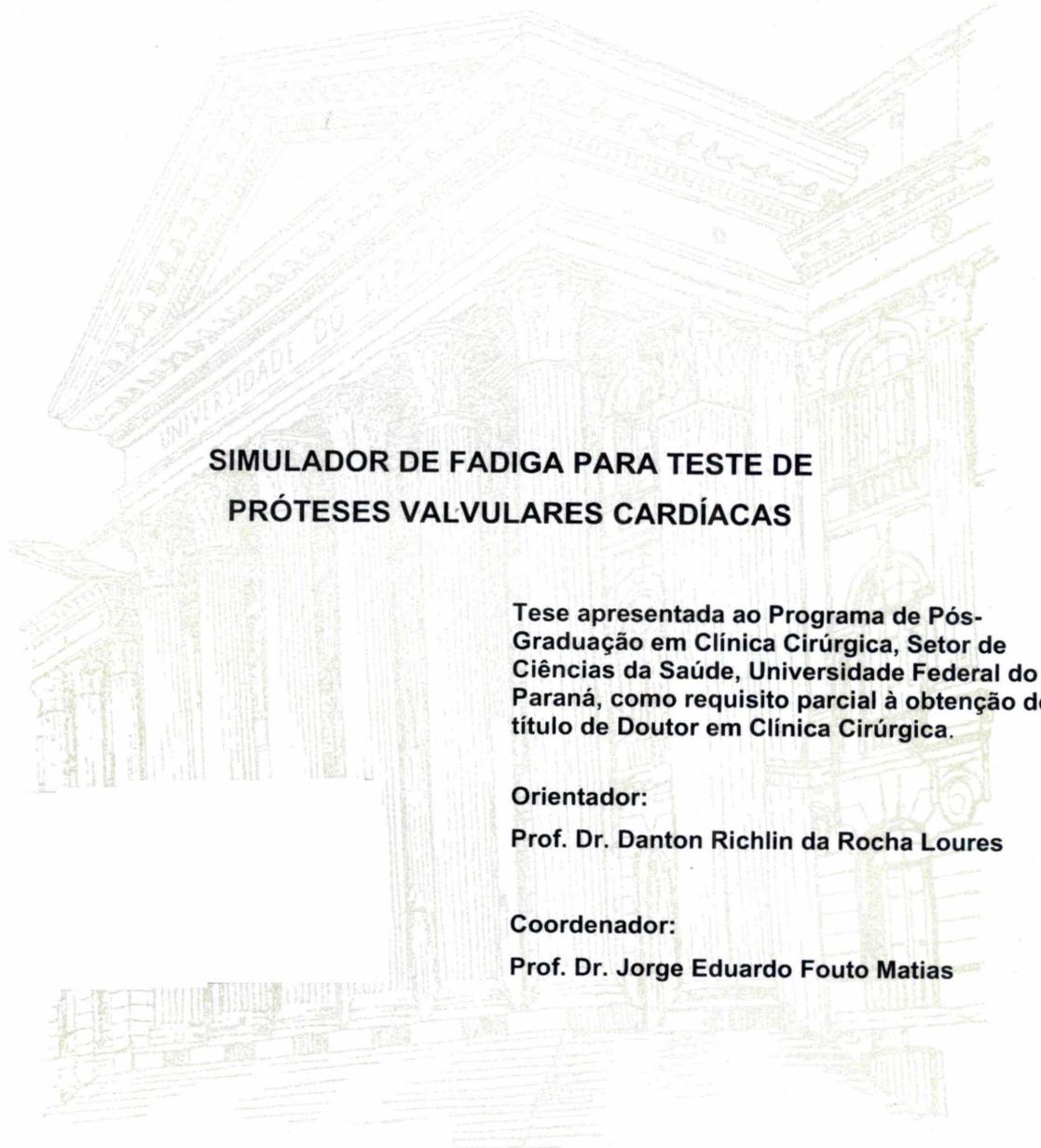


ALDO PESARINI



**SIMULADOR DE FADIGA PARA TESTE DE
PRÓTESES VALVULARES CARDÍACAS**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Clínica Cirúrgica, Setor de Ciências da Saúde, Universidade Federal do Paraná, como requisito parcial à obtenção do título de Doutor em Clínica Cirúrgica.

Orientador:

Prof. Dr. Danton Richlin da Rocha Loures

Coordenador:

Prof. Dr. Jorge Eduardo Fouto Matias

CURITIBA

2005

ALDO PESARINI

**SIMULADOR DE FADIGA PARA TESTE DE
PRÓTESES VALVULARES CARDÍACAS**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Clínica Cirúrgica, Setor de Ciências da Saúde, Universidade Federal do Paraná, como requisito parcial à obtenção do título de Doutor em Clínica Cirúrgica.

Orientador:

Prof. Dr. Danton Richlin da Rocha Loures

Coordenador:

Prof. Dr. Jorge Eduardo Fouto Matias

CURITIBA

2005

Claudete Ramiro, com amor e desprendimento, deu forças para que a vida profissional, pessoal e financeira não fosse percalço para a realização deste trabalho, o meu amor e minha eterna veneração.

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Eng. **Gregório Bussyguin**, minha eterna gratidão, que com carinho, paciência, nunca mediu esforços para que o nosso trabalho fosse realizado.

A Família **Bussyguin**, em nome da Sra **Helena**, não mediram esforços em me acolher calorosamente em seu lar, tratado como um membro da família, tendo convívio amigável e fraterno, pela qual devo a mais completa devoção.

Ao Dr. **Airton Severino Piazza**, com sua cooperação, possibilitou minhas constantes ausências.

A **minha família** que de uma maneira e de outra souberam continuar seus afazeres, bem como entenderam meu distanciamento e minha ausência.

Ao Sr. **Valentino Bussyguin** que deu as orientações iniciais para a pesquisa bibliográfica.

A Srta. **Simone de Santis**, que conseguiu acessar os artigos mais difíceis e custosos.

Ao Sr. **João Peitz**, pela ajuda na manutenção do equipamento eletrônico.

A Sra. **Elizete Maria Henning Laurindo**, pela cooperação na revisão dos originais.

A **Saint' Jude Medica**, USA e Brasil, nas pessoas de **Kurt Kaninsky** e **Eb Miranda Ara**, cujo empenho viabilizaram minha visita a fábrica e a doação das próteses para os nossos ensaios.

A **Medtronic**, nas pessoas de **Francisco Brocco** e **Luiz Vilela dos Reis**, possibilitaram presenciar o teste de fadiga por eles propostos, bem como cederam próteses para os nossos testes.

A **Universidade Federal do Paraná** – Setor de Tecnologia – Curitiba – PR. Professor Dr. **William Alves Barbosa**, vice-diretor; Prof. MsC. **José Carlos Laurindo** Professor de Máquinas Térmicas II e **Edson Luiz da Silva** auxiliar técnico, cujo apoio e determinação, viabilizou a realização deste trabalho.

A **WEG S.A.** Jaraguá do Sul Santa Catarina: **Décio da Silva**, presidente; **Luiz Alberto Oppermann**, diretor e **Carlo Grassi Perli**, engenheiro.

A **ABS Indústria de Bombas Centrífugas Ltda.** – Curitiba-PR.: Gerentes Eng. **Oscar Kirchoff Jr.**, comercial; Eng. **Horst O. Judt**, produção e Eng. **Paulo Sliva**, financeiro.

A **PARKER HANNIFIN Indústria e Comércio Ltda.** – Curitiba-PR., **Miguel Carlos Tamanini**, gerente regional.

A **REICHENBACH Instrumentos e Fibra Ótica Ltda.** São Paulo-SP., Dr. **Aníbal René Reichembach**, diretor.

A **MARCFRIO REFRIGERAÇÃO** Curitiba-PR., Sr. **Marcos Osires Nunes**.

A **BURGMANN DO BRASIL** Vedações Industriais Ltda. Campinas-SP., Eng. **Wagner Kern**, gerente e **Hamilton de Mendonça Albano**, representante.

A **PIETRO BORGIO & Cia. Ltda.** Curitiba-PR., Sr. **Richard Borgo**, diretor.

A **IRMAC** Motores Transmissões Comércio e Mecânica Ltda. Curitiba-PR., Eng. **Carlos Dubois Sobrinho**, diretor e **Cláudio Cantuaria da Silveira**, gerente.

A **STEINBOCK Ltda.** Curitiba-PR., **Jorge Steinbock**, bacharel em matemática e **Paulo Steinbock**, eng. Mecânico.

A **COEL Controles Elétricos Ltda.** São Paulo-SP., Eng. **Sílvio Roberto Barbelli**, engenheiro.

A **BRAILE BIOMÉDICA** Indústria, Comércio e Representações S.A. São José do Rio Preto-SP., Eng. **Adalberto Camim**.

A **SIEMENS Ltda.** Regional Curitiba-PR., diretores regionais **Paulo Afonso Monteiro Maranhão Faria** e **Francisco Roberto Hopker**; **Tyago Miléo Taher**, projetos e **Rafael José de Andrade**, estagiário.

Aos meus filhos, **Thays** e **Mauro** que de uma maneira e de outra souberam continuar seus afazeres

E a **todos** aqueles que direta ou indiretamente tiveram alguma participação neste trabalho.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	vii
LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS	ix
RESUMO	xii
ABSTRACT	xiii
1 INTRODUÇÃO	1
2 REVISÃO DE LITERATURA	7
2.1 DO APARELHO.....	7
2.2 SISTEMA DE GERAÇÃO DE FLUXO.....	10
2.3 NÚMERO DE CÂMARAS DE ENSAIO.....	11
2.4 SUPORTE DAS PRÓTESES.....	11
2.5 FLUÍDO CIRCULANTE.....	12
2.6 NÚMERO DE CICLOS POR MINUTO.....	13
2.7 PRESSÕES.....	15
2.8 TEMPERATURA.....	18
2.9 MEDIDAS DE FLUXO.....	18
2.10 CARACTERÍSTICAS DO FLUXO.....	19
2.11 VISUALIZAÇÃO.....	20
2.12 FALÊNCIA.....	21
3 MATERIAIS E MÉTODOS	24
3.1 LOCAL.....	24
3.2 VISTA GERAL DO SIMULADOR DE FADIGA.....	25
3.3 DESCRIÇÃO DOS CONJUNTOS.....	26
3.3.1 Reservatório Auxiliar do Líquido - A.....	26
3.3.2 Conjunto Alternador do Fluxo do Líquido - B.....	27
3.3.2.1 Tubulação de sucção.....	27
3.3.2.2 Motobomba ABS.....	27
3.3.2.3 Tubulação de recalque.....	28
3.3.2.4 Válvulas rotativas.....	28
3.3.2.5 Motor elétrico WEG.....	33
3.3.2.6 Capa protetora da luva elástica.....	34
3.3.2.7 Porta-válvulas.....	34

3.3.2.8 Conjunto de estroboscopia.....	40
3.3.2.9 Tubulação de retorno.....	43
3.3.2.10 Tubulação protetora.....	43
3.3.2.11 Controlador da velocidade.....	43
3.3.3. Reservatório Principal do Líquido - C.....	43
3.3.3.1 Tambor de polietileno.....	43
3.3.3.2 Sensor de temperatura.....	44
3.3.3.3 Termostato mecânico.....	45
3.3.3.4 Pressostato.....	45
3.3.3.5 Filtros de sucção.....	46
3.3.3.6 Evaporador.....	46
3.3.3.7 Desborbulhadores.....	46
3.3.3.8 Líquido.....	46
3.3.4 Conjunto de Refrigeração do Líquido - D.....	47
3.3.5 Quadro de Comando e Segurança - E.....	48
3.3.5.1 Termostato e horímetro.....	49
3.3.5.2 Tomadas.....	49
3.3.5.3 Aparelhos.....	52
3.3.6 Conjunto Eletrônico de Medição de Pressões - F.....	53
3.3.6.1 Equipamento Kistler-H&B.....	53
3.3.6.2 Equipamento Hartmann & Braun.....	56
3.3.6.3 Equipamento Tektronix.....	57
3.3.6.4 Banco de capacitores.....	57
4 RESULTADOS.....	59
4.1 LIGANDO O SIMULADOR.....	59
4.2 RESULTADOS GRÁFICOS.....	60
4.3 RESULTADOS VISUAIS.....	66
4.4 PRÓTESES MECÂNICAS.....	69
4.5 BIOPRÓTESES.....	76
5 DISCUSSÃO.....	80
6 CONCLUSÃO.....	85
7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	86
8 ANEXOS.....	95

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1 Diagrama de tensões e deformações.....	3
Figura 1.2 Materiais dúcteis, frágeis e pericárdio bovino.....	3
Figura 1.3 Diagrama de Wölher.....	4
Figura 3.2.1 Vista geral do simulador de fadiga.....	25
Figura 3.2.2 Vista parcial do simulador de fadiga.....	26
Figura 3.2.3 Válvulas rotativas.....	29
Figura 3.2.4 Rotores das válvulas rotativas.....	30
Figura 3.2.5 Peças das válvulas rotativas – parcial.....	31
Figura 3.2.6 Detalhes do cabeçote.....	32
Figura 3.2.7 Peças das válvulas rotativas – total.....	33
Figura 3.2.8 Vista parcial do equipamento – Torre auxiliar.....	35
Figura 3.2.9 Vista lateral direita do equipamento.....	36
Figura 3.2.10 Vista frontal.....	36
Figura 3.2.11 Vista lateral do porta-válvula.....	38
Figura 3.2.12 Alojamento da prótese.....	38
Figura 3.2.13 Alojamento da prótese – semi-desmontado.....	39
Figura 3.2.14 Anel de suporte.....	39
Figura 3.2.15 Conjunto de estroboscopia.....	40
Figura 3.2.16 Vista frontal – conjunto de comando.....	41
Figura 3.2.17 Conjunto de estroboscopia semi-aberto.....	42
Figura 3.3.1 Reservatório principal de líquido.....	44
Figura 3.3.2 Filtros de sucção da bomba ABS.....	45
Figura 3.3.3 Evaporador, parte do conjunto de refrigeração.....	46
Figura 3.3.4 Desborbulhadores.....	47
Figura 3.5.1 Esquema elétrico simplificado.....	51
Figura 3.5.2 Quadro de comando e segurança.....	54
Figuras 3.5.3 e 3.5.4 Quadro de comando e segurança, vistas laterais.....	55
Figura 3.6.1 Conjunto eletrônico.....	56
Figura 3.6.2 e 3.6.3 Transdutores de pressão e Equipamento de aferição.....	58
Figura 4.2.1 Curvas de pressão – prótese mecânica.....	62
Figura 4.2.2 Curvas de pressão – prótese biológica com defeito.....	63

Figura 4.2.3	Curvas de pressão – bioprótese.....	64
Figura 4.2.4	Tabela de dados nos diagramas do osciloscópio.....	65
Figura 4.3.1	Tabela de ângulos na escala da luz estroboscópica.....	66
Figura 4.3.2	Esquema do conceito simplificado de ângulos e pontos.....	67
Foto 4.4.1	Prótese OC totalmente fechada.....	69
Foto 4.4.2	Prótese OC semi-aberta.....	70
Foto 4.4.3	Prótese OC totalmente aberta.....	70
Foto 4.4.4	Prótese MH totalmente fechada.....	71
Foto 4.4.5	Prótese MH semi-aberta.....	72
Foto 4.4.6	Prótese MH totalmente aberta.....	72
Foto 4.4.7	Prótese SJ totalmente fechada.....	73
Foto 4.4.8	Prótese SJ semi-aberta.....	74
Foto 4.4.9	Prótese SJ totalmente aberta.....	74
Foto 4.4.10	Prótese OS - fratura de um mono-disco.....	75
Foto 4.5.1	Bioprótese totalmente fechada.....	76
Foto 4.5.2	Bioprótese semi-aberta.....	77
Foto 4.5.3	Bioprótese totalmente aberta.....	77
Foto 4.5.4	Bioprótese com defeito – vista superior.....	78
Foto 4.5.5	Bioprótese com defeito – vista inferior.....	79

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

A	- Ampére, corrente elétrica, área
AAMI	- Association for the Advancement of Medical Instrumentation
ABNT	- Associação Brasileira de Normas Técnicas
AFNOR	- Association Francaise de Normalisation
AISI	- American Iron and Steel Institute
ANSI	- American National Standard Institute
atm	- atmosfera, pressão atmosférica
BSI	- British Standard Institute
BSP	- British Standard Pipe – norma inglesa para tubos
BTU	- British Thermal Unit – unidade de calor inglesa
CEN	- European Committee for Standardization
C	- distância
Csl	- distância sem luz
cm	- centímetro
cv	- cavalo vapor métrico, $1 \text{ cv} = 75 \text{ kgp.m/s} = 0,736 \text{ KW}$
de	- diâmetro externo
di	- diâmetro interno
DIN	- Deutsches Institute für Normung e.V.
div	- divisão
dn	- diâmetro nominal
E	- módulo de elasticidade, ou módulo de Young
ϵ	- deformação específica
ϵ_P	- deformação específica limite de elasticidade
ϵ_R	- deformação específica na ruptura
F	- força
f	- frequência
FDA	- Food and Drugs Administration
Hz	- Hertz = ciclos por segundo
ISO	- International Organization for Standardization
kcal	- kilocaloria
kgp	- kilograma peso

kV	- kilovolt
kW	- kilowatt
l	- comprimento
m	- metro
min	- minuto
mmH ₂ O	- milímetro de coluna de água
mmHg	- milímetro de coluna de mercúrio
mV	- miliVolt
N	- número de ciclos
NBR	- Norma Brasileira, Segundo a ABNT
N _F	- número de ciclos fixado
NPT	- National Pipe Thread – norma americana para roscas e tubos
OC	- Omnicarbon
OS	- Omniscience
PA	- poliacetal (poliformaldeído)
pC	- pico Coulomb, unidade de carga elétrica, quantidade de eletricidade
PVC	- cloreto de poli-vinila, polímero
PTFE	- poli-tetra-fluor-etileno, polímero
®	- marca registrada
rpm	- rotações por minuto
rps	- rotações por segundo
s	- segundo
T	- período
T _c	- tempo de um ciclo cardíaco
T _d	- tempo de diástole
T _s	- tempo de sístole
t	- tempo
t'	- tempo
tsl	- tempo sem luz
σ	- sigma, tensão
σ _F	- tensão de ruptura por fadiga
σ _P	- tensão limite de elasticidade
σ _R	- tensão de ruptura

W	- Watt
Widia	- Carbureto de Tungstênio, sinterizado
V	- Volt, tensão elétrica
° C	- grau Celsius.
"	- polegada, 1" = 2,54 centímetros
μ	- micro
Δ	- delta
Δl	- deformação, mm, cm, etc

RESUMO

Foi construído um simulador de fadiga para próteses valvulares cardíaca, com os recursos próprios do Laboratório de Máquinas Térmicas da Universidade Federal do Paraná e materiais disponíveis no comércio local.

Foi possível realizar ensaios com velocidades de até 2.540 ciclos por minuto.

Com auxílio da estroboscopia é possível verificar o fechamento e a abertura totais, bem como as posições intermediárias.

Foram obtidas, em escala, as curvas de pressão x tempo transprotéticas, obteve-se também fotografias e filmagens em vídeo das próteses nas posições aberta, intermediárias e fechada, bem como suas nuances frente às alterações de fluxo e pressão.

Foi possível detectar, com a máquina em funcionamento, a ocorrência de problemas de fadiga nas referidas próteses após 42 milhões de ciclos.

Os resultados obtidos foram compatíveis com as normas preconizadas e os resultados encontrados na literatura.

ABSTRACT

A fatigue simulator of cardiac valve prosthesis was constructed with Thermal Machines Laboratories from Paraná Federal University's resources and local commercial materials.

Velocity until 2.540 cycles per minute is possible to do.

With stroboscopic light helps is possible to verify the totally closed and opened positions and so the intermediary too.

