9228 Fax: 5511 6236 8924	1	1		1.734,00	70 W
		LMSS-104-2WW1	www.baldor.com/	tecmot@tecmot.com.br	pç				
01.002	Atuador Translativo	Saia-Burgess	Saia-Burgess Electronics Holding AG. Bahnhofstrasse 18. 3280 Murten Switzerland Tel +41 26 672 71 11 Fax +41 26 672 73 33	Dakol Instrumentos e Sistemas Ltda. PCD Rua General Jardim, 703 / 41 CEP: 01223-011 Vila Buarque. São Paulo Fone: 11 3231 4544 Fax: 11 3231 4544 ext: 211	1	1	385,00		
		UCK 1/5	www.saia-burgess.com	www.dakol.com.br	pç				
01.002	Atuador Translativo	Servomech	Servomech S.r.l. Via Calari, 1 Anzola dell'Emilia Bologna 40011 ITALY tel. +39.051.6501711 fax. +39.051.734574		1	1	1.240,00		Vida útil de 2000 horas
		Parallel Design. UAL 0	www.servomech.com		pç				
01.003	Solenóide Linear	Saia-Burgess	Saia-Burgess Electronics Holding AG. Bahnhofstrasse 18. 3280 Murten Switzerland Tel +41 26 672 71 11 Fax +41 26 672 73 33	Dakol Instrumentos e Sistemas Ltda. PCD Rua General Jardim, 703 / 41 CEP: 01223-011 Vila Buarque. São Paulo Fone: 11 3231 4544 Fax: 11	1	1	872,00		Vida útil de 25 milhões de ciclos
		STA 13 x 27	www.saia-burgess.com	www.dakol.com.br	pç				

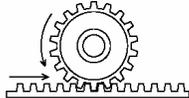
0301	Solenóide Linear 	Saia-Burgess STA 13 x 27	Saia-Burgess Electronics Holding AG. Bahnhofstrasse 18. 3280 Murten Switzerland Tel +41 26 672 71 11 Fax +41 26 672 73 33 www.saia-burgess.com	Dakol Instrumentos e Sistemas Ltda. PCD Rua General Jardim, 703 / 41 CEP: 01223-011 Vila Buarque. São Paulo Fone: 11 3231 4544 www.dakol.com.br	1 pç	1	872,00	
0302	Atuador Translativo 	Servomech Parallel Design. UAL 0	Servomech S.r.l. Via Calari, 1 Anzola dell'Emilia Bologna 40011 ITALY tel. +39.051.6501711 fax. +39.051.734574 www.servomech.com		1 pç	1	1.240, 00	
0303	Biela Manivela 		A construir		1 pç	1		A construir
0304	Motor de Passo Linear 	Baldor Motion LMSS-1304- 2WW1	Baldor Electric Company 5711 R.S. Boreham, Jr. St. Phone: (479) 646-4711 P.O. Box 2400 Fort Smith www.baldor.com/	Tecmot Comercial e Rep. Ltda. Rua Francisca Biribia, 627 Imirim São Paulo. Fone: 5511 6236 9228 tecmot@tecmot.com.br	1 pç	1	1.734, 00	70 W
0401	Bobina de Alto Falante 	Bravox EDX 12D4	Av. Caetano Ruggieri, 3106 CEP 13310-901 - Vila São José - Itú / SP Fone: + 55 (11) 4023-0211 Fax: +55 (11) 4022-4449 www.bravox.com.br/		1 pç	1	1.090, 00	Xmax = 25 mm
0401	Bobina de Alto Falante 	Aura NS15-992-4A	AuraSound, Inc. 11839 East Smith Avenue. Santa Fe Springs, CA 90670 United States Phone: (562) 447-1780 Fax: (562) 447-1788 www.aurasound.com/	Home Audio York's Imports Rua Livramento 55. Novo Hamburgo – RS CEP 93344-070 Brazil Fone: 011-55-51- 593-4626 samir@yorks.com.br	1 pç	1	não tem mais re- presen- tante US 685,00	Xmax = 50 mm