Curves trans prosthetics of pressure x time on scale, photography and video from opened, intermediary and closed positions of the prosthesis was obtained.

Nuance in front of minimally changes in pressure and flow was possible to observe.

Fatigue problems from the prosthesis with the machine running after 42 millions cycles was possible to observe.

The results obtained were in conformity with the recommended standards and results seen in specialized literature.

1 INTRODUÇÃO

Os programas de prevenção de doenças no âmbito da área cardiológica têm revelado resultados bastante promissores, contudo ainda é o coração que detém a maior estatística de mortalidade.

Nas esferas da cardiologia intervencionista, estimulação artificial e da cirurgia cardíaca o desenvolvimento tem sido exuberante em suas técnicas e resultados.

Apesar de praticamente erradicada, a moléstia reumática e os processos degenerativos do sistema valvar, continuam desafiando esta evolução, BARBOSA⁸.

O aprimoramento de técnicas que preservam a valva natural, não afastou de situações que obrigam a substituir a valva por uma prótese; sobressaindo a questão - qual é o melhor substituto: as próteses mecânicas, biopróteses ou homoenxertos?

A grande variedade de próteses valvulares cardíacas, disponíveis atualmente para implantação, demonstrou a inadequação dos projetos existentes; estas próteses podem ser classificadas, a grosso modo, em estruturas rígidas móveis e estruturas flexíveis.

Hoje em dia as próteses mecânicas com elementos rígidos móveis e as biopróteses de origem porcina ou bovina são utilizadas largamente; como se sabe, as mecânicas apresentam grande durabilidade, porém com dificuldades em relação a problemas tromboembólicos e as biopróteses apresentam relativamente poucos fenômenos tromboembólicos, mas sua durabilidade é limitada.

Em 1951, Hufnagel já utilizava próteses valvulares na aorta descendente e em 1958 Barnard deu conotação de um indutor de fadiga, no entanto, ainda não existe sedimentação de conhecimentos que permitam a normalização e padronização de máquinas indutoras de fadiga nestas próteses.

Os diversos estudos realizados, não são unânimes quanto às pressões, frequência, configurações, etc., a serem utilizadas; por enquanto, não há possibilidade de se comparar os resultados entre os diversos autores no tocante os dados de fadiga obtidos.

Por outro lado, estas próteses, executam a sua função em meio agressivo, o que, aliado às tensões produzidas pelo fluxo pulsátil do sangue, induz a problemas ainda pouco conhecidos.

Os substitutos valvares receberam um grande desenvolvimento nos últimos 30 anos, mas apesar disto as suas características, principalmente quanto à durabilidade nas biológicas e quanto a trombogenicidade nas mecânicas, estão ainda muito aquém das naturais.

A questão da durabilidade é inerente ao estudo da *Resistência dos Materiais*, no qual analogamente, considera-se que o homem desde seus primórdios tem noção da resistência dos corpos, quando preparou sua primeira alavanca e quando fabricou suas armas e ferramentas de "pedra lascada", adquirindo noção de desgaste ao preparar utensílios de "pedra polida".

A *Resistência dos Materiais*, criada em 1700 por Jaques Bernouille, só começou a ter progressos notáveis a partir de 1880, graças a estudos elaborados por Coulomb, Navier, Culmann, Clapeyron, Wöhler, Maxwell, Castigliano, Windler, Mohr, Menabrea, Bresse, etc., principiando com muita importância o desenvolvimento dos métodos de cálculo e das análises das propriedades dos materiais, com base na experimentação.

Quando se solicita externamente um corpo, as suas moléculas reagem à deformação, nascendo forças interiores que recebem o nome de ações moleculares.

Os estudos foram dirigidos principalmente para os metais (aço, cobre, alumínio, e suas ligas) e para os materiais pétreos (granito e outras rochas, concreto, etc.) e também um pouco para as madeiras utilizadas na construção civil e militar, sendo poucos estudos aplicados aos materiais orgânicos em geral.

Destes estudos resultaram diversos posicionamentos teóricos, como tensão (força por unidade de área), σ , a deformação específica (deformação por unidade de comprimento inicial), ϵ , que proporcionaram a conceituação de leis e concepções como a Lei de Hooke (deformação específica proporcional à tensão aplicada), módulo de elasticidade ou módulo de Young (relação entre a tensão e a deformação específica), E , relação de Poisson (relação entre a deformação específica lateral e a deformação específica longitudinal), ν , etc., vide figura 1.1.

A tensão do limite elástico (Lei de Hooke) e a tensão de ruptura constituem uma base para a definição do coeficiente de segurança a ser utilizado na definição da tensão de projeto para uma peça.



Figura 1.1 Diagrama de tensões e deformações.

Se a tensão do limite elástico é muito menor que a tensão de ruptura, o material é denominado de dúctil; se no entanto a tensão do limite elástico é próxima à tensão de ruptura, o material é denominado de frágil, vide figura 1.2, para um estudo mais aprofundado ver SUPPLY DE LACERDA⁸⁷.

O pericárdio bovino, por exemplo, não se enquadra nem como material dúctil, nem como material frágil, BUSSYGUIN et al.²⁴, vide figura 1.3, e o seu módulo de elasticidade varia continuamente, dependendo da tensão aplicada e conseqüentemente da deformação resultante.

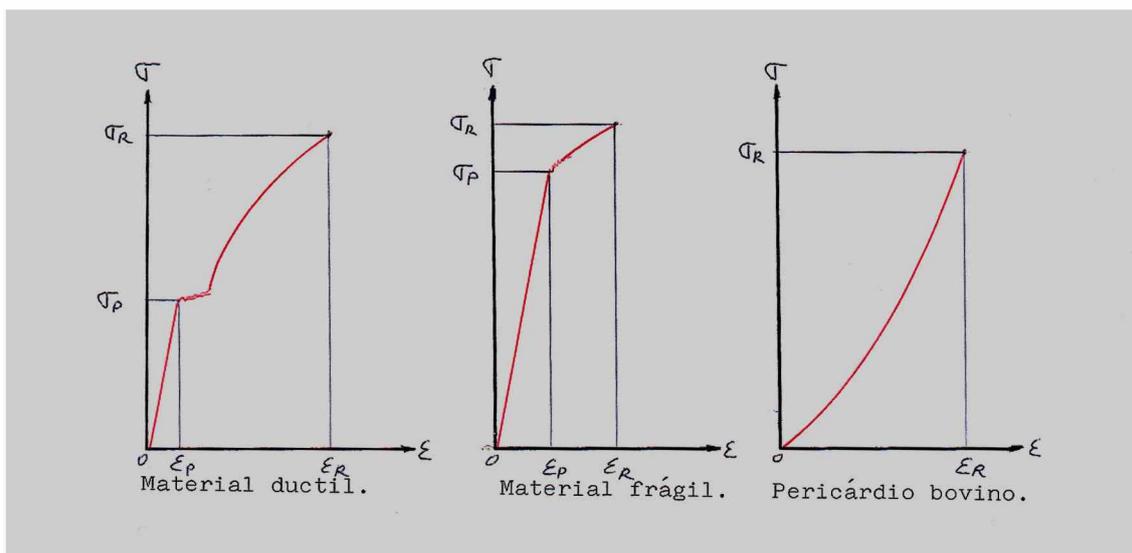


Figura 1.2 Materiais dúcteis, frágeis e pericárdio bovino.

Seria de bom alvitre, fazer mais ensaios de tensão e deformação sobre o pericárdio bovino, bem como em outros biomateriais, utilizados na construção de substitutos valvares cardíacos.

Um outro capítulo da Resistência dos Materiais, é dedicado à **solicitações repetitivas**, e Wöhler, em 1866, estabeleceu um estudo correlacionando as tensões aplicadas repetidamente, menores que as de rupturas e as do limite elástico, σ_R , e o número de ciclos que produzem a ruptura, N , resultando uma curva $N \rightarrow \sigma_R$, denominada curva de Wöhler; o estudo da resistência dos materiais com cargas progressivas e com esforços repetitivos pode ser encontrado em STEMMER ⁸⁶ e SUPLICY DE LACERDA ⁸⁷ entre muitos outros.

Alguns materiais, sujeitos a esforços repetitivos apresentam ruptura após milhões ou até bilhões de ciclos, o que criou a concepção teórica que a curva de Wöhler poderia ser assintótica a um certo valor de tensão, sem apresentar ruptura mesmo para um grande número de ciclos.

Ocorre que os materiais normalmente apresentam nos ensaios com corpos de prova, grandes dispersões, (grandes coeficientes de variação), fazendo com que se torne mandatória a fixação de um número finito de solicitações repetitivas N_F .

Este valor de N_F , associado à tensão de fadiga σ_F , constituem mais uma base para o coeficiente de segurança no estabelecimento da tensão de projeto de uma peça, vide figura 1.3.

As figuras 1.1, 1.2 e 1.3 forma desenhos gráficos que elaboramos baseados em fontes da literatura.

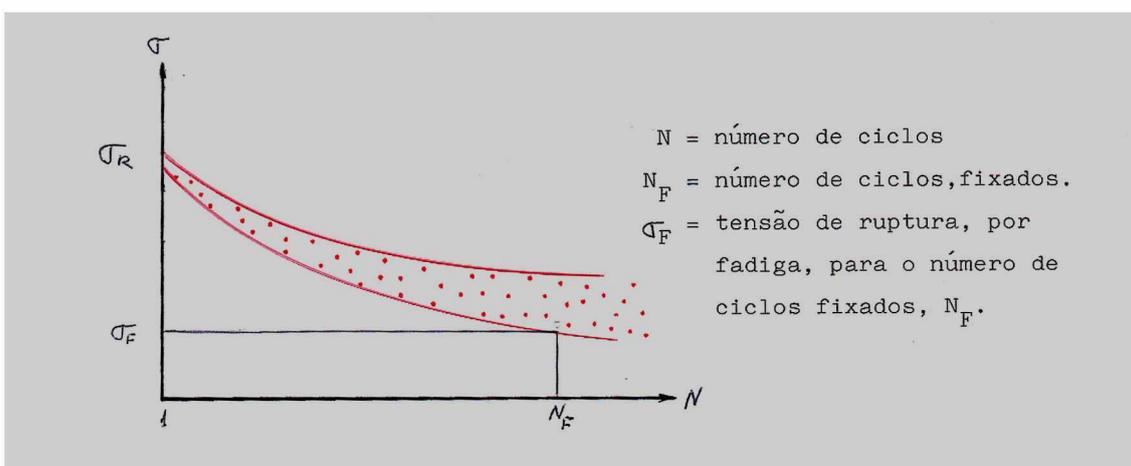


Figura 1.3 Diagrama de Wöhler.

O pericárdio bovino, por exemplo, além de se afastar do conceito da Lei de Hooke, apresenta grande dispersão nos resultados com corpos de prova, submetidos à um único ensaio de tração.

No que tange a **concentração de tensões**, a distribuição da tensão elástica através de uma porção do corpo de prova pode ser considerada uniforme ou variar de um modo regular, segundo uma lei.

Quando a variação da tensão é abrupta, ou seja, em distâncias muito curtas, a intensidade da tensão apresenta grande aumento, a qual é descrita como concentração de tensões.

Isto ocorre onde se tem irregularidades (solução de continuidade) locais, tais como: pequenos furos, filetes de rosca, riscos, nódulos, etc.

A concentração de tensões é estudada com auxílio da **fotoelasticidade**, ROARK ⁷⁸.

Por outro lado, as próteses valvulares cardíacas não são corpos de prova simples sujeitos a estudos simplificados, mas estruturas complexas sujeitas a diversas forças e conseqüentes tensões, concentração de tensões, fadiga do material por esforços repetitivos, agressão do meio ambiente no qual se encontram, (aldeídos, sangue, etc.), além dos esforços induzidos pela sua manipulação.

Para estas estruturas não existe um método de cálculo totalmente confiável, o que levou ao caminho da experimentação, construindo com recursos próprios, uma máquina indutora de fadiga neste tipo de estruturas.

O objetivo deste trabalho é construir um dispositivo que possa simular a fadiga de próteses valvulares cardíacas, em nível de um pré-protótipo que tenha as seguintes características:

- Funcionar em altas velocidades, não fisiológicas, de 1000 a 2.200 ciclos por minuto.
- Propicie indicar a abertura e fechamento das próteses.
- Fornecer dados (curvas) do diagrama de pressões em função do tempo.
- Seja adequada tanto para próteses de origem mecânica como para as de origem biológica.

Este trabalho representa o início desta linha de pesquisa visando obter dados reais sobre os diversos parâmetros da máquina e também dados sobre os parâmetros de funcionamento das referidas próteses em frequências elevadas.

2 REVISÃO DA LITERATURA

A literatura sobre substitutos valvares cardíacos é extremamente ampla, sendo praticamente inviável esgotá-la em sua totalidade; no entanto documentos específicos aos aparelhos destinados aos testes de indução de fadiga são poucos.

Foram considerados apenas aos artigos, mesmo não sendo relativos aos aparelhos, mas, que de uma maneira ou de outra traziam alguma menção sobre sua construção e funcionamento, assim não foram mencionados inúmeros trabalhos importantes, mas que não acrescentariam informações relevantes ao objetivo proposto.

Da mesma forma procura-se, com as publicações escolhidas, dar uma noção pelas quais as necessidades influenciaram no seu desenvolvimento tentando seguir uma ordem cronológica.

Com as variáveis que dependem da configuração e construção dos aparelhos, os elementos se tornam limitados a elas, como a fonte geradora de fluxo e número de câmaras de ensaio.

No entanto, quando as variáveis dependem do operador da máquina, como escolha do fluido, pressões de fechamento, frequência, número de ciclos a serem atingidos, temperatura de funcionamento, modo de aquisição de dados, etc., a gama de opções é praticamente infindável, mesmo sob a regência de protocolos de agências normalizadoras.

Assim deteve-se em alguns, os quais achou-se relevantes para formação de um raciocínio lógico.

2.1 DO APARELHO

A preocupação inicial era a de encontrar uma maneira de substituir a valva danificada do paciente, mas pouco tempo de observação foi o suficiente para BARNARD ⁹, já em 1958 a se preocupar com o desempenho das válvulas implantadas; de modo que o levou a desenvolver um duplicador de pulsos, que ao longo de seu manuseio foi o primeiro a dar conotação de fadiga.

Mas foi no início de 1964 que STEINMETZ et al.⁸⁵ foram os que praticamente vislumbraram os duplicadores de pulso e aceleradores de fadiga, defendendo a necessidade premente na obtenção de características de durabilidade de maneira rápida, já que pacientes passaram então a morrer por disfunção dos substitutos valvares.

Frente à necessidade de implantes de próteses valvulares em crianças portadoras de cardiopatias congênitas, BLOODWELL et al.¹⁴, valorizaram a importância da previsão não só do desempenho bem como da durabilidade.

Na mesma época, analisando a mortalidade causada pelo mau funcionamento dos substitutos valvares, em 1969, BJORK et al.¹³, enalteciam a necessidade de trabalhos que viessem a prever o futuro de uma determinada prótese valvular.

Tanto é que em 1973, decorridos apenas quatro anos, CLARK et al.³⁰ revelavam que o ensaio com fadiga, era a maneira mais barata no desenvolvimento de substitutos valvares.

Passados praticamente vinte anos, em seu conceito, do primeiro implante de um substituto valvar, em 1979, GABBAY et al.⁴⁰, com duplicador de pulsos evidenciavam o bom desempenho hidrodinâmico das próteses em disponibilidade para implante, mas consideravam estar muito longe do ideal.

Em 1981, pouco tempo havia se passado após o início do uso das próteses de origem mecânicas, e apesar de considerarem acontecimento raro, BRUBAKK et al.²², demonstraram preocupação com as fraturas que vinham observando.

Ao mesmo tempo, HUFFSTUTLER⁵⁴ demonstrou claramente, que o perfil hidrodinâmico de uma prótese podia ser avaliada com sistemas de fluxo contínuo e duplicadores de pulso, mas somente o acelerador de fadiga é que daria alguma previsão de sua durabilidade.

Em meados de 1983, FANANAPAZIR et al.³⁸, tinham opinião díspar, inferindo que os resultados clínicos eram incompatíveis com os observados em estudos *in vitro*. Entretanto, comentando a boa performance hemodinâmica das biopróteses, BORTOLOTTI et al.¹⁸, diante da durabilidade infeliz, achavam necessário, envidar esforços de se encontrar válvulas biológicas mais duráveis.

GABBAY e WELCH⁴⁵ em fins de 1988, não só defendiam a necessidade de aparelhos que levassem precocemente a fadiga, como além do desenvolvimento,

promoviam otimizações em seus aparelhos de modo a facilitar seu uso, assim tornando os ensaios repetitivos e reprodutíveis.

No início dos anos 90, GORSHKOV et al.⁴⁹ não apenas defendiam a necessidade de aceleradores de fadiga, como também desencadeiam a imposição de alguns critérios para seu desenvolvimento e uso.

Tanto é que, e em reuniões com o FDA, GRUNKEMEIER⁵¹ fazia proposições para critérios quanto a necessidade dos testes *in vitro* de substitutos valvares, principalmente no que tangia a desenvolvimento de novos modelos.

JOHNSON e SAPIRSTEIN⁵⁹ relembram que uma das exigências do FDA, em 1994, para liberação do implante de próteses valvulares em seres humanos, era uma completa bateria de testes incluindo os de fadiga.

NOLAN^{67, 68} comentava, demonstrando claramente, junto aos principais órgãos controladores, como ISO, FDA, AFNOR, DIN, BSI, ANSI, AAMI, CEN, a necessidade de uma completa uniformização, baseada em resultados científicos consolidados.

Comentando o trabalho do Professor Reul, YOGANATHAN⁹⁴, dava conta que em dois aceleradores de fadiga em uso nos EUA, seguindo as prerrogativas do FDA, ISO e CEN, os testes das válvulas não alcançavam as cargas encontradas *in vivo*, conclamando a comunidade num todo a desenvolver testadores de fadiga mais realísticos.

BODNAR et al.¹⁶, inferiam não poder extrapolar resultados obtidos em simuladores de fadiga para prever a durabilidade clínica, achavam necessário que os trabalhos fossem realizados com mesmo protocolo, sistemas e parâmetros; no que ELIZONDO et al.³⁷ referendavam e demonstravam que para as próteses mecânicas o grau de reproducibilidade era alto.

ACHTELIK et al.¹, mostraram superioridade dos substitutos valvares sem suporte, do ponto de vista hemodinâmico, mas reiterou sua pouca durabilidade, necessitando de estudos mais aprofundados.

Após extenso estudo *in vitro* com biopróteses sem suporte, COSTA et al.³⁵, optaram por trabalharem com homo enxertos, apesar de alguns riscos a cirurgia tornou-se rotineira, ressaltam que este produto é escasso e que a procura por substitutos ideais ainda permanece, LEMOS⁶³.

Diante dos percalços que os substitutos valvares têm dado, TAYLOR et al.⁸⁹, evidenciam uma miscelânea de protocolos e testes, acreditando que só um sistema bem normatizado promoveria reproducibilidade dos resultados.

2.2 SISTEMA DE GERAÇÃO DE FLUXO

Os sistemas desenvolvidos como simuladores de pulsos, não apresentaram condições e características para funcionar também como indutores de fadiga, como alguns autores pretendiam.

Usando uma bomba de rotor aberto, STEINMETZ et al.⁸⁵, que alimentava um dispositivo em que o próprio fluxo contínuo, direcionava-se alternadamente para as câmaras de ensaio.

O sistema desenvolvido por KOORAJIAN et al.⁶² e depois CLARK et al.³⁰, dependia de dois motores, um acionava uma bomba de recalque de rotor fechado, alimentando com fluxo contínuo um sistema de válvula rotativa que era acionada pelo segundo motor, providenciando fluxo alternante.

GABBAY et al.⁴⁶ demonstram que o sistema desenvolvido por eles, independente dos aparelhos e recursos que foram sendo acoplados, mantiveram como fonte de fluxo uma mesa basculante cuja oscilação era produzida por um motor de eixo excêntrico, que acionava tubos cilíndricos sanfonados de borracha siliconizada.

Um sistema semelhante ao descrito por Gabbay, LEUER et al.⁶⁴ escolheram para seus ensaios o sistema M6 desenvolvido pela Dynatek, onde a mesa que aciona as sanfonas, reguláveis individualmente, com movimento oscilante se faz de maneira circular acompanhando a disposição das câmaras de ensaio.

Usando o acelerador de fadiga desenvolvido pela St. Jude Medical Inc. ELIZONDO et al.³⁷ descrevem que o fluxo trans-protético se faz de maneira aspirativa por pistão acionado por sistema biela manivela.

MACKAY et al.⁶⁵ para estudar as próteses de poliuretano utilizaram o sistema da Rowan Ash, no qual um gerador vibratório aciona pistões, passíveis de regulagens individuais do volume corrente em cada câmara, forçando a coluna líquida de maneira intermitente, desta forma produzindo o fluxo transprotético.

Comparando padrão de desgastes em próteses Bjork-Shiley, THYAGARAJAN et al.⁹² descreveram o acelerador desenvolvido por Fettel, denominado *the Shiley accelerated wear machine* onde o fluido é bombeado por uma bomba submersa a um rotor central que o distribui em ordem seqüencial.

No sistema utilizado por REUL et al.⁷⁵, a fonte de fluxo também é semelhante ao da Dynatek, isto é, mesa redonda com movimento basculante e circulatório, onde o fluido é filtrado e bombeado para um rotor central o qual faz a distribuição do fluxo.

2.3 NÚMERO DE CÂMARAS DE ENSAIO

O sistema desenvolvido por KOORAJIAN et al.⁶² tinha capacidade para estudo de seis próteses simultaneamente, os aparelhos desenvolvidos e descritos por STEINMETZ et al.⁸⁵ e CLARK et al.³⁰ a fadiga era induzida em duas câmaras, portanto, duas próteses de cada vez.

Os trabalhos desenvolvidos por ELIZONDO et al.³⁷ tinha apenas uma câmara de ensaio, o que obrigava dispor de um número de aceleradores igual ao número de válvulas a serem observadas em um mesmo estudo.

Em GABBAY et al.⁴⁶ os aceleradores de fadiga desenvolvidos, passaram a ser comercializados com as denominações de Shelhigh, FTS 1 dispendo de quatro câmaras de teste, o FTS 2 com três; e com requintes de refinamento o FTS 1 recebeu o nome de FTS 300, persistindo com quatro câmaras.

Analisando também seis válvulas simultaneamente, LEUER et al.⁶⁴ usaram o sistema da Dynatek, tal qual o sistema da Rowan Ash, usado por MACKAY et al.⁶⁵.

REUL et al.⁷⁵ em estudos comparativos entre aceleradores de fadiga, usaram também o desenvolvido por Helmholtz, o qual dispunha de doze câmaras de teste.

2.4 SUPORTE DAS PRÓTESES

Basicamente todos os aparelhos descritos foram construídos com câmaras de ensaio e suporte das próteses em blocos rígidos, poucos teceram comentários a respeito, quando introduziram modificações nos sistemas.

GLOECKNER et al.⁴⁸ optaram por usar Silastic[®], cuja flexibilidade assemelha-se à da parede da aorta; do mesmo modo raciocinaram REVANNA et al.⁷⁶ quando modificaram o acelerador de fadiga, tornando o sistema de fixação e a complacência do fluxo pós-valvular de modo a permitir estudar as deformações dos folhetos protéticos.

CLARK³⁴ classificou a resina de poliacetal como superior nas aplicações médicas, seja pelas qualidades nas tensões de ruptura, rigidez, como também pela resistência à deformação lenta e fadiga; consideram satisfatório para os moldes e suportes.

2.5 FLUIDO CIRCULANTE

Observa-se que as escolhas foram muito parecidas entre os autores, principalmente quando trabalharam com próteses de origem mecânica. As mudanças maiores se sucederam onde o estudo foi realizado com as de origem biológica e/ou com materiais flexíveis.

MOHRI et al.⁶⁶ lançaram mão ora apenas água e ora água com glicerina até conseguir viscosidade semelhante ao do sangue; usando o sistema desenvolvido por Merendino-Mueller, observaram que a durabilidade do Silastic[®], aumentou com uso da água-glicerina.

Na mesma época CLARK et al.³⁰ usaram apenas água e em CLARK et al.³³, preferiram água tamponada, referindo que não encontraram diferenças em número de ciclos com soluções contendo etilenoglicol ou com pluracol.

Apesar de estar estudando válvulas de bola, ALMOND et al.² neste trabalho utilizaram sangue, mostrando quão moroso, desgastante e difícil é trabalhar com este tipo de fluido.

BROOM et al.^{19, 20, 21} usaram sempre soluções salinas tipo Ringer em seus trabalhos, não importando se em duplicadores de pulso com protótipos valvulares ou em indutores de fadiga sobre fragmentos de valvas porcinas.

Após vários experimentos, CHANDRAM et al.²⁷ 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.^{5, 6, 7} 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.⁷⁴ utilizando o sistema da Rowan Ash, optaram como fluido, solução tamponada 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.³⁶ usaram solução tamponada com barbital, adicionando cálcio e fósforo a 130 mg/dL, obtendo um pH de 7.4.

PANTALOS e SHARP⁷¹ 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.²⁵, interpuseram filtro de 5,0 micrometro (μm) com o intuito de amenizar danos abrasivos por partículas circulantes.

ELIZONDO et al.³⁷ simplificaram optando por apenas água destilada em sistema de câmara única; BENARCA et al.¹¹ estudando calcificação em próteses de poliuretano adicionaram à solução salina isotônica níveis fisiológicos de cálcio e fósforo e GLOECKNER et al.⁴⁸ não especificaram qual solução salina foi utilizada.

2.6 NÚMERO DE CICLOS POR MINUTO

Em um aparelho permitia freqüências desde 60 até 3.450 ciclos por minuto, STEINMETZ et al.⁸⁵ de imediato notaram limitações do funcionamento frente à necessidade de manutenção de altas pressões, tal como 1.000 mmHg.

KOORAJIAN et al.⁶² mesmo dispendo de aparelho que permitia freqüências de 150 a 2.250 ciclos por minuto, optaram por trabalhar em apenas 450 ciclos por minuto, quando dos estudos com a válvula de bola tipo Starr-Edwards.

MOHRI et al.⁶⁶ operando o sistema Merendino-Mueller, trabalharam inicialmente com 1.000 e depois com 2.000 ciclos por minuto quando avaliavam a durabilidade das próteses de Silastic®.

Instituindo como dez vezes o número de batimentos basais, ALMOND et al.² fixaram em 720 ciclos por minuto para um estudo "fisiológico" em próteses tipo bola, onde operando durante seis meses equivaleria a cinco anos no ser humano. Também operando com estes valores, BERNACCA et al.¹¹ estudaram calcificações em próteses de poliuretano.

CLARK et al.³⁰ com válvulas tipo bola Starr-Edwards fixaram a 1.900 ciclos por minuto e CLARK et al.³³ estudando próteses de disco seja de Delrin® ou de carbono pirolítico regularam para uma frequência de 2.100 ciclos por minuto.

Quando a intenção foi de só encerrar a operação mediante a ruptura das biopróteses em ensaio, GABBAY et al.⁴² calibraram os aceleradores Shelhigh 1 e 2 com 1.800 ciclos por minuto.

Mediante regulagens, era permissível trabalhar em até 800 ciclos por minuto, DEIWICK et al.³⁶ optaram por fixar em apenas 300 ciclos por minuto, quando a pesquisa fora no sentido de observar calcificação na vigência de estresse e deposição de lipídios.

SCHUSTER et al.⁸² verificaram que estudos com biopróteses eram feitos em média com 1.800 ciclos por minuto, mas alguns fabricantes de substitutos valvares orientavam estabelecer apenas a 1.300 ciclos por minuto e assim o fizeram.

Estudando biopróteses de origem porcina, GLOECKNER et al.⁴⁸ operaram com frequências de 16 Hz ou seja 960 ciclos por minuto, como também IOSIF e GABBAY⁵⁵ no mesmo tipo de aparelho funcionando como simulador de pulsos e indutor de fadiga, operando em níveis de pressões próximos aos fisiológicos, foi possível quando em regime de fadiga, trabalhar com 10 ou no máximo 15 vezes a frequência basal.

JOHNSON et al.⁵⁸ não informaram o regime de ciclos por minuto, mas fixaram como um total de 600 milhões para as válvulas mecânicas e 200 milhões de ciclos para as biológicas.

Trabalhando na mesma época, com próteses de carbono pirolítico, LEUER et al.⁶⁴ estudando com monodisco tipo Medtronic-Hall, no acelerador M6 da Dynatek®, operaram com 800 ciclos por minuto e ARRU et al.^{3,4} pesquisando próteses de duplo

folheto, em equipamentos Shelhigh e Dynatek, fixaram em 1.200 ciclos por minuto, mas KING et al.⁶¹ ensaiaram o mesmo tipo de prótese, com 72 ciclos por minuto (fisiológico) que denominaram de "tempo real".

Fazendo comparações entre os aceleradores de fadiga disponíveis, inicialmente, BARBARO et al.⁵ estudaram com os sistemas da Sheffield-Dynatek e Shelhigh FT300, com biopróteses que variaram entre 400 a 2.000 ciclos por minuto e BARBARO et al.⁷ estudando agora próteses de disco, compararam os aceleradores de fadiga da Shelhigh FT300 e Rowan-Ash, operando com 1.200 ciclos por minuto, até atingir 590 milhões de ciclos equivalente a 16 anos.

MACKAY et al.⁶⁵ estudando próteses de poliuretano, no sistema da Rowan-Ash trabalharam em regime de 12 Hz, isto é, 720 ciclos por minuto e na mesma época ELIZONDO et al.³⁷ e BHUVANESHWAR¹² com próteses de duplo folheto operaram com 900 ciclos por minuto.

2.7 PRESSÕES

Outrora alguns artigos evidenciam níveis pressóricos de fechamento protético bastante elevados, quando pretendiam operar com freqüências altas, caracterizando provavelmente dificuldades nas regulagens de seus aparelhos; observa-se assim uma extrema preocupação neste ponto.

Pontos de tomadas das pressões, não foram pormenorizados, em praticamente todos os artigos selecionados, no entanto ênfases foram dadas em torno da fidedignidade das aferições não importando onde e que tipo de instrumento fosse utilizado.

Assim, CLARK et al.³⁰ e BASTOS¹⁰ deram preferência aos transdutores piezo elétricos e observa-se na otimização do Shelhigh 1 e 2; no FT 300, GABBAY et al.⁴⁴ para que se permitia conectar ao sistema de informatização utilizaram transdutores indutivos/capacitivos.

Tanto é que KOORAJIAN et al.⁶² conseguiram determinar apenas como 200 mmHg o limite imposto às válvulas de bola.

MOHRI et al.⁶⁶ fixaram o fechamento protético com 80 mmHg observando que em freqüências mais baixas, a durabilidade das próteses de Silastic[®], foram maiores,

suportando um número total de ciclos superior. Anos depois GLOECKNER et al.⁴⁸ em ensaios com biopróteses de origem porcina chegaram à mesma conclusão.

CLARK et al.³⁰ utilizando o sistema de Merendino-Mueller, mostram em seus trabalhos iniciais também pressões diferenciais de fechamento que atingiram níveis de 480 mmHg e pressões absolutas de até 5.000 mmHg.

Utilizando sistema de estereofotogrametria, CLARK et al.³² em moldes de silicone obtidos de valva aórtica e aorta ascendente, puderam observar as deformações que ocorrem sob diferentes valores de pressões aplicadas, gerando pontos de concentração de tensões, concluindo que estes estresses seriam indicativos dos componentes de fadiga; assunto corroborado também por CATALOGLU et al.²⁶ e CHONG et al.²⁹.

Quando compararam diversos tipos de substitutos valvares, CLARK et al.³³ fixaram a pressão em 100 mmHg, com liberdade para mais ou para menos de 25 mmHg, baseados em observações de trabalhos anteriores.

GABBAY et al.⁴² determinaram como pressões limites de fechamento entre 80 e 100 mmHg em experimentações de fadiga sobre biopróteses de origem bovina, havendo algum indício de disfunção, retiravam do acelerador e a examinavam em duplicador de pulso, consideravam falência total quando o refluxo superava os 50%.

Começam a aparecer resultados das agências normalizadoras, a partir de 1985 com os trabalhos de JOHNSON et al.⁵⁸ que retratam as pressões de fechamento de 80 mmHg como sendo a mínima para as próteses projetadas para a posição aórtica e o máximo de 140 mmHg para as de posição mitral.

JAMIESON⁵⁷ comenta os resultados obtidos com biopróteses após mudanças em seus projetos impostas pelos resultados em testes de fadiga, seguindo os protocolos normalizados.

PÁEZ et al.⁷⁰ obtiveram importante conclusão estudando pericárdio bovino, inferiram que ao submeter um espécime à fadiga, é necessário que se faça conhecer a relação entre estresse e o tempo de relaxamento antes da realização do teste mecânico de fadiga, principalmente no que tange a fixação de pressão.

Neste campo de trabalho BUSSYGUIN et al.²⁴ também com pericárdio bovino, obtiveram coeficientes de variação elevados, tais como: tensão de ruptura com 23,8%; deformação específica com 23,7% e módulo de elasticidade em 34,7%.

Mostraram, desta forma, que o pericárdio bovino como material orgânico não é homogêneo, apresentando descontinuidades e irregularidades intrínsecas que, quando submetidas a esforços, criam concentrações de tensões.

Níveis pressóricos fisiológicos preconizados por BARBARO et al.⁵, quando estabeleceram em seus estudos, oscilações permissíveis entre 70 e 120 mmHg e pico máximo de fechamento de 220 mmHg.

IOSIF e GABBAY⁵⁶ inferiram a possibilidade de se estudar em um mesmo aparelho o perfil hidrodinâmico de uma prótese, bem como acelerar a sua fadiga alterando a frequência e volume, desta forma acertando a pressão em níveis desejados.

GORSHKOV et al.⁴⁹ quando desenvolveram seu sistema de indutor de fadiga, impuseram como pressão mínima e máxima de fechamento em um sistema de alarme que era acionado quando os níveis atingissem 75 ou 200 mmHg.

Três artigos em fins de 1995, todos pesquisando próteses a base de carbono pirolítico, mostraram uma grande variação na opção nos níveis pressóricos de fechamento. ARRU et al.⁴ com equipamentos diferentes, calibraram em 250 mmHg o sistema Dynatek, mas chegaram até 600 mmHg no sistema Shelhigh; neste mesmo sistema LEUER et al.⁶⁴ fixaram em 120 mmHg e CAMPBELL et al.²⁵ no sistema de Reul oscilou entre 120 e 200 mmHg.

MACKAY et al.⁶⁵ estudando próteses de poliuretano no sistema Rowan-Ash, determinaram como limite entre 100 e 120 mmHg e ELIZONDO et al.³⁷ mesmo em próteses de carbono de duplo folheto orientaram que as projetadas para a posição mitral em 120 mmHg, e em 90 mmHg nas projetadas para a posição aórtica, como limite nas pressões de fechamento.

REUL et al.⁷⁵ observaram diferentes comportamentos em diversos substitutos valvares, comentando que não se deve fixar arbitrariamente as pressões de fechamento em aceleradores de fadiga, e sim definir um valor a ser obtido diante do comportamento desta prótese num ensaio prévio em duplicador de pulso.

No entanto GRIGIONI et al.⁵⁰ consideraram fisiológico o valor de 200 mmHg como pico de fechamento, sendo o limite a promover cavitação, seja em duplicadores de pulso ou em aceleradores de fadiga.

2.8 TEMPERATURA

Pela falta de referências em muitos artigos, os critérios para escolha e ou manutenção de temperatura nos aceleradores de fadiga, mostrava-se bastante lógico e sem preocupação em próteses mecânicas; no entanto ênfases foram dadas quando de estudos em biopróteses sobre calcificações.

CLARK et al.^{30, 33} nos trabalhos desenvolvidos, fixaram como norma em 37° Celsius, fazendo esta manutenção pela passagem da água por trocador de calor, com liberdade para mais e para menos de um grau.

DEIWICK et al.³⁶ escolheram também os 37° Celsius, pesquisando deposições lipídicas e calcificações, no entanto não especificou como mantiveram este patamar. Mantiveram também esta temperatura LEUER et al.⁶⁴ quando em seus experimentos utilizaram o sistema Dynatek.

Os trabalhos realizados por BROOM^{19, 21} e BROOM e THOMSON²⁰ mostraram claramente as variações de resistência à fadiga frente, dentre outras variáveis, a temperatura; mesmo em se tratando de teste de fadiga em corpos de prova.

CAMPBELL et al.²⁵ mantiveram a temperatura entre 34° e 37° Celsius, utilizando os aparelhos Merendino-Mueller e Vitro-Systems, como uma das maneiras de ajustar a viscosidade do fluido, água com glicerina; porém, quando utilizaram o aparelho desenvolvido por Reul, optaram pela temperatura ambiente, não informando suas variações.

ELIZONDO et al.³⁷ realizaram suas pesquisas à 23° Celsius, referindo-a como sendo a temperatura ambiente. Já BERNACCA et al.¹¹, optaram e mantiveram em 37° Celsius referindo que tal manutenção ocorreu em um sistema modificado, também não especificando qual modificação.

2.9 MEDIDAS DE FLUXO

A avaliação quantificada do fluxo trans-protético seja anterógrado ou como refluxo, foram melhores identificados nos artigos mais recentes, diante de novos dispositivos e evolução tecnológica que se tornaram disponíveis.

GABBAY et al.⁴³ descrevem neste artigo, a transposição da experiência adquirida com o Doppler no simulador de pulso, para os sistemas de aceleradores de fadiga; assim na otimização dos Shelhigh 1 e 2, foi possível acoplar medidores de fluxo a Laser e no FT300 utilizaram o Laser pulsativo.

GABBAY et al.⁴⁴ provaram claramente que para abertura e fechamento de uma prótese em ensaio, necessita de 10 a 30 litros por minuto como fluxo-pico, o que redundava em um débito final de 5 a 13 litros por minuto, diretamente relacionado com a eficiência da prótese.

GORSHKOV et al.⁴⁹ não quantificaram o volume, mas inferiram que abertura e fechamento protético devem ser completos, em toda a fase do ensaio.

IOSIF e GABBAY⁵⁶ descreveram o uso do fluxômetro eletromagnético de onda quadrada, permitindo aferições desde parâmetros fisiológicos até em regime de fadiga em altas frequências; complementaram o estudo com o Laser Doppler Anemômetro e o Laser Doppler Vibrômetro.

HAYASHIDA et al.⁵² relataram as aferições conseguidas com sistema eletromagnético da Carolina Medical Electronical tanto em simuladores de pulsos como em aceleradores de fadiga, quando utilizaram os aparelhos da Shelhigh.

GILL-JEONG e CHANDRAN⁴⁷ referem ser imperativa a fidedigna avaliação quantitativa e qualitativa do fluxo trans-protético, seja em duplicadores de pulso e ou em aceleradores de fadiga, principalmente quando se pesquisa fenômenos de cavitação e refluxo.

A ressonância magnética foi opção para CHATZIMAYROUDIS et al.²⁸ quando inferiram a possibilidade tanto *in vivo* como *in vitro*, a avaliação precisa da qualidade e quantidade dos fluxos transvalvar e trans-protético.

2.10 CARACTERÍSTICAS DO FLUXO

MOHRI et al.⁶⁶ utilizando a água como fluido, acrescentaram argila de bentonita e com auxílio de luz polarizada, puderam observar as alterações do fluxo junto às bordas de fechamento das cúspides protéticas.