04.020										
			A construir			1 pç	1			A construir
04.030		Goema	Rua Alvarenga Peixoto 342, Vila Anastácio. São Paulo - SP. 05095-010. Fone (11)3832-5177. Fax (11)3832-3798			1 pç	1	4965,10 (sem IPI)		
		AD 6	www.goema.com.br/							
04.040		Vallair	Rua Catarina Braida, 396 Bairro: Mooca, São Paulo – SP Cep: 03169-030 Tel.: (11)6696-3411 / Fax.: (11) 6693-6739			1 pç	1	18.000,00		motor + redutor
		MS1	www.vallair.com.br/	vallair@vallair.com.br						
04.061		Brüel & Kjaer	Brüel & Kjær. 2815-A Colonnades Court, Norcross, Georgia 30071-1588 Phone: 770-209-6907 Toll Free: 800-332-2040 Fax: 770-448-3246 Toll Free Fax: 800-236-8351	HBM do Brasil Ltda. Rua José de Carvalho No. 55, Chácara Santo Antonio 04714-020 São Paulo-SP Phone: 11 5188 8161 Fax: 11 5181 8928		1 pç	1	23.700,00		Amplificador: BK 2718. Preço do Shaker + Amplificador
		BK 4809	www.bksv.com/	bksv@bksv.com.br						
04.030		Instrulab	Av. Pernambuco, 2575 - Porto Alegre - RS - Brasil - CEP 90240-005 Fone: (51) 3346-1466 - Fax: (0xx51) 3346-1295			1 pç	1	20.686,00		300 rpm
		Shaker GFL 3020	www.instrulab.com.br	instrulab@instrulab.com.br						

04404	Bass Shaker	Aura		AuraSound, Inc. 11839 East Smith Avenue. Santa Fe Springs, CA 90670 United States Phone: (562) 447-1780 Fax: (562) 447-1788 www.aurasound.com/	Home Audio York's Imports Rua Livramento 55. Novo Hamburgo – RS CEP 93344-070 Brazil Phone: 011-55-51-593-4626 samir@yorks.com.br	1					
	AST-2B-4					pç	1	não	US	39,00	
05001	Fole	Gagne, Inc		Gagne, Inc. 41 Commercial Drive, Johnson City NY 13790. Telephone (607) 729-3366 FAX (607) 729-7644 www.gagneinc.com/		1					
	Round Sewn Bellows					pç	1		US	43,00	
05002	Diafragma			Av. Corifeu de Azevedo Marques, 1676 - Cj. 03 - São Paulo - SP - Fone: (11) 3726-2002 / 3726-3349 www.hidrotechsp.com.br		1					
						pç	1	12,00			
05003	Pistão			A construir		1					
						pç	1				A construir
06001	Micrometro LASER	Keyence		KEYENCE CORPORATION OF AMERICA Corporate Office. 50 Tice Blvd., Woodcliff Lake, NJ 07677, U.S.A. Phone:201-291-4000 Fax:201-291-8860 www.keyence.com/	Tel: 19 3909.4325 Fax: 19 3909.4326 e-mail info@scanelectronic.com.br www.scanelectronic.com.br/	1					
	LS-5041T					pç	1	29.325,00 (sem IPI)	fabricante recomendado modelo LS 7000		

0601	Micrometro LASER	Mitutoyo	Corporate Office, 965 Corporate Boulevard. Aurora, IL 60504, tel 630-978-5385 fax 630-978-3501	Av. João Carlos da Silva Borges, 1240 - Santo Amaro Cep: 04726-002 - São Paulo – SP PABX: (11) 5643-0000 - Fax: (11) 5641-3722	1	pç	1	laser 29217+ unidade de leitura 14.216		
		Série 544 LMS-506H	www.mitutoyo.com/	www.mitutoyo.com.br/						
0602	Micrometro a LED	Micro Epsilon	MICRO-EPSILON MESSTECHNIK GmbH & Co. KG Königbacher Str. 15 94496 Ortenburg, Germany phone: +49 8542 / 168 - 0 fax: +49 8542 / 168 - 90	AUTOMATEC Av Jacobus Baldi, 711 JD. Iracema. CEP 05847-000 São Paulo – SP Phone: 11 5511 3818 Fax: 11 5812 4055	1	pç	1	39.718,00	3x mais rápido do que o micrometro a laser	
		opto CONTROL 2600	www.micro-epsilon.com	ecimino@automationint.com.br						
0701	Transmissor de Pressão		1000 Wiegand Boulevard. Lawrenceville, GA 30043 (888) WIKA-USA (770) 513-8200 (In GA) (770) 338-5118 Fax	0800 - 99 1655	1	pç	1	1.350,00	Display Digital	
		UT - 10 Unitrans	www.wika.com	vendas@wika.com.br						
0702	Transmissor de Pressão	Wika	1000 Wiegand Boulevard. Lawrenceville, GA 30043 (888) WIKA-USA (770) 513-8200 (In GA) (770) 338-5118 Fax	0800 - 99 1655	1	pç	1	1.800,00		
		P - 10	www.wika.com	vendas@wika.com.br						
0801	Termistor	Wika	1000 Wiegand Boulevard. Lawrenceville, GA 30043 (888) WIKA-USA (770) 513-8200 (In GA) (770) 338-5118 Fax	0800 - 99 1655	1	pç	1	250,00		
		T 24	www.wika.com	vendas@wika.com.br						

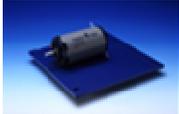
0901	Rolamento	THK	THK America, Inc. CHICAGO H.Q. 200 East. Commerce Drive, Schaumburg, IL. 60173 U.S.A. TEL:+1-847-310-1111 / Fax:+1-847-310-1271	THK BRASIL Av. Corifeu de Azevedo Marques, 4077 Butantã - São Paulo – SP 05339-002 Tel 11-3767-0100 Fax 11-3767-0101	1					
		RSR - 9WZ	www.thk.com	thk@thk.com.br	pç	1	424,00			(+5% de IPI e 12% de ICMS)
0902	Fuso de Esferas	THK	THK America, Inc. CHICAGO H.Q. 200 East. Commerce Drive, Schaumburg, IL. 60173 U.S.A. TEL:+1-847-310-1111 / Fax:+1-847-310-1271	THK BRASIL Av. Corifeu de Azevedo Marques, 4077 Butantã - São Paulo – SP 05339-002 Tel 11-3767-0100 Fax 11-3767-0101	1					
		BNT 1404-3,6	www.thk.com	thk@thk.com.br	pç	1	743,00			(+5% de IPI e 12% de ICMS)
0902	Fuso de Esferas	SKF	Sweden SE-415 50 Göteborg[Visiting address: Hornsgatan 1] Phone:+46 31 337 10 00 Fax:+46 31 337 28 32	SKF do Brazil Ltda Estrada do Ingaí 11370 Lote área B1 - Setor A BR-06420-240 - Sítio Gupê - Barueri –SP Tel 11 4619 9100 / 0800 141 152 Fax: 11 4619 9199	1					
		SL 25 x 20 R	www.skf.com	marketing.skf@skf.com.br	pç	1				e-mail retornou da matriz.
0903	Fuso de Rolos Planet.	SKF	Sweden SE-415 50 Göteborg[Visiting address: Hornsgatan 1] Phone:+46 31 337 10 00 Fax:+46 31 337 28 32	SKF do Brazil Ltda Estrada do Ingaí 11370 Lote área B1 - Setor A BR-06420-240 - Sítio Gupê - Barueri –SP Tel 11 4619 9100 / 0800 141 152	1					
		SRC 25 x 10	www.skf.com	marketing.skf@skf.com.br	pç	1				e-mail retornou da matriz.
0904	Guia de Deslizamento	THK	THK America, Inc. CHICAGO H.Q. 200 East. Commerce Drive, Schaumburg, IL. 60173 U.S.A. TEL:+1-847-310-1111 /	THK BRASIL Av. Corifeu de Azevedo Marques, 4077 Butantã - São Paulo – SP 05339-002 Tel 11-3767-0100 Fax 11-3767-0101	1					
		ER	www.thk.com	thk@thk.com.br	pç	1	297,00			(+12% de IPI e 12% de ICMS)