Capturando sons emitidos pelas próteses em ensaio, HERMAN et al.⁵³ quantificaram e qualificaram o fluxo trans-protético com uso de hidrofones miniaturizados de 200 a 500 kHz.

SCHUSTER⁸² dando extrema importância à caracterização do fluxo trans-protético, fez modificações no Shelhigh 2, adicionando cargas ao fluido e dispendo do Laser Doppler Anemômetro, conseguiu otimizar os resultados.

2.11 VISUALIZAÇÃO

O uso de luz estroboscópica fez parte praticamente de todos os pesquisadores, até mesmo aqueles que só trabalharam em simuladores de pulso. Os que dispunham de processos mais avançados, usaram a estroboscopia pelo menos para regulagens grosseiras.

BUSSYGUIN²³ utilizou a estroboscopia com luz fixa e anteparo móvel na observação do jato de combustível expelido pelo injetor de um motor diesel.

Para inspeção protética, CLARK et al.^{30, 33} utilizaram câmara Nikon super 8 na aquisição de fotos em sistema sincronizado ao eixo de acionamento com estroboscopia de 1/1.000 e 1/10.000 segundos.

ALMOND et al.², apesar do aparelho ser construído em material transparente, não puderam observar as próteses em funcionamento, por terem usado sangue como fluido.

Injetando hidrogênio no aparelho, RAINER et al.⁷³ puderam caracterizar o fluxo transprotético, pela presença de bolhas.

Como pesquisavam deposições de lipídios e calcificações, DEIWICK et al.³⁶ utilizaram interferometria holográfica com mamógrafo de 700 mA, 22 kV e filme descoberto.

GABBAY e WELCH⁴⁵ através de aprimoramento na aquisição de dados, observaram detalhes que os levaram a inferir necessidade de impor homogeneidade mais acurada nos tecidos para confecção das biopróteses.

IOSIF e GABBAY⁵⁶ enfatizaram a necessidade da visualização do mau funcionamento das próteses em ensaio, sem ter que removê-las do aparelho e BARBARO et al.⁷ insistem na necessidade de se observar as duas faces da prótese.

Neste trabalho, BARBARO et al.⁶ inspecionaram as próteses em ensaio através de um sistema cinematográfico de alta velocidade, possibilitando até mais de 1.000 fotos por segundo (Ektapro Kodak), com auxílio de luz estroboscópica sincronizada com sinal de saída oriundo do comando do acelerador de fadiga.

LEUER et al.⁶⁴ analisaram os desgastes dos discos de carbono pirolítico com aparelhagem cuja sensibilidade foi de 0.1 μm .

SMITH et al.⁸⁴ realizaram uma importante pesquisa, submetendo biopróteses à fadiga de 50 e 200 milhões de ciclos, com pressões não menores que 100 mmHg em 1.000 ciclos por minuto, montado em tubo de silicone, simulando a aorta ascendente; estudando-as com ressonância magnética, obtendo resultados surpreendentes, quando comparados com as biopróteses ditas virgens.

Considerando de extrema importância a visualização da prótese em ensaio, GRIGIONI et al.⁵⁰ observaram com luz estroboscópica a olho nu e para análise fina utilizaram vídeo-microscopia com magnificação de 50 a 200 vezes.

ROSE et al.⁷⁹ conseguiram com a introdução de partículas fluorescentes, Amberlite CG420, com 110 μm , no fluido e em uma secção transversal, iluminada com 5W de luz a Laser de Argônio, obter fotos e vídeos, puderam desta maneira avaliar as características dos fluxos em todo o sistema.

2.12 FALÊNCIA

Uma classificação metodológica de como as falências ocorrem nas próteses sob ensaio em simuladores de fadiga, não pode ser bem conceituada nesta revisão, principalmente para comparação com os substitutos explantados seja em reoperações ou em necropsias.

Os conhecimentos adquiridos na indução de fadiga, vieram mostrar como os procedimentos não devem ser feitos. Tanto é que SCOTTEN et al.⁸³ ainda em 1981 sugeriram que passada a fase de aprovação do perfil hidrodinâmico, seja com sistema de fluxo contínuo ou duplicador de pulsos, restava contudo um período longo, livre de complicações para a inferência da superioridade evidente de um substituto valvar.

SUZUKI et al.⁸⁸ compunham a mesma opinião de SCOTTEN et al.⁸³, quando teciam considerações sobre as desvantagens do uso de aceleradores de fadiga, afirmando que em altas frequências, a turbulência do fluxo impingia esforços diferentes sobre as cúspides protéticas.

Até 1983 as opiniões ainda eram um tanto desanimadoras, JONES⁶⁰ em editorial, frente ao alto percentual de falência dos substitutos valvares disponíveis, considerava *It is apparent that the ideal valve substitute has not been found and the search must go on*, ou seja "é evidente que o substituto ideal da valva ainda não foi encontrado e que a procura deve continuar".

As opiniões começam a mudar com os resultados e referências dadas por GABBAY et al.⁴¹, quando afirmavam que os resultados obtidos em aceleradores de fadiga, permitiram inferir e orientar mudanças nos projetos dos substitutos valvares, principalmente nas de origem biológica.

Em seguida, GABBAY et al.⁴² demonstram claramente que próteses submetidas a teste de fadiga, apresentam rupturas e lacerações semelhantes às encontradas em reoperações e necropsias, principalmente naquelas em que assumiu-se ter trabalhado mais de 100 milhões de ciclos sob regime de fadiga.

Na mesma época, SCHOEN e LEVY⁸⁰ afirmam, frente a um extenso levantamento, que o maior percentual de falências das biopróteses ocorriam entre 5 e 7 anos, e que o motivo não seria propriamente fadiga ou falha mecânica e sim processo degenerativo, tal como calcificação.

No ano seguinte SCHOEN e HOBSON⁸¹ ressaltavam a afirmação, diante de um expressivo número de explantes de substitutos valvares em reoperações e necropsias, que ainda era a maior fonte de informações, não passíveis de serem obtidas em estudos de durabilidade *in vitro* ou em uso pré-clínico em animais.

GABBAY et al.⁴⁶ com os resultados fornecidos pelo FT300, afirmavam que pelo grande índice de reproducibilidade obtido, já era possível predizer com segurança de que modo os substitutos valvares entravam em falência do ponto de vista mecânico em estudos *in vitro*; no entanto do ponto de vista biológico nenhum fator poderia ainda ser previsto.

BOKROS et al.¹⁷ em um extenso levantamento americano, delinearam praticamente todos os pontos que levam ao mau funcionamento dos substitutos valvares de origem mecânica. ARRU et al.⁴ no lado europeu, praticamente repetem

e complementam os achados de BOKROS et al.¹⁷, também sobre próteses de origem mecânicas.

Frente as recentes publicações, NOLAN⁶⁸ em 1995, insiste nas recomendações junto às subsidiárias da ISO, em seus países, como AFNOR na França; DIN na Alemanha; BSI na Inglaterra; ANSI nos Estados Unidos da América; ABNT no Brasil; etc., deveriam exercer uma fiscalização rígida sobre produtos disponíveis para implante em humanos.

PAULSEN e HANSEKAN⁷² em editorial, chamavam a atenção que se deve tomar extremo cuidado na extrapolação dos dados obtidos em estudos *in vitro* para o uso clínico, como também se basear clinicamente nas válvulas explantadas.

Chamando a atenção em outro aspecto, RICHARD e CAO⁷⁷ quando analisaram complicações com próteses mecânicas, praticamente esgotaram os pontos que levam a falência deste tipo de substituto; referiram que os de ordem estrutural e mecânica já estavam bem estudados do ponto de vista hidrodinâmico e de fadiga.

No entanto, relacionaram vários outros, de falências intra-operatórias, como: rotação, abertura e fechamento excessivamente forçados do disco, erosões dos anéis, etc., os quais levam no pós-operatório, falências não relacionadas com a fabricação da prótese.

GLOECKNER et al.⁴⁸ mais recentemente, usaram aceleradores de fadiga, sob protocolos normalizados, estudando em cortes lineares, biopróteses submetendo-as desde a 0, 50, 100 e 200 milhões de ciclos; demonstraram que proporcionalmente, as que tiveram menos trabalho, apresentaram menor índice de traumas em pontos críticos de ruptura e de fadiga, observados em âmbito clínico.

Finalmente, TEOH⁹⁰ em extensa revisão sobre resistência de biomateriais, expôs uma infinidade de possibilidades que levam a ultimar em falência; deixou evidente a necessidade de diferentes aparelhos e técnicas para simular o desgaste inerente a cada substituto, ressaltando ainda, que se tem muito a aprender, considerando que ainda se está na infância nesta área.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 LOCAL



Figura 3.2 – Laboratório de Máquinas Térmicas.

Esta máquina foi construída no Laboratório de Máquinas Térmicas do DEMEC, Departamento de Engenharia Mecânica, Setor de Tecnologia da UFPR, (Universidade Federal do Paraná); sendo a maior parte das peças e construção produzidas neste laboratório e raras operações foram executadas por terceiros.

Os materiais utilizados, foram os de uso corrente na engenharia, tais como: aço carbono, (sem especificação explícita); aço inoxidável AISI 304, latão comercial; rolamentos, selos mecânicos, conexões de latão, para uso em hidráulica, conexões em PVC; contatores, disjuntores, relés de uso normal nas instalações elétricas, motores elétricos encontrados no comércio, tarugos em PVC, PA, PTFE, colas de silicone, epóxi, cianoacrilato, etc.

O equipamento para a obtenção dos diagramas pressão-tempo, p-t, é o de uso normal no Laboratório de Máquinas Térmicas, da UFPR, adquirido pela mesma no ano de 1972.

Quanto à metodologia, serviram de base os métodos de uso corrente na engenharia mecânica, tais como: ferramentas manuais, diversos tipos de chaves, morsas de bancada, torno mecânico, furadeiras, moto-esmeril, solda elétrica, retificador de superfícies cilíndricas, internas e externas, fresadoras, solda estanho/chumbo, aplicadores de rebites e etc.

3.2 VISTA GERAL DO SIMULADOR DE FADIGA

Este simulador de fadiga é um sistema composto de vários conjuntos, dispostos no Laboratório de Máquinas Térmicas conforme a figura 3.2.1



Figura 3.2.1 – Simulador de fadiga. Conjuntos: A - Reservatório auxiliar do líquido; B - Alternador de fluxo do líquido; C – Reservatório principal do líquido; D – Conjunto de refrigeração do líquido; E – Quadro de comando e de segurança e F – Conjunto eletrônico de medição de pressões.

3.3 DESCRIÇÃO DOS CONJUNTOS

Os conjuntos com descrição pormenorizada, conforme a figura 3.2.2, foram assim divididos: reservatório auxiliar do líquido; conjunto alternador do fluxo do líquido com suas partes; reservatório principal do líquido e seus integrantes; conjunto de refrigeração do líquido; quadro de comando e segurança e o conjunto de medição de pressões e seus equipamentos.

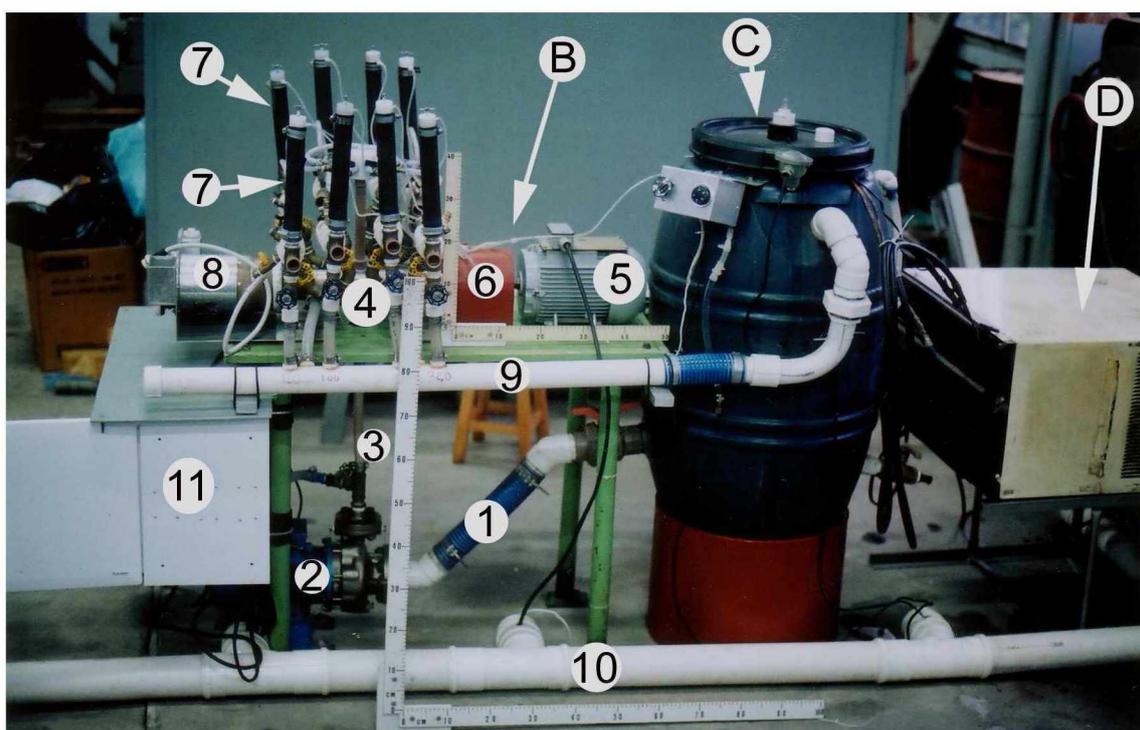


Figura 3.2.2 – B – Conjunto alternador do fluxo do líquido; C – Reservatório principal de líquido e D – Conjunto de refrigeração do líquido, os quais serão descritos adiante.

3.3.1 Reservatório Auxiliar do Líquido – A

Consiste apenas num tambor de polietileno, capacidade 200 litros e está conectado com o conjunto alternador de fluxo do líquido - B, através de uma mangueira de PVC trançado, $dn = \frac{3}{4}$ " e dois registros de gavetas de latão, $dn = \frac{3}{4}$ "; este reservatório é utilizado apenas quando se torna necessário esvaziar o conjunto reservatório principal de líquido - C, para inspeção e/ou manutenção.

3.3.2 Conjunto Alternador do Fluxo do Líquido – B

É o conjunto que promove a abertura e o fechamento das próteses em ensaio, conforme as figuras 3.2.1. e 3.2.2.

O caminho percorrido pelo líquido, compõe-se de um circuito que partindo do reservatório principal, pela tubulação de sucção, por gravidade e aspiração, passando pela moto-bomba, é levado pela tubulação de recalque às válvulas rotativas, as quais são conectadas por uma luva elástica, devidamente protegida por capa protetora, a um motor elétrico que irá acioná-las.

O líquido, agora passará pela prótese em ensaio, montada num sistema denominado de porta-válvula, local de estudo da prótese em ensaio, seguindo deste ponto o líquido passa por um sistema de acumulação de energia e através da tubulação de retorno o líquido novamente volta ao reservatório principal.

Segue-se descrição individualizada e pormenorizada de cada um dos componentes deste conjunto de modo a mostrar sua estrutura, suas funções e suas inter relações com os demais conjuntos.

3.3.2.1 Tubulação de sucção

O número 1 da figura 3.2.2, acima, com diâmetro nominal de duas polegadas, (dn = 2") conduz o líquido do reservatório principal, passando por um registro de esfera, de mesmo diâmetro, que normalmente permanece aberto e uma tubulação de PVC, com trama em espiral, própria para trabalhar em sucção de motobombas.

3.3.2.2 Motobomba ABS

É identificada com o número 2, na figura 3.2.2, é uma motobomba, de uso industrial tipo monobloco, modelo NOWA 3213 MBZN 135.08.2, opção 2, fabricada pela ABS – Indústria de Bombas Centrífugas Ltda., Curitiba-Paraná, vide ANEXO 1; acionada por um motor elétrico, que apresenta os seguintes dados de placa:

SIEMENS, potência de 4 CV, tensão de trabalho de 220 V, 3 fases, 12 A, velocidade máxima de 3.450 rpm.

Acoplada ao motor, está a bomba, fabricada pela Halberg para a ABS, que é do tipo centrífuga de rotor fechado, para aplicação em monobloco, montada na opção 2, cuja curva de desempenho encontra-se no ANEXO 1.

Esta bomba suga o líquido do reservatório principal - C, através das tubulações de sucção e recalca, enviando o líquido sob pressão para as válvulas rotativas; esta bomba é fabricada em ferro fundido, e, visando sua proteção, a mesma sofreu o tratamento por deposição com níquel químico.

3.3.2.3 Tubulação de recalque

Identificada pelo número 3, da figura 3.2.2, é um tubo de PVC, trançado, $dn = 3/4"$ que conduz o líquido para as válvulas rotativas. Na saída da motobomba, existem dois registros de gaveta, de latão, $dn = 3/4"$, o registro inferior funciona como desvio através de uma mangueira de PVC, trançada, $dn = 3/4"$, este quando necessário, permite transferir o líquido do reservatório principal para o reservatório auxiliar, cujo retorno é feito por gravidade.

O registro superior funciona como desvio bifurcado, um ramo, permitindo que parte do líquido, se necessário, possa ser desviado para a tubulação de retorno e deste ao reservatório principal, assim regulando a pressão e a vazão de líquido do outro ramo que irá alimentar as válvulas rotativas.

3.3.2.4 Válvulas rotativas

O número 4 da figura 3.2.2, identifica o conjunto de válvulas que permite alternância de fluxo em frequência acima de 1.000 ciclos por minuto, isto é, acima de 16,7 Hz; as figuras 3.2.3 a 3.2.7 representam as principais partes destas válvulas rotativas.

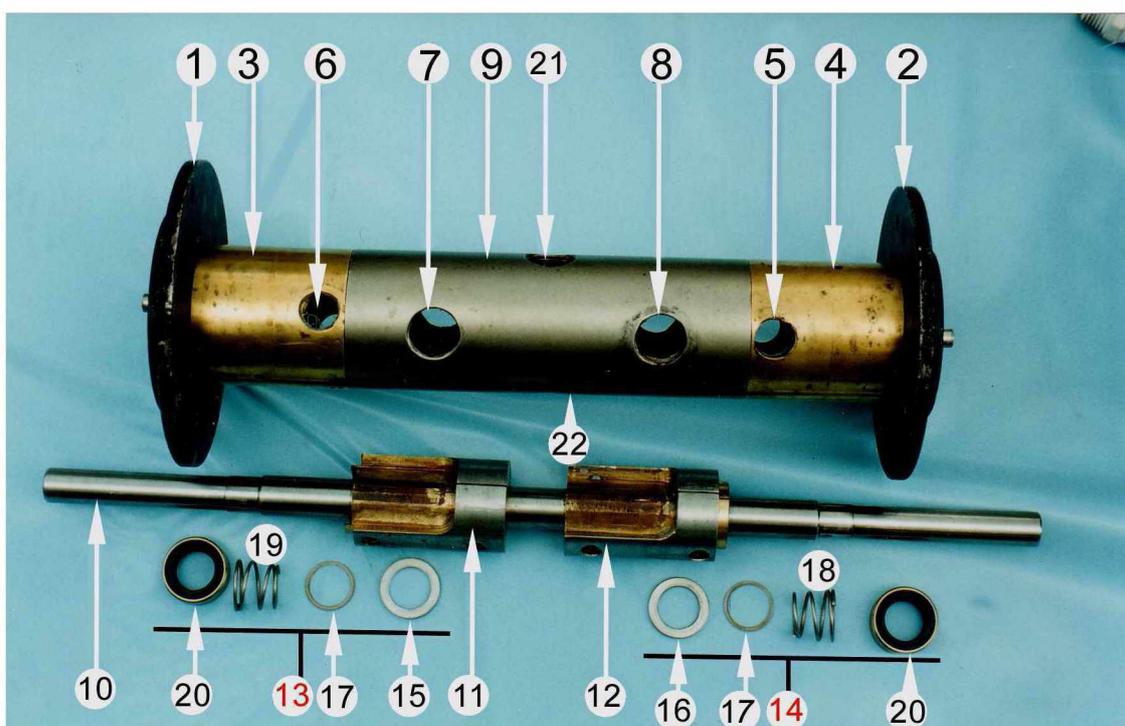


Figura 3.2.3 – Válvulas rotativas.