1001	Rolamento	THK		THK America, Inc. CHICAGO H.Q. 200 East. Commerce Drive, Schaumburg, IL. 60173 U.S.A. TEL:+1-847-310-1111 / Fax:+1-847-310-1271	THK BRASIL Av. Corifeu de Azevedo Marques, 4077 Butantã - São Paulo – SP 05339-002 Tel 11-3767-0100 Fax 11-3767-0101	1	1	424,00		(+5% de IPI e 12% de ICMS)
		RSR - 9WZ		www.thk.com	thk@thk.com.br	pç				
1002	Pinhão Cremalheira					1	1			
		Usinado				pç				
1003	Fuso de Esferas	THK		THK America, Inc. CHICAGO H.Q. 200 East. Commerce Drive, Schaumburg, IL. 60173 U.S.A. TEL:+1-847-310-1111 / Fax:+1-847-310-1271	THK BRASIL Av. Corifeu de Azevedo Marques, 4077 Butantã - São Paulo – SP 05339-002 Tel 11-3767-0100 Fax 11-3767-0101	1	1	743,00		(+5% de IPI e 12% de ICMS)
		BNT 1404-3,6		www.thk.com	thk@thk.com.br	pç				
1003	Fuso de Esferas	SKF		Sweden SE-415 50 Göteborg[Visiting address: Hornsgatan 1] Phone:+46 31 337 10 00 Fax:+46 31 337 28 32	SKF do Brazil Ltda Estrada do Ingai 11370 Lote área B1 - Setor A BR-06420-240 - Sítio Gupê - Barueri –SP Tel 11 4619 9100 / 0800 141 152 Fax: 11 4619 9199	1	1			e-mail retornou da matriz.
		SL 25 x 20 R		www.skf.com	marketing.skf@skf.com.br	pç				
1004	Fuso de Rolos Planet.	SKF		Sweden SE-415 50 Göteborg[Visiting address: Hornsgatan 1] Phone:+46 31 337 10 00 Fax:+46 31 337 28 32	SKF do Brazil Ltda Estrada do Ingai 11370 Lote área B1 - Setor A BR-06420-240 - Sítio Gupê - Barueri –SP Tel 11 4619 9100 / 0800 141 152	1	1			e-mail retornou da matriz.
		SRC 25 x 10		www.skf.com	marketing.skf@skf.com.br	pç				

1 1. 0 1	Cooler de Microcomp.	Casa do Cooler							
		Fan AD 1212HB-F51	Rua Wenceslau Forlepa, 256 Pinhais – PR, CEP: 83325-597 Telefone: (41) 3667-8621 www.casadocooler.com.br/			1 pç	1	26,86	
1 1. 0 2	Ventilador CA	HM Ventiladores							
		Q120SA	Rua Luiza Canero, 61. Vila Canero 03191-030 São Paulo – SP Fone/Fax: (11) 6966-7673 (11) 6966-8171 www.hmventiladores.com.br/			1 pç	1	55,00	14 W
1 1. 0 3	Ventilador CC	HM Ventiladores							
		Q120SD	Rua Luiza Canero, 61 Vila Canero CEP: 03191-030 São Paulo – SP Fone/Fax: (11) 6120-7777 www.hmventiladores.com.br/			1 pç	1	55,00	5 W
1 2. 0 1	Placa Multifunção	National Instruments							
		NI PCI-6036E	National Instruments Corporation 11500 N Mopac Expwy. Austin, TX 78759- 3504 Tel: (800) 531-5066 Fax: 512-683- 8411 www.ni.com/	National Instruments Brazil Av. Paulista, 509 - 18º andar. Cerqueira César São Paulo-SP CEP 01311-910 Tel: (011) 3262 3599 Fax: (011) 3266 5088 ni.brazil@ni.com		1 pç	1	1.643, 05	
1 3. 0 1	Conduite de Silicone	Perfitecnica							
		35 mm	Rua Ribeirao Branco, 116 - Vila Bertioga - São Paulo SP. Tel 11-6121- 7766 www.perfitecnica.com.br/			1 pç	1		

1 3. 0 1	<p>Conduite de Silicone</p> 	<p>Ciencor Scientific</p>	<p>Rua Raul Pompéia, 791. Pompéia - 05025-010. São Paulo - SP – Brasil. Tel. 11 3872-1022 fax 11 3864-9772</p>	<p>www.ciencor.com.br/</p>	<p>info@ciencor.com.br</p>	<p>1 pç</p>	<p>1</p>	<p>não produz o tamanho pedido</p>		
1 3. 0 1	<p>Conduite de Silicone</p> 	<p>Silicotex</p>	<p>Av. Marginal do Rio dos Meninos, 2380 - Ipiranga - São Paulo - SP - CEP 04243-000 Fone : (11) 6946-7907</p>	<p>www.silicotex.com.br/</p>		<p>1 pç</p>	<p>1</p>	<p>em torno de 22 reais por metro</p>		
1 4. 0 1	<p>Anel o-ring</p> 	<p>CBV</p>	<p>CBV Industria e Comercio Av. Guarulhos, 1500. Guarulhos – SP. Tel 11-6423-5533, fax 11-6423-5550</p>	<p>www.vedacoes.com.br</p>	<p>www.vedacoes.com.br/contato.php</p>	<p>1 pç</p>	<p>2</p>	<p>0,2</p>		
1 4. 0 2	<p>Abraçadeira</p> 	<p>Arican</p>	<p>(11) 6723-9300</p>	<p>www.arican.com.br</p>	<p>www.arican.com.br/loj_email.php</p>	<p>1 pç</p>	<p>1</p>			
1 5. 0 1	<p>Soro Fisiológico</p> 			<p>a venda em farmácias</p>		<p>1 pç</p>	<p>1</p>	<p>12,00</p>		
1 6. 0 1	<p>Microcomputador</p> 	<p>Athlon xp 2,5 GHz + 512 ram</p>				<p>1 pç</p>	<p>1</p>	<p>1.800,00</p>		<p>200 W</p>

1 7. 0 1	<i>No Break</i>	CP Eletrônica		Rua da Várzea, 379 - Cep 91040-600 Porto Alegre - RS – Brasil Fone: (51) 2131 2407 - Fax: (51) 2131 2469						7,5 kva (sem banco de baterias)
	ultimo a ser escolhido. - Tetra	www.cp.com.br		vendas@cp.com.br	1 pç	1	9.900, 00			
1 7. 0 1	<i>No Break</i>	PhD on line		Rua Agostinho Gomes, 1222 - Ipiranga - CEP: 04206-000 - São Paulo - Sp. Tel (11) 6914 6997						7,5 kva
	Tetra	www.phdonline.com.br		vendas@phdonline.com.br	1 pç	1				
1 7. 0 1	<i>No Break</i>	CM Comandos Lineares		Av. Eng. Alberto de Zagottis, 760 – SP tel 11-5695-5000						
	Selection SP	www.cmcomandos.com.br			1 pç	1				
1 8	Bomba de Diafragma	Vallair		Rua Catarina Braidá, 396 Bairro: Mooca, São Paulo – SP Cep: 03169- 030 Tel.: (11)6696-3411 / Fax.: (11) 6693-6739						Bomba recomen- dada pela vallair
	S05B2P2TPNS0 00	www.vallair.com.br/		vallair@vallair.com.br	1 pç	1	1.800, 00			
1 8	Placa Multifunção	National Instruments		National Instruments Brazil Av. Paulista, 509 - 18º andar. Cerqueira César São Paulo-SP CEP 01311-910 Tel: (011) 3262 3599 Fax: (011) 3266 5088						Recomen- dada pela National Instrument
	SCXI	www.ni.com/		ni.brazil@ni.com	1 pç	1	1.800, 00			