Na figura 3.2.3 pode-se observar todos os componentes desta peça, que, devidamente numerados, possibilitam entender o seu funcionamento, assim tem-se que 1 e 2 são flanges de fixação do conjunto; 3 e 4 os cabeçotes, dentro dos quais são alojados os rolamentos, calços e a parte fixa dos selos mecânicos.

Os orifícios 5 e 6, são os de alívio da pressão; 7 e 8, são orifícios através dos quais o líquido tem acesso aos oito porta-válvulas, identificado na figura 3.2.2, com o número sete.

O cilindro de aço carbono é o número 9, revestido por deposição química de níquel, operação esta normalmente denominada de "níquel químico"; o número 10 identifica o eixo de aço inoxidável AISI 304; 11 e 12 são rotores de latão, revestidos com solda estanho-chumbo, na proporção de meio a meio.

Os números 13 e 14 são partes móveis do selo mecânico, Burgmann do Brasil - Vedações Industriais Ltda, Campinas – SP, que são afixadas ao eixo, uma projetada para trabalhar no sentido dos ponteiros do relógio, quando olhado do lado dos calços da mola e outra em sentido contrário.

A mola 18, que trabalha no sentido anti-horário, é ajustada pelos calços 16 e 17; enquanto que a mola 19, que trabalha no sentido horário, é ajustada pelos calços 15 e 17, vide ANEXO 2, e 20 são partes móveis do selo mecânico, com alojamento de aço inoxidável AISI 304 e o elemento de vedação de carbono pirolítico, vide figuras 3.2.5 e 3.2.6.

Saída de líquido pressurizado para a torre auxiliar é o 21, 22 é entrada de água pressurizada pela motobomba ABS, item 2 da figura 3.2.3.

O cilindro, possui quatro orifícios diametralmente opostos, visto como números 7 e 8, funcionando como saída de líquido pressurizado, que após sofrerem bifurcações, alimentando com fluxo alternativo, perfazendo com isto a alimentação dos oito porta-válvulas.

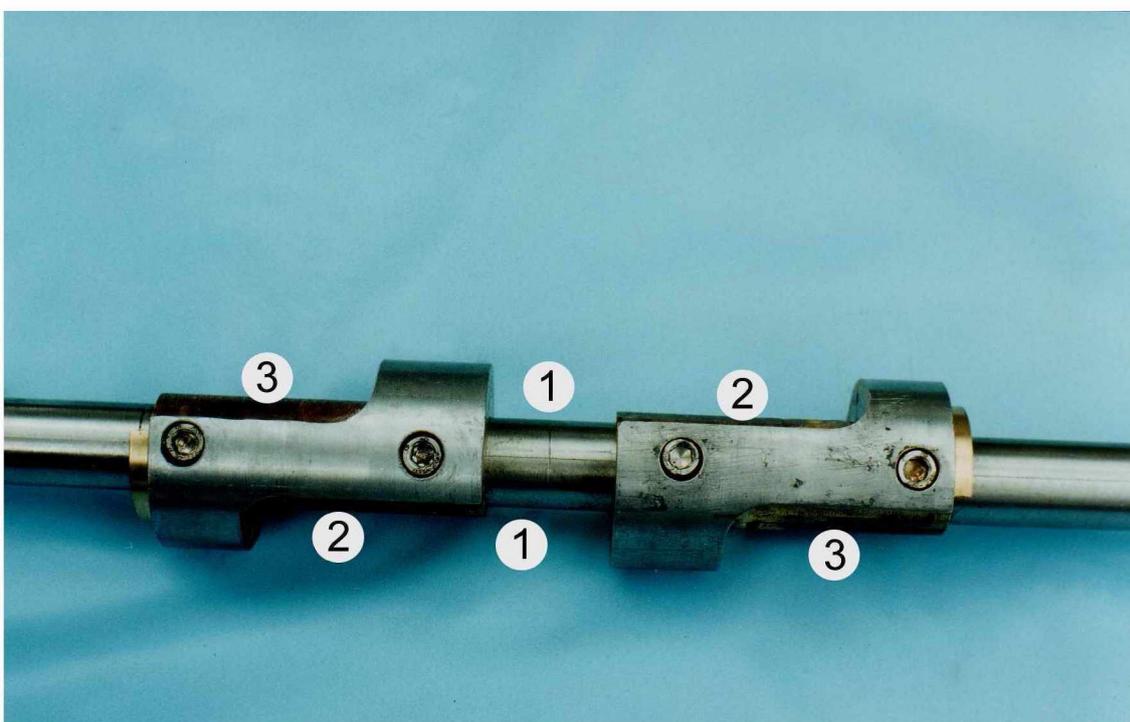


Figura 3.2.4 – Rotores das válvulas rotativas.

Na figura 3.2.4, observa-se que a região indicada pelo número 1, é entrada do líquido pressurizado pela motobomba, item 22 da figura 3.2.3; esta pressão é permanente e depende das regulagens dos registros dos porta-válvulas, bem como do registro de alívio no final da tubulação de recalque.

Sulcos, indicados com número 2, funcionam como canais que levam o líquido pressurizado aos orifícios 7 e 8 e seus diametralmente opostos, que nos porta-válvulas produzirão a abertura das próteses em ensaio.

O movimento giratório dos rotores faz com que o fluxo para os porta-válvulas, seja intermitente, o qual em meia volta do eixo abre quatro próteses e na outra meia volta abre outras quatro.

A indicação fornecida pelos números 3, são canais que aliviam a pressão do fluido permitindo o movimento de retorno do mesmo através os porta-válvulas, produzindo o fechamento das próteses em ensaio.

Os movimentos de retorno do fluido e fechamento protético, são auxiliados de modo intermitente, pela ação dos acumuladores de energia, que serão descritos adiante.

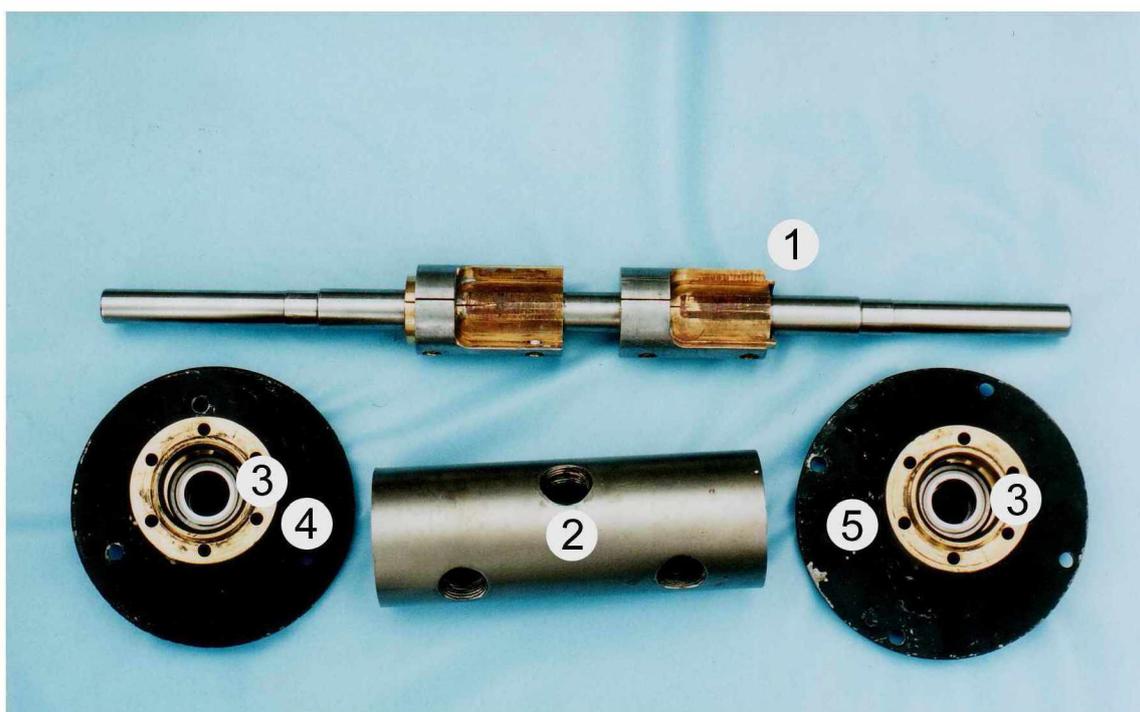


Figura 3.2.5 – Peças das válvulas rotativas: 1 – Eixo e rotores; 2 – Cilindro; 3 – Cabeçotes e 4 e 5 – Flanges de fixação.

O movimento giratório dos rotores faz que o fluxo do líquido retorne, também de modo intermitente, e mantendo a pressurização da prótese na posição fechada, permitindo o escoamento do líquido pelos orifícios 5 e 6.

Como os canais 2, de alimentação com líquido pressurizado e os canais 3, de alívio de pressão estão defasados de 180 graus, os quatro conjuntos de duas próteses ficam sujeitas a movimento alternativo do líquido, diametral e diagonalmente opostos.

Também, diametralmente opostos aos orifícios 5 e 6, existem outros dois orifícios análogos, ligados à tubulação de retorno ao reservatório principal, item C das figuras 3.2.1. e 3.2.2.

Na figura 3.2.7, não são observados os selos mecânicos, mas aparecem os rolamentos, calços, prisioneiros, e porcas.

No cilindro, os seis orifícios, um de entrada e cinco de saída, possuem roscas com $dn = 3/4"$, mas nos cabeçotes, os furos para saída de líquido para alívio da pressão, a rosca tem $dn = 1/2"$.

Vale lembrar que no Brasil, para tubos e conexões a norma oficial é NBR NM ISO 7-1, no entanto, os fabricantes continuam a usar a norma brasileira NBR 6414 que já foi cancelada, bem como as normas estrangeiras BSP e NPT.

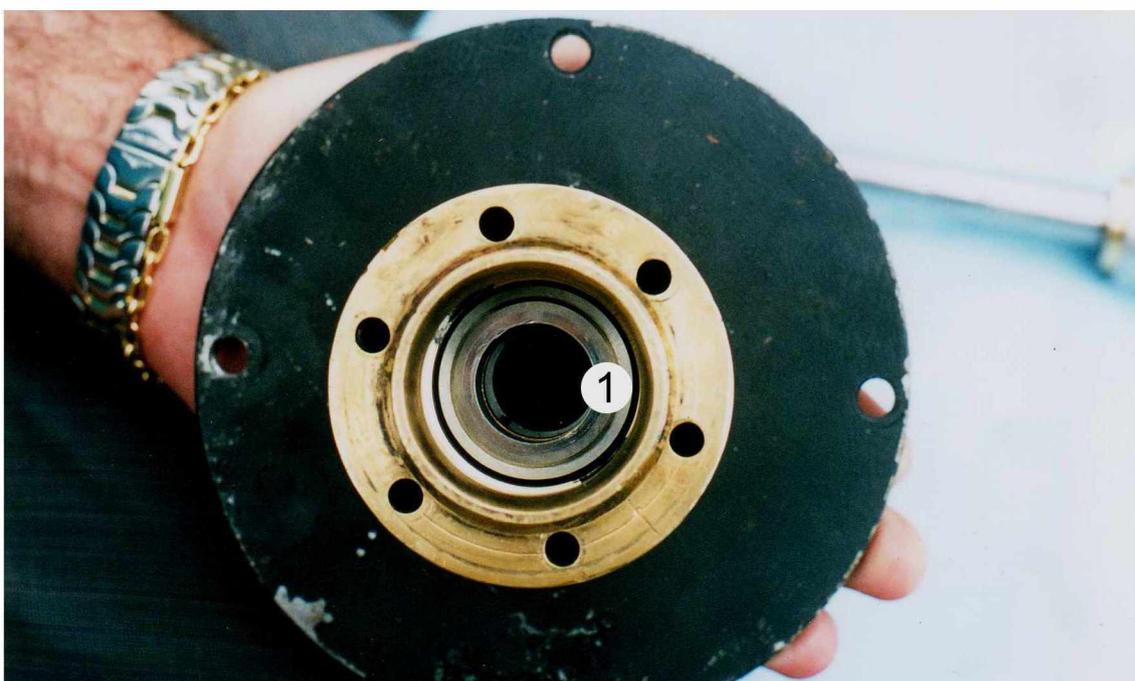


Figura 3.2.6 – Detalhe do cabeçote: 1 – Parte fixa do selo mecânico, metal duro (widia).

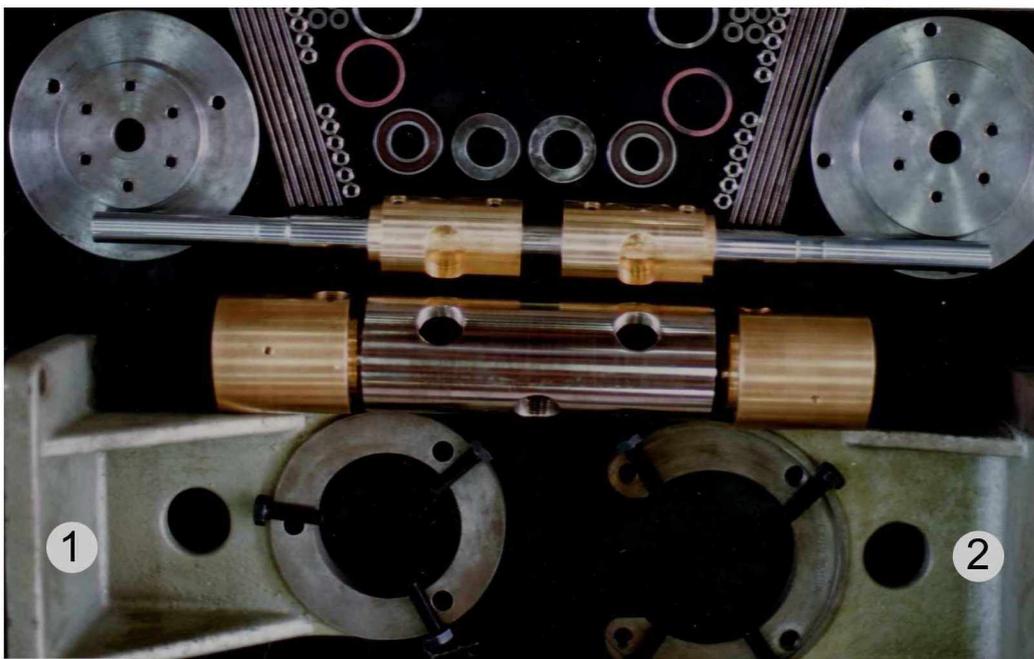


Figura 3.2.7 – Peças da válvula rotativa: 1 e 2 - Suportes utilizados apenas para a pré-montagem da mesma.

3.3.2.5 Motor elétrico WEG

O número 5 da figura 3.2.2, trata-se de um motor elétrico fabricado pela WEG S/A, Jaraguá do Sul - SC., que tem como características os seguintes dados de placa: potência: 2,0 cv = 1.5 kW, tensão: 220 V três fases, corrente nominal de 7,3 A e velocidade angular de 390 a 2.540 rpm.

A velocidade angular do motor é regulada e controlada pelo variador de velocidade tipo CFW 07, com os seguintes dados: modelo: MDW 01, 7,3/1 AC 220-230; tensão de alimentação: 220 V, duas fases; corrente nominal de entrada: 13 A; potência dissipada: 90 W e regulado pelo elemento de comando através de um cabo.

É interessante notar que nas diversas medidas de corrente, com o conjunto trabalhando nas mais variadas condições, entre 390 rpm e 2.540 rpm a corrente medida nunca ultrapassou de 4,0 A.

O controle automático do variador de velocidade permite variação da velocidade angular do motor da ordem de +/- 1,0% em relação ao valor solicitado pelo elemento de comando.

3.3.2.6 Capa protetora da luva elástica

Na figura 3.2.2, aparece como o número 6, instituída e motivada pela segurança, foi instalada uma capa de proteção em chapa de aço, sobre a luva elástica que conecta o motor elétrico WEG ao conjunto das válvulas rotativas.

3.3.2.7 Porta-válvulas

Identificado com o número 7 na figura 3.2.2, este módulo localiza-se acima do conjunto de válvulas rotativas, e situa-se entre o conjunto considerado posterior o do acionamento, Motor WEG e o conjunto de estroboscopia, considerado a parte frontal.

Aos orifícios 7 e 8 e aos diametralmente opostos, figura 3.2.3, válvula rotativa, e região com o número 2 da figura 3.2.4 estão conectados bifurcadores de fluxo, e a cada um dos ramos destes está conectado um porta-válvulas.

Esta configuração com os porta-válvulas foi adotada tendo em vista o desejo de ver a abertura e o fechamento da prótese durante o funcionamento do equipamento.

Assim os oito porta-válvulas foram divididos em dois grupos de quatro, que olhando da parte frontal, figuras 3.2.10 e 3.2.16, tem-se à esquerda o grupo denominado de "A" e à direita denominado de "B".

A partir da parte frontal, os porta-válvulas foram numerados de 1 a 4, onde tem-se: à esquerda, os porta válvulas A1, A2, A3 e A4 e à direita, os porta-válvulas B1, B2, B3 e B4.

O fluxo do líquido tem a seguinte seqüência: reservatório principal, motobomba, válvulas rotativas, porta-válvulas e tubulação de retorno ao reservatório principal.

Os porta-válvulas A2, A3, A4, B2, B3 e B4, são iguais e possuem duas tomadas de pressão no alojamento da prótese em ensaio, cada uma com registro de esfera, $dn = 1/4"$, colocados imediatamente antes e após a prótese, cuja medida entre os centros destas tomadas de pressão é de 20 mm, exatamente a distância entre as conexões do transdutor de pressão utilizado.



Figura 3.2.8 - Vista parcial do equipamento: 1- Torre auxiliar.

Os porta-válvulas A1 e B1 possuem 4 tomadas de pressão, sendo duas de um lado e duas de outro lado da prótese, a distância entre os centros das tomadas correspondentes de um lado e do outro lado da prótese também é de 20 mm.

Observando a figura 3.2.11, tem-se uma luva de união em material de latão, com diâmetros nominais $dn = \frac{3}{4}$ ", levando o número 1, o bifurcador; já com o número 2 um registro de gaveta com manopla amarela, regula a energia (pressão e vazão) do líquido, quando as próteses estão sob regime de ensaio, normalmente estes oito registros estão quase que na posição totalmente aberta

O número 3 indica uma conexão em "T", recebendo em uma das extremidades um visor, indicado pelo número 4, construído em PVC, $dn = \frac{3}{4}$ ", o qual recebe uma das extremidades do cabo de fibra ótica que conduz a luz pulsativa do conjunto de estroboscopia.

O alojamento da prótese, mostrado com o número 5, também em PVC, branco, $dn=1 \frac{1}{2}$ ", em sua parte superior, observam-se os dois registros de latão, $dn = \frac{1}{4}$ ", para a tomada de pressão diferencial, vide figura 3.2.12 e 3.2.13.

Após o alojamento da prótese, o número 6 identifica uma cruzeta em latão, $dn = \frac{3}{4}$ ", na qual conecta-se uma tubulação auxiliar, número 7, em PVC trançado, $dn = \frac{1}{4}$ ", que conduz o líquido, sob pressão, para a torre auxiliar.