1 8	Leitor de deslocamento			Bolsas de R\$ 300 para um grupo de 4 ou 5 alunos por cinco a seis meses. Somam-se ainda o custo da câmera (US\$ 850 FOB), lentes (US\$ 250 FOB) e de um computador que ficará com o sistema, despesas de pequena monta (R\$ 800) e as taxas da UFSC (18%)	1				
			Desenvolvido por alunos da UFSC, acompanhado pelo professor do LabMetro. 6 meses para desenvolvimento		pç	1	15.000,00		
1 8	Valv. Reg. Pres. Prop.	Festo	Corporation Headquarters, 395 Moreland Road, Hauppauge, N.Y. 11788. Phone: (631) 435-0800	Rua Guiseppe Crespi, 76, KM 12,5 - Via Anchieta 04183-080 São Paulo SP. Tel:11-5013 1600 Fax: 11-5013 1868	1				
		MPPE-3-1/2-1-010-B	www.festo.com	televendas@festo.com.br	pç	1	4.439,07		com impostos
1 8	Valv. Reg. Pres. Prop.	Festo	Corporation Headquarters, 395 Moreland Road, Hauppauge, N.Y. 11788. Phone: (631) 435-0800	Rua Guiseppe Crespi, 76, KM 12,5 - Via Anchieta 04183-080 São Paulo SP. Tel:11-5013 1600 Fax: 11-5013 1868	1				
		MPPE-3-1/2-1-420-B	www.festo.com	televendas@festo.com.br	pç	1	4.439,07		com impostos
1 8	Valv. Reg. Pres. Prop.	Maxon	Brünigstrasse 220. P.O. Box 263. CH-6072 Sachseln Tel.:+41 41 - 666 15 00 Fax:+41 41 - 666 16 50	Treffer Ltda. Av. Protásio de Oliveira Pena 366 / 101.Buritis 30575-360 - Bello Horizonte – MG Tel: (31) 9982 95 95 Fax: (31) 3378 62 22	1				
		Amax22 # 110143	www.maxonmotor.com	motores@treffer.com.br	pç	1	622,45		(preço em Franco Suíço)
1 8	Valvula Reg. Pres. Prop.	Parker	Parker Hannifin Corporation, Compumotor Division, 5500 Business Park Drive, Rohnert Park, CA 94928 707-584-7558 or 800-358-9068	Gustavo R. Silva. Engenharia de Vendas. Parker Hannifin Ind. Com. Ltda Cel.: (41) 9185-1942	1				
		0715_P3PH	www.parkermotion.com/	GRSilva@parker.com	pç	1			freqüência de 33 Hz.

Glossário Médico

Aneurisma – Dilatação superior a 50 % um segmento de uma artéria ou de um vaso sangüíneo, cuja evolução é a ruptura e óbito.

Aneurismectomia – Excisão de aneurisma, retirada, amputação, reparação (FERREIRA, 1999).

Arteriosclerose – Termo genérico para espessamento e endurecimento da parede arterial é a principal causa de morte no mundo ocidental. (SOCIEDADE BRASILEIRA DE ANGIOLOGIA E CIRURGIA VASCULAR, 2005).

Ateroma – Do grego, *athéroma*, pelo lat. *atheroma*. Alteração degenerativa da camada íntima de artérias (FERREIRA, 1999).

Autólogo – Relativo a substâncias ou a formações anatômicas do próprio organismo do indivíduo (FERREIRA, 1999).