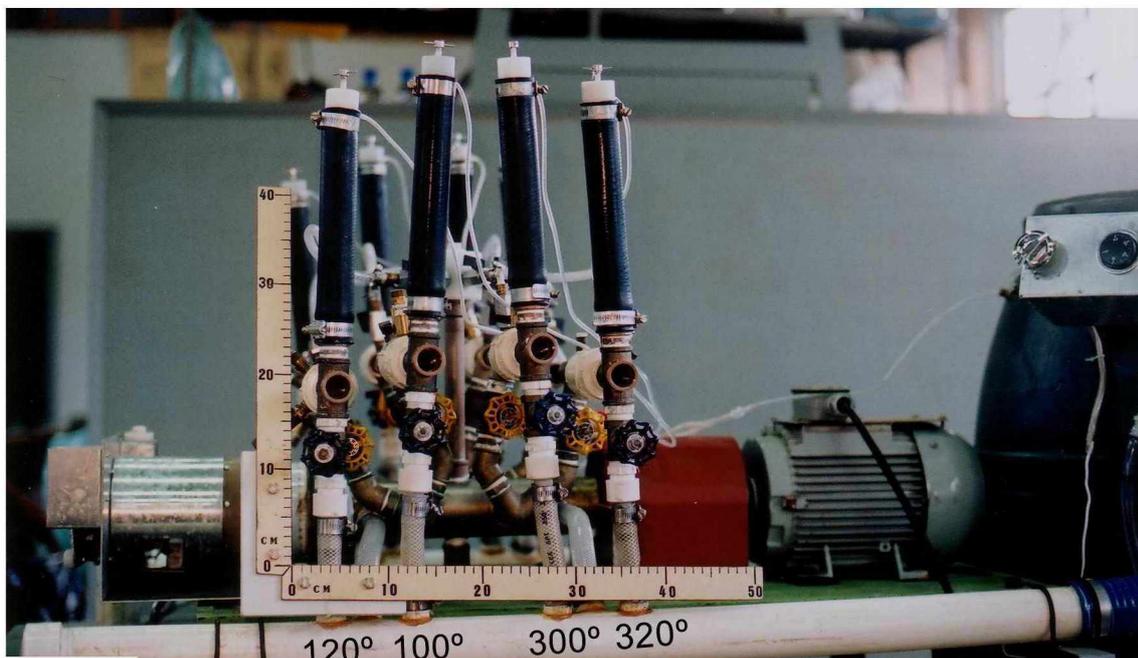


Figura 3.2.9- Vista lateral direita do equipamento.

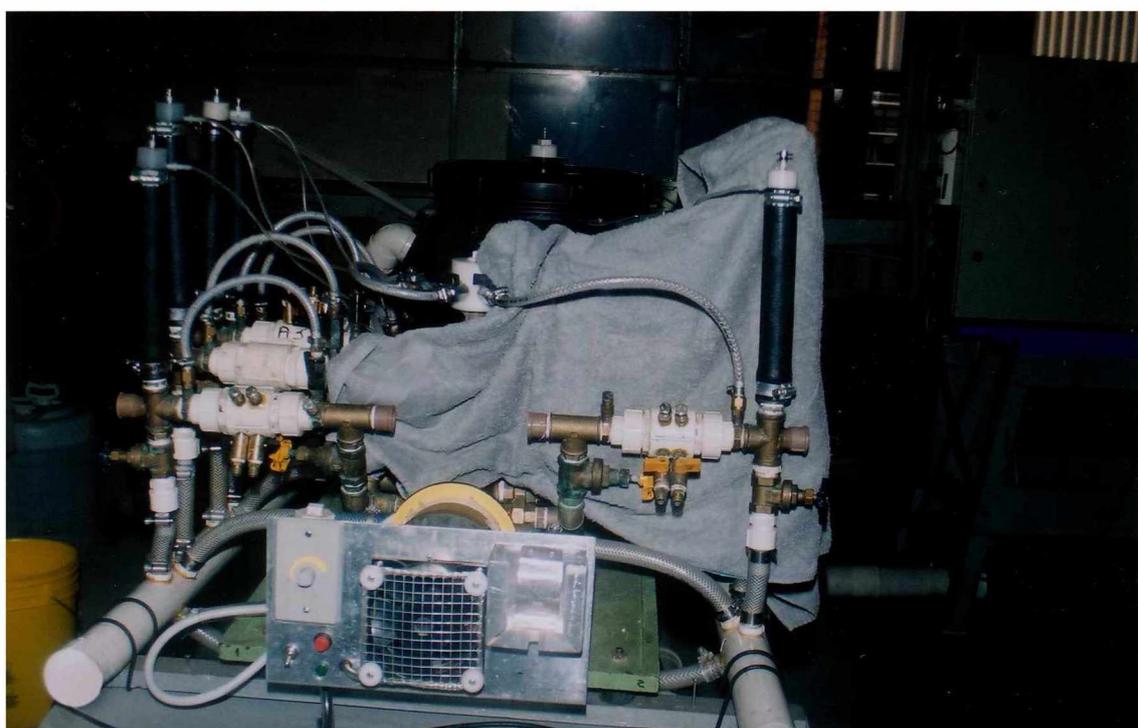


Figura 3.2.10 - Vista frontal do equipamento.

Esta tubulação auxilia o fechamento das próteses biológicas, quando o equipamento funciona nas velocidades mais elevadas, nas quais os tempos de abertura e fechamento das próteses são muitos pequenos, o que dificulta o funcionamento devido à inércia do líquido e a elasticidade do material da prótese.

Em velocidades mais baixas, esta tubulação pode ficar inoperante, fechando o correspondente registro de esfera, latão, $dn = \frac{1}{4}$ ", existente na torre auxiliar, vide item 1 da figura 3.2.8.

Um tubo de borracha de uso automotivo, de uma lona, $dn = 1\frac{1}{4}$ ", com comprimento de 30 cm, o número 8, funciona como acumulador de energia, tendo em sua extremidade superior um sistema para drenagem de ar, figura 3.2.11.

Este sistema é identificado com o número 9 na figura 3.2.11, funciona como dreno de ar, através um registro de agulha, $dn = 6$ mm, aço inoxidável AISI 304, corpo em poliformaldeído.

Este sistema de drenagem de ar trabalha permanentemente com pequena abertura, fazendo com que o registro permita a saída de cerca de 10 gotas/minuto de líquido; deste modo procura-se evitar a existência de bolsa de ar na parte superior do acumulador de energia

Um registro de gaveta, o número 10 da figura acima, latão, $dn = \frac{3}{4}$ " com manopla azul, colocado na seqüência, trabalha parcialmente aberto, permitindo regular a pressão diferencial que atua na prótese quando a mesma está na posição fechada.

Um filtro de nylon no interior da luva em PVC, numerada com número 11, recolhe partículas das próteses em ensaio que, eventualmente, possam se desprender é colocado antes da tubulação de PVC, trançado, $dn = \frac{3}{4}$ " que permite a saída do líquido de retorno ao reservatório principal, C.

A tubulação de PVC, evidenciada com o número 13, trançado, $dn = \frac{3}{4}$ " que conduz o líquido de retorno ao reservatório principal, quando o rotor da válvula rotativa, permite o alívio de pressão, pela coincidência do canal 2 ou 3 da figura 3.2.4 com o orifício 8 ou 7 do cilindro visto na figura 3.2.3, fazendo a comunicação destes orifícios com os orifícios 5 ou 6 dos cabeçotes de latão.

Através do visor, identificado com o número 14, ainda na figura 3.2.11, pode-se observar, fotografar e filmar a abertura e o fechamento da prótese ensaiada, em pleno funcionamento do equipamento.

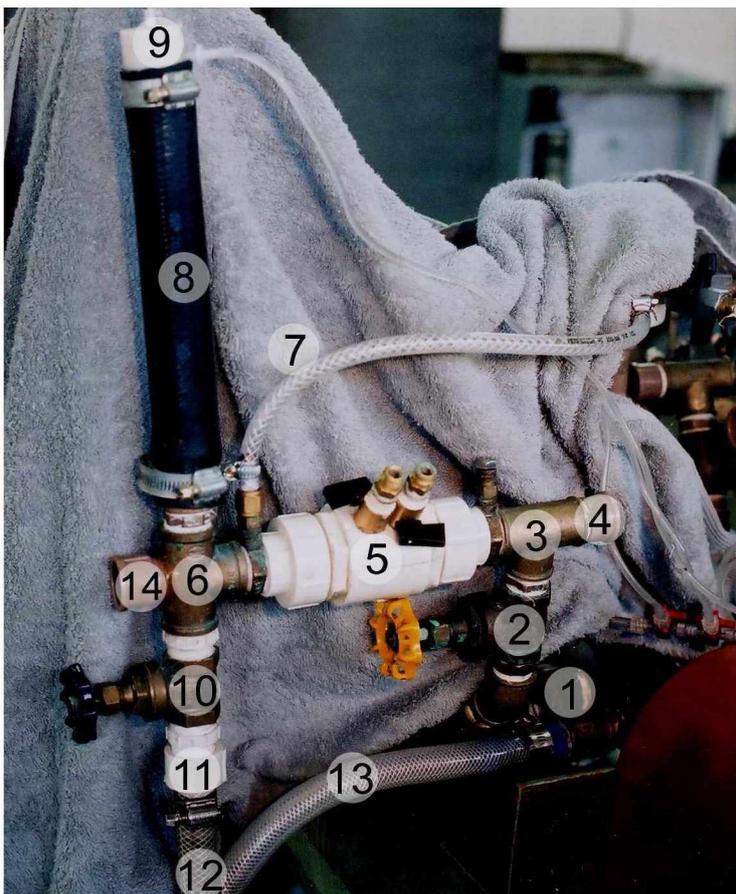


Figura 3.2.11 - Vista lateral do porta-válvula B4.



Figura 3.2.12 - Alojamento da prótese: 1 - Alojamento da prótese, conjunto montado; 2 - Transdutor de pressão diferencial e 3 - Registros de esfera, latão, $dn = \frac{1}{4}$ ".

O item identificado com o número 5 da figura 3.2.11 e as figuras 3.2.12, 3.2.13 e 3.2.14, mostram o que constitui o alojamento da prótese.



Figura 3.2.13 - Alojamento da prótese, conjunto semi-desmontado: 1 - Luva, PVC, rosca, dn 1 ¼"; 2 - Transdutor de pressão diferencial; 3 - Registros de esfera, latão, dn = ¼"; 4 - Anéis de fixação (poliformaldeído); 5 - Anel de suporte da prótese em ensaio e 6 - Elemento de regulagem e vedação.



Figura 3.2.14 - Prótese fixada no anel de suporte, por sutura.

3.3.2.8 Conjunto de estroboscopia

Fabricado especialmente para o atual trabalho, vide ANEXO 3, cujo princípio de estroboscopia é baseado numa fonte de luz fixa com potência regulável numa fenda móvel; o centro da fenda dista 35 mm do centro e um disco rotativo, portanto percorre um círculo cujo comprimento é:

$$C = 2\pi r = 2 \times 3,14 \times 35 = 219,91 \text{ mm.}$$

Considerando que a máquina está na sua velocidade máxima de 2.540 rpm, a velocidade do centro da fenda é:

$$\text{Velocidade} = n \times C = 2.540 \times 219,91 = 558.571,40 \text{ mm/min} = 9.309 \text{ mm/s.}$$

A largura da fenda é de 4 mm, portanto, nesta velocidade a duração da luz que atravessa a fenda é: 9.309 mm-----1s

$$4 \text{ mm} \text{-----} t \quad \therefore t = 0,4296 \text{ ms}$$

Por este motivo, a lâmpada do conjunto de estroboscopia deve ter potência relativamente elevada, 300 W, e deve possuir um regulador de potência, "dimmer", para trabalhar nas velocidades menores adequando sua luminosidade para possibilitar a observação direta.

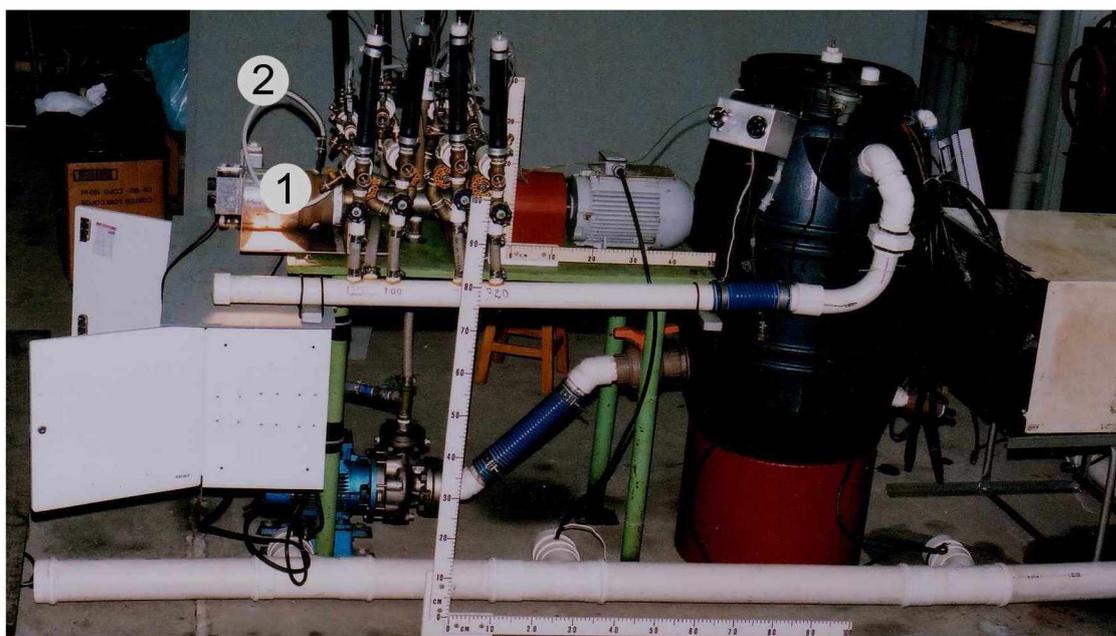


Figura 3.2.15 – Vista lateral do equipamento: 1 - Conjunto de estroboscopia e 2 - Cabo de fibra ótica, dn = 6 mm, de = 12,7 mm, comprimento: 1.0 m. Reichenbach Instrumentos de Fibra Ótica Ltda, São Paulo-SP.

O centro da fenda, em 1 volta percorre, sem deixar passar a luz, uma distância de: $Csl = 219,91 - 4 = 215,91 \text{ mm.}$; o tempo correspondente sem luz será:

$$\begin{aligned} 9.309 \text{ mm} & \text{-----} 1\text{s} \\ 215,91 \text{ mm} & \text{-----} \text{tsl} \\ \text{tsl} & = 23,192 \text{ ms} \end{aligned}$$

$$\text{Velocidade} = 9.309 \text{ mm/s.}$$

$$\therefore t' = 1/V = 1/9.309 \text{ s/mm} = 0,000107416 \text{ s/mm} = 0,107416 \text{ ms/mm}$$

$$\text{Como } Csl = 219,91 \text{ mm}$$

$$\therefore t' = 219,91 \text{ mm} \times 0,107416 \text{ ms/mm} = 23,622 \text{ ms.}$$

$$\text{tsl} + t = 23,192 \text{ ms} + 0,430 \text{ ms} = 23,622 \text{ ms.}$$

Verificação:

$$N = 2.540 \text{ rpm} \therefore f = 42,333 \text{ rps} = 42,333 \text{ Hz}$$

$$T = 1/f = 1/42,333 = 0,023622 \text{ s} = 23,622 \text{ ms}$$

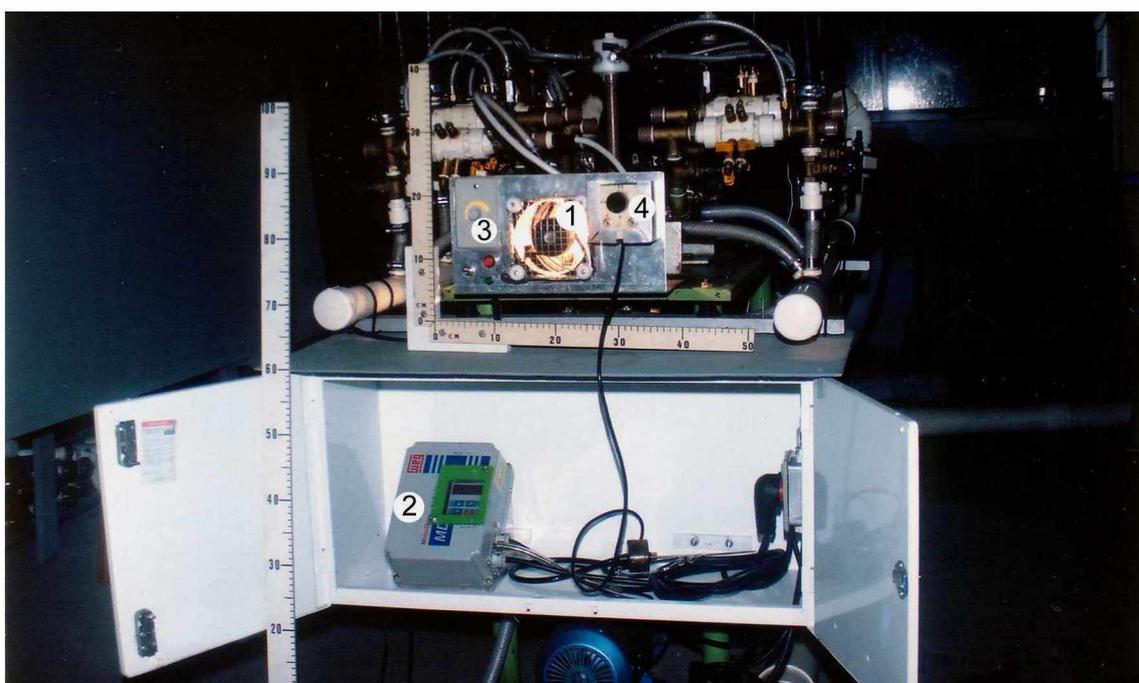


Figura 3.2.16 - Vista frontal do equipamento: 1 - Conjunto de estroboscopia; 2 - Variador de velocidade do motor WEG que aciona o eixo das válvulas rotativas; 3 - Controlador da potência da lâmpada do conjunto de estroboscopia, "dimmer", da classe de potência de 1000 W e 4 - Comando de regulação do variador de velocidade, 2 do motor WEG

O disco de alumínio com a fenda e a lâmpada de filamento incandescente de 300 W encontram-se dentro de uma proteção tubular composta de duas partes: uma fixa, de alumínio e uma móvel segundo seu eixo, de PVC, ambas com diâmetro nominal de 120 mm.

Na parte móvel, de PVC, foi colocada, na periferia, uma escala graduada de 0 a 360°, com marcação no sentido horário.

Na flange de fixação da válvula rotativa, figuras 3.2.5, item 4, foram feitas marcas de referência para as medidas angulares da posição do cabo ótico da luz estroboscópica, sendo uma na parte superior a + 90° e outra na parte inferior a - 90°.

Nesta parte móvel de PVC é fixada uma das extremidades do cabo de fibra ótica; girando esta peça, segundo seu eixo, e observando a prótese com a luz transmitida através do cabo de fibra ótica, na escala graduada pode-se ler os graus correspondentes à abertura e ao fechamento da prótese valvular em ensaio.



Figura 3.2.17 – Vista do conjunto de estroboscopia, semi-aberto: 1 - Disco de alumínio, $d_n = 120$ mm, $e = 4$ mm, que gira na mesma velocidade do eixo das válvulas rotativas; 2 - Iluminação do cabo de fibra ótica para visualizar a luz da fenda; 3 - Fenda iluminada; 4 - Lâmpada de 300 W, 127 V; 5 - Ventilador, dimensões externas 12 cm x 12 cm, 127 V, 20 W e 6 - Cabo de fibra ótica, Reichenbach Instrumentos de Fibra Ótica Ltda, São Paulo - SP.

3.3.2.9 Tubulação de retorno

O retorno do líquido ao reservatório principal, observa-se na figura 3.2.2, (conjunto alternador de fluxo do líquido), o item 9 é a tubulação em questão, constitui-se de um tubo em PVC, rígido, $dn = 2''$ e a parte em azul é uma junta flexível, destinada a diminuir o efeito das vibrações.

3.3.2.10 Tubulação protetora

Uma tubulação protetora da cablagem elétrica, observa-se ainda na figura 3.2.2, o item 10 identifica o tubo de PVC, $dn = 4''$, tipo ponta e bolsa destinado a proteger a cablagem elétrica.

3.3.2.11 Controlador de velocidade

O controlador da velocidade angular do motor elétrico WEG, é o item 2, observando a figura 3.2.16, que é controlado pelo item 4 da mesma figura, a velocidade do motor WEG pode ser controlada entre 390 e 2.540 rpm, por variação da frequência da energia elétrica fornecida ao referido motor trifásico em 220 V.

3.3.3 - Reservatório Principal de Líquido

Este reservatório é representado pelo item C, observando-se a figura 3.3.1, o líquido oriundo das válvulas rotativas e das próteses em ensaio, pela tubulação de retorno, item 1 desta figura, chega ao reservatório principal.

3.3.3.1 Tambor de polietileno

Evidenciado pelo número 2 da figura 3.3.1, com capacidade para 200 litros, e pode-se observar o que nele estão agregados, como o item 3, tubos condutores de fluido refrigerante, FREON 22; a tubulação de sucção, item 4, ligada à motobomba ABS.

A identificação com o número 1 é a tubulação de retorno dos alojamentos das próteses valvulares em ensaio.

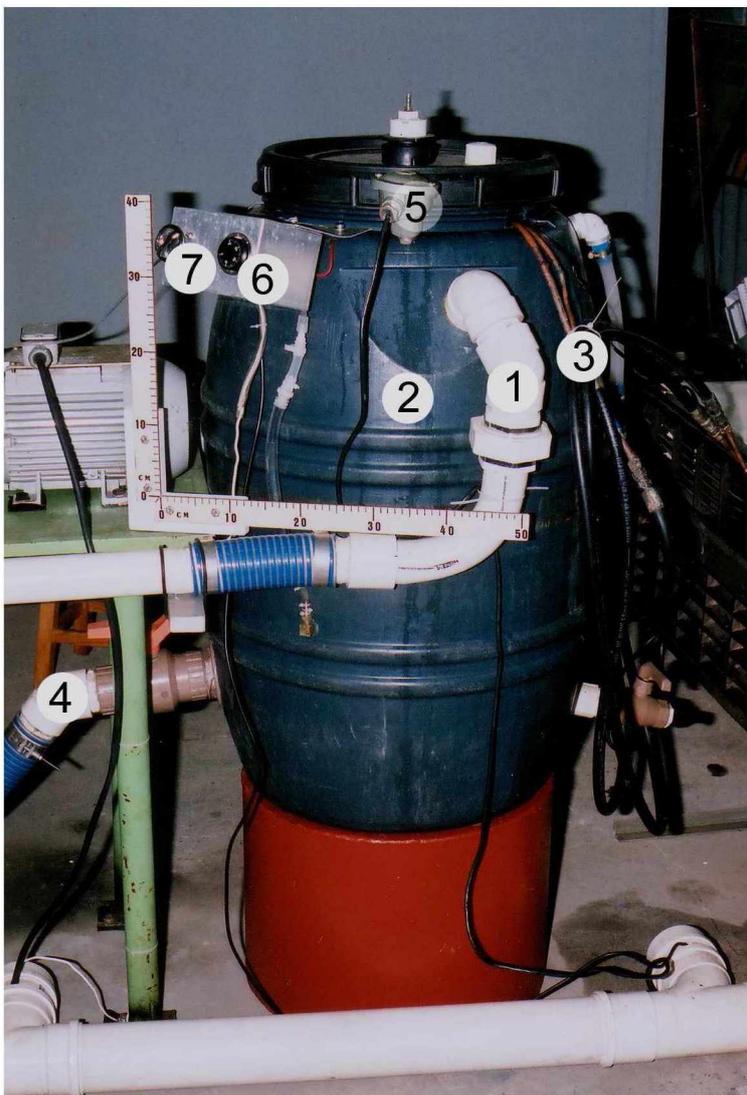


Figura 3.3.1 – Reservatório principal de líquido

3.3.3.2 Sensor de temperatura

Sensor de temperatura, identificado como o item 5, é um sensor de temperatura tipo Pt100, isto é, resistência de Platina, padrão, cuja resistência elétrica é de 100 Ohm a 0 °C, (15 mA/7.5 V); o qual está ligado ao termostato COEL, que se encontra no quadro de comando e segurança.

3.3.3.3 Termostato mecânico

Trata-se de um termostato mecânico, item 6 da figura 3.3.1, cujos contatos ficam na posição ligada quando a temperatura do líquido está abaixo da temperatura indicada no dial, que no caso é de 40° C.

3.3.3.4 Pressostato

Identificado como o item 7 da figura 3.3.1, cujos contatos ficam fechados (ligados) quando a pressão do líquido no tambor corresponde a um nível acima do mínimo de segurança para o funcionamento do equipamento.

Tanto o termostato como o pressostato, estão ligados em série com o circuito de segurança que está no conjunto Quadro de Comando e de Segurança – E; assim, se a temperatura do líquido atingir + 40° C ou o seu nível atingir um mínimo de segurança no tambor, o circuito de segurança é interrompido, desligando todo o equipamento e, para religá-lo, se faz necessário intervenção do operador.

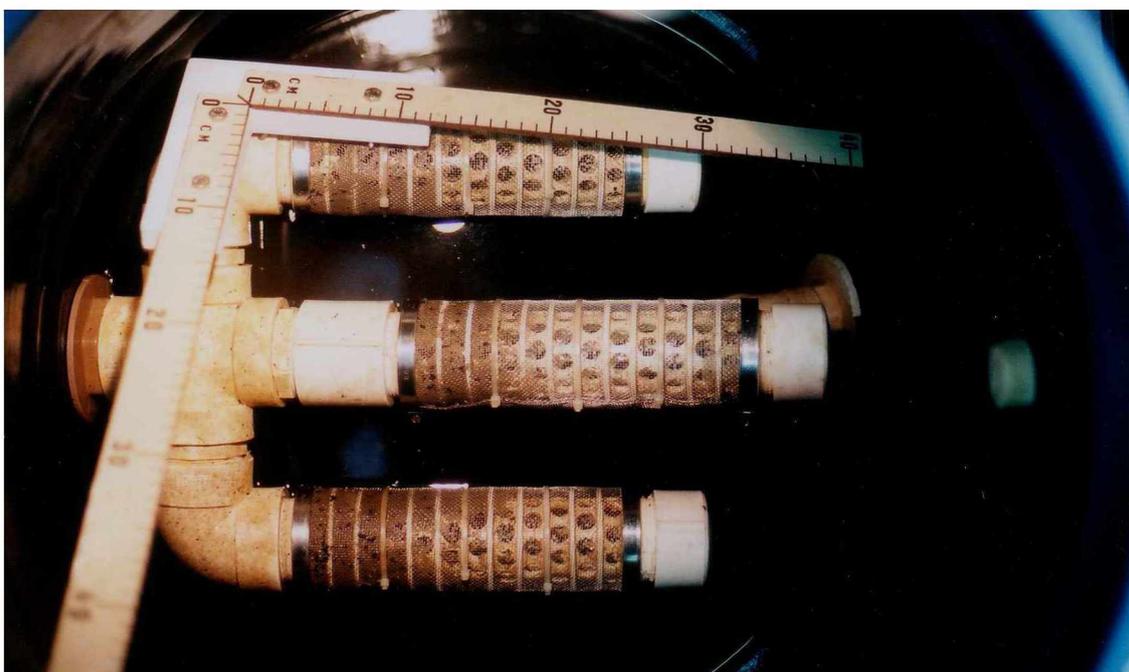


Figura 3.3.2 – Filtros na sucção da bomba ABS.

Dentro do tambor observa-se a montagem de quatro partes importantes, conforme as seguintes figuras: 3.3.2, 3.3.3 e 3.3.4.

3.3.3.5 Filtros de sucção

São filtros conectados na tubulação de sucção da bomba ABS, são em número de três, ligados em paralelo, revestidos com tela de aço inoxidável AISI 304, $dn = 70$ mm, comprimento de 240 mm, 20 malhas por polegada, figura 3.3.2.

3.3.3.6 Evaporador

Na figura 3.3.3, é um evaporador (parte fria) do trocador de calor, Conjunto de Refrigeração do Líquido – D, que será pormenorizado adiante.

3.3.3.7 Desborbulhadores

Aparecem na figura 3.3.4, um em cada lado, na parte superior do tambor principal de líquido, essas partes são necessárias para evitar que pequenas bolhas de ar atinjam os filtros na sucção da bomba ABS.

3.3.3.8 Líquido

O líquido que circula através do equipamento é composto de 200 litros de água deionizada, adicionada de 1kg de nitrito de sódio, (NaNO_2) e 1 litro de formalina, (37% de formol).

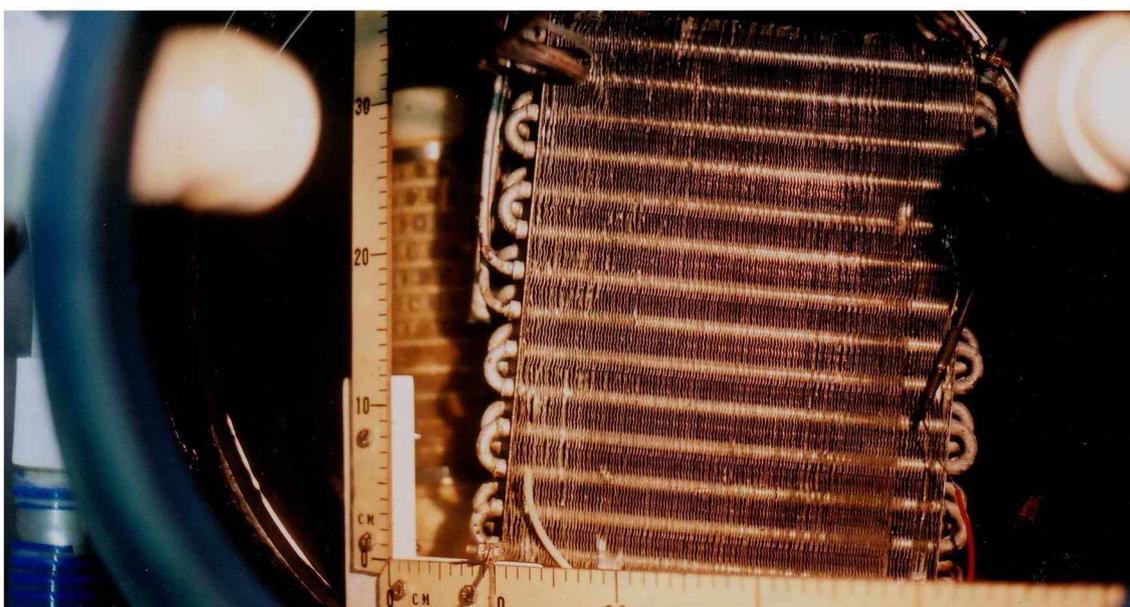


Figura 3.3.3 – Evaporador (parte fria) do conjunto de refrigeração do líquido.

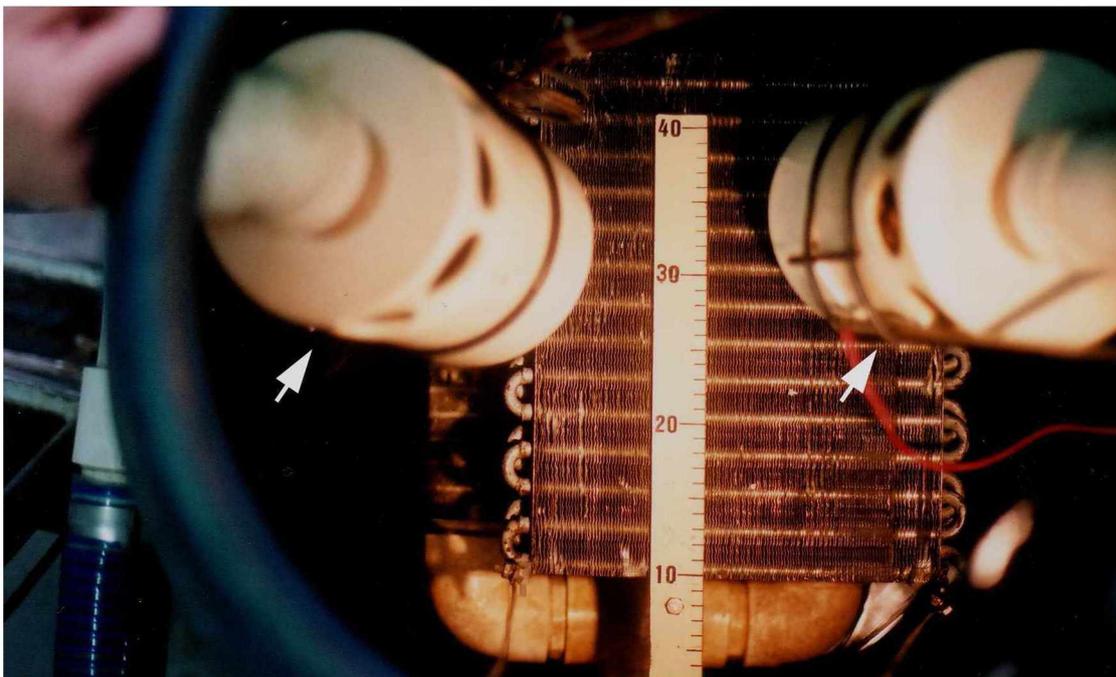


Figura 3.3.4 – Desborbulhadores.

3.3.4 Conjunto de Refrigeração do Líquido – D

Durante o funcionamento do equipamento, verificou-se aquecimento do líquido. Este aquecimento é devido, principalmente, à potência da bomba ABS comunicada ao líquido; a potência da referida bomba é no máximo 3.4 cv, sendo que a pressão e a vazão do líquido são variáveis, e dependem das regulagens de cada um dos oito porta-válvula.

Foram feitas diversas medidas da elevação da temperatura do líquido, quando em temperatura ambiente apresentava variação entre + 10° C e + 25° C, obteve-se um valor médio do aquecimento de $\Delta t = + 5,1^{\circ}\text{C}/\text{hora}$.

A quantidade de calor gerada no líquido durante o funcionamento do equipamento será:

$$Q = G \cdot Ca \cdot \Delta t$$

G = quantidade de líquido, no caso 200 litros \approx 200 kg

Ca = calor específico da água = 1 kcal/kg°C

Δt = aquecimento do líquido = 5,1°C/h

Q = quantidade de calor gerado = kcal/h

$$[Q] = [G.Ca. \Delta t] = [\text{kg} \cdot (\text{kcal}/\text{kg}^\circ\text{C}) \cdot ^\circ\text{C}/\text{h}] = \text{kcal}/\text{h}$$

$$Q \approx 200 \times 1 \times 5,1 = 1.020 \text{ kcal}/\text{h}$$

Considerando que 1 BTU = 0,252 kcal, 1 kcal = 3,968 BTU, temos:

$$Q = 1020/0,252 = 4.048 \text{ BTU}/\text{h}$$

Para a refrigeração do líquido, foi instalado um condicionador de ar, marca CONSUL, com capacidade de 15.000 BTU/hora, o que resulta num coeficiente de segurança (C_{ref})

$$C_{\text{ref}} = 15000/4048 = 3,7$$

O evaporador (parte fria) deste condicionador de ar foi instalado dentro do tambor de líquido, com ligação por meio de tubulação de cobre apropriada; o conjunto de refrigeração do líquido é comandado pelo termostato COEL que se encontra no Quadro de Comando e Segurança.

3.3.5 Quadro de Comando e Segurança – E

Considerando a diversidade dos equipamentos que consomem energia elétrica, foram efetuadas medições individuais dos conjuntos, aferindo-se a corrente consumida.

O equipamento Conjunto Eletrônico-F, de medição de pressão funciona com pequeno consumo de energia elétrica, sendo que o osciloscópio Tektronix e o amplificador Hartmann & Braun, funcionam em 127 V, com corrente a 1 A, o amplificador Kistler funciona em 220 V, com corrente inferior a 0,5 A,

Este equipamento, Tektronix, Hartmann & Braun e Kistler estão ligados diretamente à rede elétrica do Laboratório de Máquinas Térmicas, onde o **Simulador de Fadiga de Próteses Valvulares Cardíacas** está sendo desenvolvido, e a energia que consomem, não passa pelos disjuntores, relés e contadores, instalados no quadro de comando e segurança.

Outrossim, no quadro de comando e segurança existem dois equipamentos eletrônicos de baixo consumo de energia, ligados no próprio circuito do referido quadro de comando, quais sejam um termostato e um horímetro, itens 32 e 33 da figura 3.5.2.

3.3.5.1 Termostato e horímetro

Ambos da COEL, todos os demais aparelhos do quadro de comando e segurança são SIEMENS, os cabos e fios "terra" foram ligados em dois aterramentos existentes no Laboratório de Máquinas Térmicas.

Para avaliar os consumos principais de energia elétrica pelos motores do simulador de fadiga mediram-se as correntes e sabendo que estes motores trabalham com a tensão de 220 V, obtiveram-se os seguintes resultados:

A motobomba ABS com 9,0 A, o motor WEG com 2,8 A e o refrigerador CONSUL com 12,0 A, totalizando desta forma um consumo global de 23,8 Ampère; diante destes dados é que foram escolhidos os aparelhos, disjuntores, relés, contadores e fusíveis, bem como a bitola dos fios a serem utilizados.

A Figura 3.5.1 – Esquema Elétrico do Quadro de Comando e de Segurança – Estudo Simplificado, apresenta a disposição dos aparelhos, da fiação e tomadas.

As tomadas, entrada e saída, estão numeradas de 1 a 10, e os aparelhos de 11 a 33; esta disposição foi adotada, tendo em vista que a atual instalação do simulador de fadiga está provisoriamente no Laboratório de Máquinas Térmicas da UFPR. Posteriormente, quando for feita a instalação definitiva, em outro local, será estudada uma nova instalação de fiação, ou seja, entrada e saída mais apropriada em função do local.

3.3.5.2 Tomadas

Observando-se a figura 3.5.1, as tomadas e os demais componentes foram identificados com **números**, no texto em negrito, assim, o número **1**, é entrada de energia elétrica da rede do Laboratório de Máquinas Térmicas, 220 V, 60 Hz, 36 A, 3 fases + Neutro, cabos flexíveis 4x6 mm², onde N = Neutro, azul claro; U = Fase, preto; V = Fase, vermelho e W = Fase, azul escuro.

Saída auxiliar, é o **2**, com 220 V, 60 Hz, 5 A, 2 fases + Terra, cabos, flexíveis, 3x2,5 mm², prevista para o equipamento Kistler; **3** é a saída auxiliar, 127 V, 60 Hz, 10 A, 1 fase + Neutro + Terra, cabos flexíveis, 3x2,5 mm², prevista para os equipamentos Hartmann & Braun e Tektronix.

Pode-se observar que durante a execução, em ambas as saídas auxiliares, foram ligados filtros de linha, com 5 tomadas cada.

O número **4** era uma tomada auxiliar, que, durante a execução foi eliminada, tendo em vista a observação nos item 2 e 3 acima, o item **5**, é uma tomada auxiliar, utilizada para o **sistema de alarme**, independente da rede elétrica do Laboratório de Máquinas Térmicas; quando o contator 17, é desligado, liga-se automaticamente o terminal 21NC ao terminal 22NC, do contator, e quando o contator é ligado, desligam-se automaticamente os terminais citados.