Cateter – Do grego, *kathetér*, 'sonda cirúrgica', pelo lat. *cathetere*. Instrumento tubular, feito de material apropriado a fins diversos, o qual é introduzido no corpo com o objetivo de retirar líquidos, introduzir sangue, soros, medicamentos, efetuar investigações diagnósticas (cateterização cardíaca, p. ex.) (FERREIRA, 1999).

Endoaneurismorrafia – Operação que consiste na abertura do saco aneurismático e oclusão dos orifícios internos por sutura (IQB, 2006).

Endoluminal – Quer dizer interior ao lúmen (Designação genérica de interior de órgão, ou de canal de órgão).

Endoprótese – É o nome dado para o material que é inserido no vaso sangüíneo, com a finalidade de reparo do aneurisma.

Esclerosada – Referente à esclerose. Do grego, *sklérosis*. Endurecimento, sobretudo o ocorrente em formação anatômica que sofreu processo inflamatório, ou outro que tenha acometido tecido conjuntival intersticial (FERREIRA, 1999).

Estenose – Estreitamento de qualquer canal ou orifício (FERREIRA, 1999).

Extraperitoneal – Fora da cavidade peritoneal - Relativo ou pertencente ao peritônio; peritoneal (FERREIRA, 1999).

Fisiopatológicos – Relativo à patologia - Ramo da medicina que se ocupa da natureza e das modificações estruturais e/ou funcionais produzidas por doença no organismo (FERREIRA, 1999).

Fluoroscopia – Sinônimo de Radioscopia – Forma de exame de órgão realizada através de tela fluorescente, mediante o emprego de raios X (FERREIRA, 1999).

Infarto – Fenômeno patológico em que se produz zona de necrose conseqüente à hipóxia, na maioria dos casos por trombo(s) ou êmbolo(s); enfarto, enfarte (FERREIRA, 1999).

Lamelar – Que tem lâminas; laminoso, lamelífero, lamelar, laminar (FERREIRA, 1999).

Laparotomia – Qualquer incisão destinada a abrir a cavidade abdominal (FERREIRA, 1999).

Luz do vaso – Referente ao interior do vaso sanguíneo.

Metabólito – 1. Qualquer substância, especialmente os compostos de carbono, produzida por metabolismo. 2. Metabólito produzido e excretado por organismo.

Mesentéricos – Relativo ou pertencente ao mesentério - Formação semelhante a leque, que prende o jejuno e o íleo à parede abdominal posterior, e se compõe de duas camadas, tendo extensão suficiente para dar a essas duas porções do intestino delgado uma considerável mobilidade (FERREIRA, 1999).

Óstio – Do latim cient. *ostium*, 'porta', 'entrada'. Designação genérica de abertura que dá acesso a órgão tubular, ou está situado entre duas cavidades corporais distintas; óstium (FERREIRA, 1999).

Rotura – Referente à Roto, Do lat. *ruptu.*; que se rompeu (FERREIRA, 1999).

Síndrome de Marfan – A desordem hereditária de tecido conjuntivo caracterizada por estatura alta, extremidades compridas, subluxation da lente, dilatação da aorta ascendendo, e peito de pombo. É herdado como uma característica dominante autossômica (MEDICAL DOCTORS DICTIONARY, 2007).

Sinapse – Conexão entre dois neurônios vizinhos, da qual há mais de um tipo, segundo as formações que fazem o contato entre essas células para que se propague o impulso nervoso de uma para outra (FERREIRA, 1999).

Stent – 1. Dispositivo modular, auto expansível, composto por esqueleto de níquel-titânio (NiTi). 2. Dispositivo destinado a manter em uma determinada posição um enxerto cutâneo, e que pode ser feito de mais de um material. 3. Dispositivo filiforme, ou em forma de bastão delgado, usado para sustentar estruturas tubulares que estão sendo anastomosadas, ou para manter a permeabilidade no interior dessas estruturas.

Trombos Murais – Do grego, *thrómbos*, 'coágulo' (FERREIRA, 1999).