Saída do circuito de proteção, **6**, fio amarelo + verde, para o termostato auxiliar e o pressostato, cabo flexível 1x1,5 mm². O circuito de proteção é energizado em 220 V e passa pelos seguintes aparelhos: fusíveis **13** e **14**, botão de parada **16**, botão de partida **15**, relé **12**, contator **17**, relé **26**, relé **28**, relé **30**, termostato auxiliar e pressostato.

Para o funcionamento do equipamento, todos os contatos ligados neste circuito de proteção, devem estar na posição "fechado", se qualquer um destes contatos "abrir", o contator **17** desliga todo o sistema, e a re-ligação só pode ser feita mediante a intervenção do operador.

Saída de energia **7**, para a moto-bomba ABS, 220 V, 60 Hz, 20 A, 3 fases + Terra, cabo flexível 4x2,5 mm²; **8** é saída para o equipamento WEG, 220 V, 60 Hz, 20 A, 2 fases + Terra, através de cabo flexível 3x2,5 mm², conectada à entrada do variador de frequência, cuja saída vai para o motor com energia elétrica de 3 fases, 220 V, frequência variável, de modo que o mesmo possa trabalhar entre 390 a 2.540 rpm.

Tomada para o sensor de temperatura PT-100 **9**, que se encontra dentro do reservatório principal, cabo flexível, 2 x 1.0 mm² + Terra; saída **10**, para o refrigerador Cònsul, 220 V, 20 A, 2 fases + Terra, 3 x 2,5 mm².

O aterramento elétrico, feitos em dois pontos distintos no Laboratório de Máquinas Térmicas, mostrados com T, "terra".

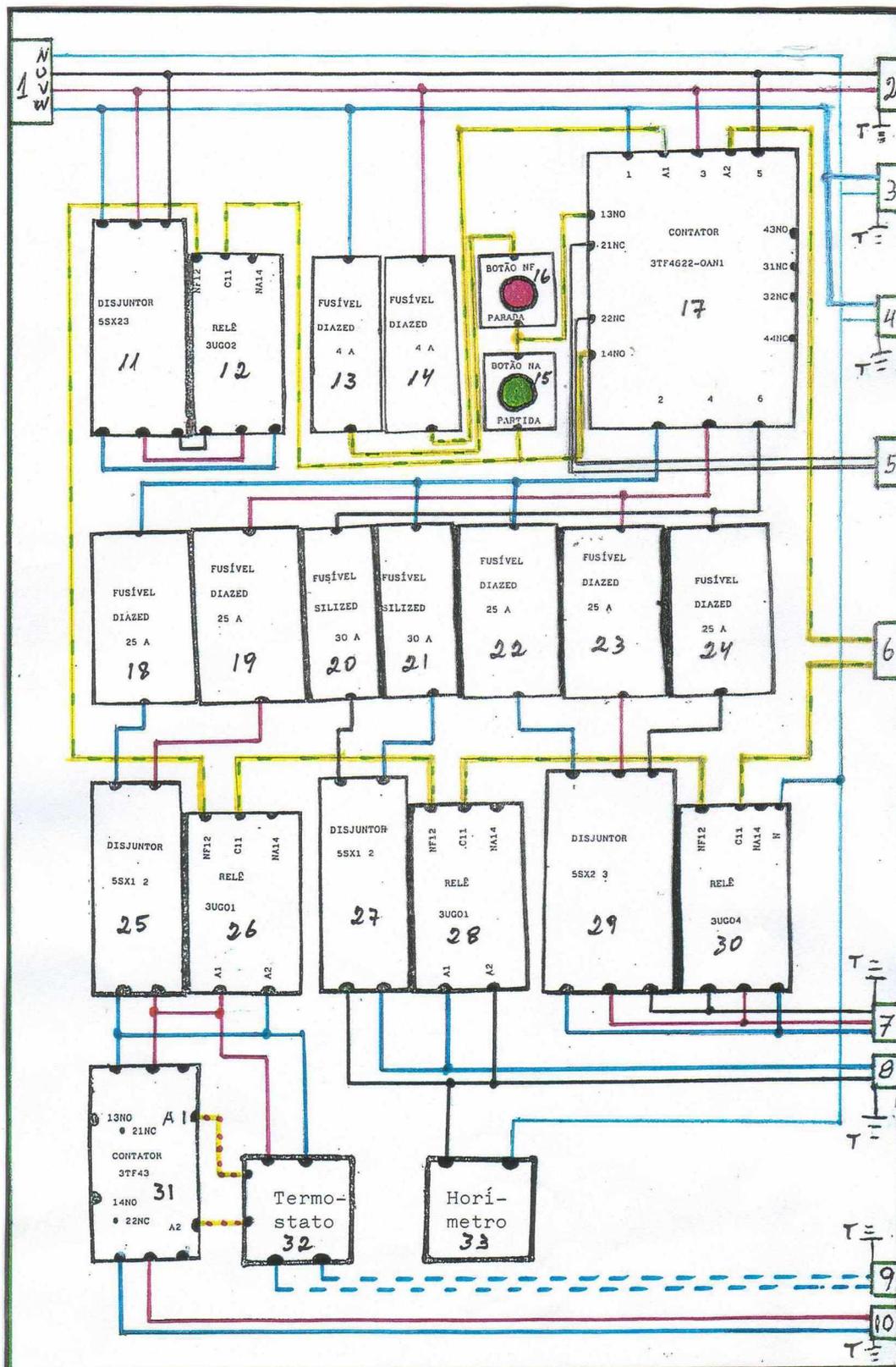


Figura 3.5.1 – Estudo Simplificado do Esquema Elétrico do Quadro de Comando e de Segurança.

3.3.5.3 Aparelhos

Como número **11**, é um disjuntor 5SX2325-7, 220 V, 25 A, 60 Hz, que ativa o circuito de proteção através do relé 12, permitindo a ligação do contator 17, através do botão de partida 15, pelo circuito de segurança; **12** é um relé 3UGO240 0AM07, 220 V, 3 fases, protege o conjunto da falta de fase, assimetria entre fases, e controle pré-fixado de mínima e máxima tensão.

Nesta aplicação, este relé foi regulado para mínima tensão em 200 V e máxima tensão em 240 V.

Os números **13** e **14**, referem-se a fusíveis, tipo Diazed, 220 V, 4 A; **15** é o botão de partida, com 220 V, 4 A, estando normalmente na posição "aberto"; o botão de parada **16**, com 220 V, 4 A, estando normalmente na posição "fechado".

O contator 3TF4622-0AN1, 220 V, 60 Hz, 45 A **17**, é ligado pelo circuito de segurança através do botão de partida 15, e é desligado pelo botão de parada **16**.

Como **18** e **19** identificam-se fusíveis Diazed, 220 V, 25 A, pertencem ao circuito de alimentação do Conjunto de Refrigeração do Líquido – D; fusíveis Silized **20** e **21**, 220 V, 30 A, do circuito de alimentação do motor elétrico WEG; **22**, **23** e **24**, como fusíveis Diazed, 220 V, 25 A, do circuito de alimentação da motobomba ABS.

Disjuntor 5SX1225-7, 220 V, 25 A, 2 fases **25**, proporciona a energia ao **26**, relé 3UGO1 40-OAM07, 220 V, de proteção, respectivamente, para o Conjunto de Refrigeração do Líquido – D; da mesma forma, **27** e **28**, respectivamente, para o motor elétrico WEG, sendo o disjuntor 5SX1225-7, 220 V, 25 A, 2 fases, e o relé 3UGO1 40-OAM07, 220 V.

Ainda, respectivamente, disjuntor 5SX 2310-7 **29**, 220 V, 25 A, 3 fases, que proporciona energia e **30** relé 3UGO4-OAM02, 220 V, N, protegendo a motobomba ABS.

Contator 3TF4311-OAN1 **31**, 220 V, 60 Hz, 22 A, que transmite energia elétrica ao Conjunto de Refrigeração do Líquido-D, é comandado por **32**, termostato COEL, 220 V, 60 Hz, eletrônico, regulado para a temperatura de +37° C +/- 2° C.

Caso este termostato for regulado para a temperatura de +37° C +/- 1° C, a frequência da intermitência de funcionamento do Conjunto de Refrigeração do Líquido – D, se torna elevada, prejudicando o seu funcionamento.

Finalmente **33**, trata-se de um horímetro COEL, 127 V, com 4 dígitos para hora e 2 dígitos, para décimo e centésimo de hora.

A montagem do quadro de Comando e de Segurança foi executada, observando a disposição dos aparelhos na mesma posição relativa prevista na Figura 3.5.1 – Esquema Elétrico do Quadro de Comando e de Segurança – Estudo Simplificado.

Assim, para facilitar a identificação dos aparelhos, numerou-se apenas alguns, com a mesma numeração da Figura 3.5.1 citada acima, conforme a Figura 3.5.2.

Quanto às tomadas, as mesmas foram montadas nos painéis laterais, esquerdo e direito; para a identificação das tomadas utilizou-se a mesma numeração que a da Figura 3.5.1 - Esquema Elétrico do Quadro de Comando – Estudo Simplificado.

3.3.6 - Conjunto Eletrônico de Medição de Pressões – F

Este conjunto, importado pela UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ, em 1972, é de uso corrente no Laboratório de Máquinas Térmicas, e compõe-se dos seguintes equipamentos:

3.3.6.1 Equipamento KISTLER-H&B

Composto de um amplificador, modelo EOMV 21, conforme ANEXO 4a e um transdutor de pressão, piezzo-elétrico, modelo 410B, Nº 50850, com as características: sensibilidade de 150,8 pC/at; linearidade de +/- 0,4 %; pressão de trabalho de 0 a 100 at.; temperatura de trabalho entre -150 e +240° C e variação do sinal, com pressão estática $\Delta V = 2,14$ mV/s.

Este equipamento permite calibragem com pressão estática apenas quando a duração da pressão é muito pequena; segundo a Kistler Instruments AG.

O mesmo destina-se à medição de pressão variável, podendo ser utilizado na medição de pressões "quasi" estáticas.

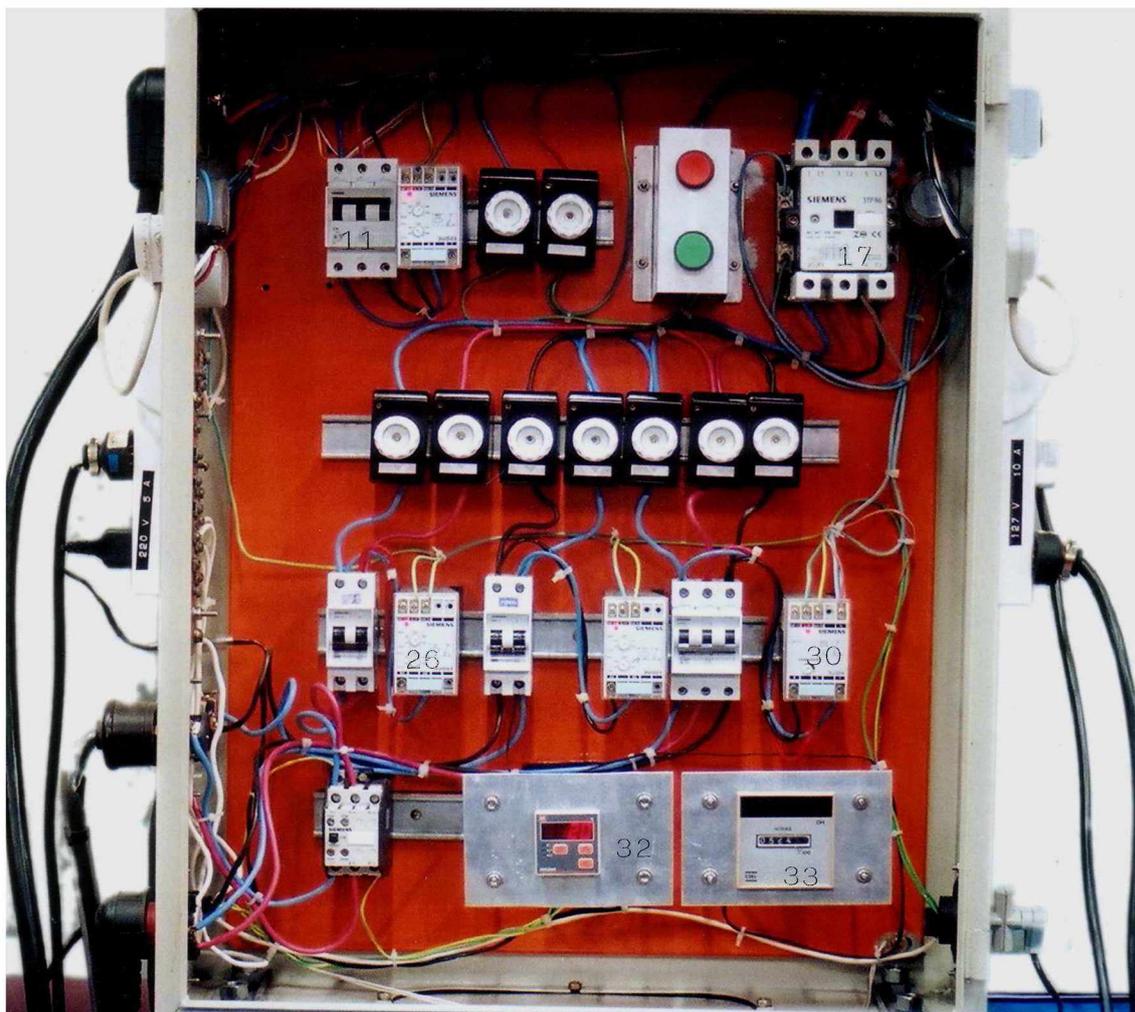


Figura 3.5.2 - Quadro de Comando e de Segurança – Vista Frontal.

Ao executar as primeiras medidas com este transdutor, verificaram-se grandes distorções no diagrama indicado pelo osciloscópio; isto se explica porque sua capacidade nominal é de 100 atm.

Na aplicação deste simulador de fadiga a pressão máxima é de 33 mH₂O, ou seja, aproximadamente igual a 3,3 atm, portanto, a medição com o equipamento Kistler, ficou abaixo de 3,3% da sua capacidade nominal, por este motivo, este equipamento só foi utilizado no início deste trabalho.

A figura abaixo, formada por duas fotos obtidas das laterais externas do Quadro de Comando e de Segurança, para facilitar a ilustração, sendo a lateral esquerda enunciada como figura 3.5.3 e lateral direita como figura 3.5.4.

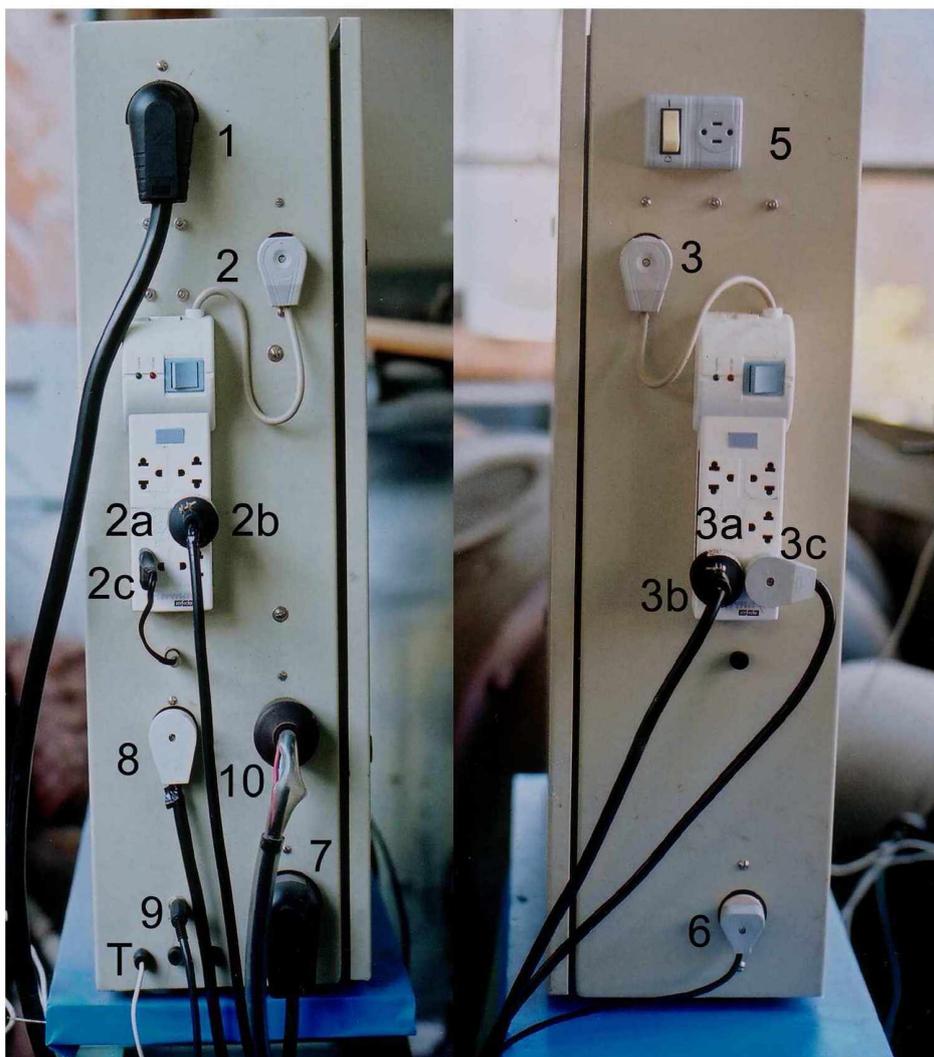


Figura 3.5.3 Lado esquerdo – Quadro de Comando e de Segurança, Vista Lateral Esquerda: 1 – Alimentação do quadro; 2 - Saída para o filtro de linha; 2a – Filtro de Linha; 2b – Saída para o equipamento Kistler; 2c – Saída para termostato OMEL; 7 – Saída para a Motobomba ABS; 8 – Saída para o equipamento WEG; 9 – Tomada para o sensor de temperatura PT100; 10 – Saída para o refrigerador Cònsul e T – Ligação de aterramento.

Figura 3.5.4 Lado direito – Quadro de Comando e de Segurança, Vista Lateral Direita: 3 – Saída para o filtro de linha; 3a – Filtro de Linha; 3b – Saída para os equipamentos Tektronix e Hartmann & Braun e 3c – Saída para o conjunto de Estroboscopia; 5 – Tomada auxiliar para um sistema de alarme independente da energia que alimenta o quadro de comando e 6 – Conexão do circuito de proteção ligado ao pressostato e termostato mecânico.

3.3.6.2 Equipamento HARTMANN & BRAUN

Sistema composto basicamente de um amplificador e dois transdutores.

- Sistema EOMV 26 com amplificador EOSE 423, item 2 da figura 3.6.1, conforme ANEXO 5a e 5b;

- Um transdutor de pressão diferencial, modelo EOSE 180, N° 1035, item 2 da figura 3.6.2, cuja pressão de trabalho situa-se entre 0 a 1,0 kgp/cm²; temperatura de trabalho entre -45 a +200° C e constante obtida por calibragem de 2,4860 mmHg/mV.

- E um segundo transdutor de pressão diferencial, modelo EOSE 180, N° 2307, item 3 da figura 3.6.2, com pressão de trabalho entre 0 a 3,5 kgp/cm², temperatura de trabalho entre -45 a +200° C e constante obtida por calibragem de 7,0988 mmHg/mV.

Maiores detalhes e características dos transdutores EOSE 180 podem ser vistas no anexo 6 a-b.

Estes transdutores, são do tipo indutivo e permitem a sua aferição com pressões estáticas e estas aferições estão nos ANEXOS 7 a-g e 8 a-g.

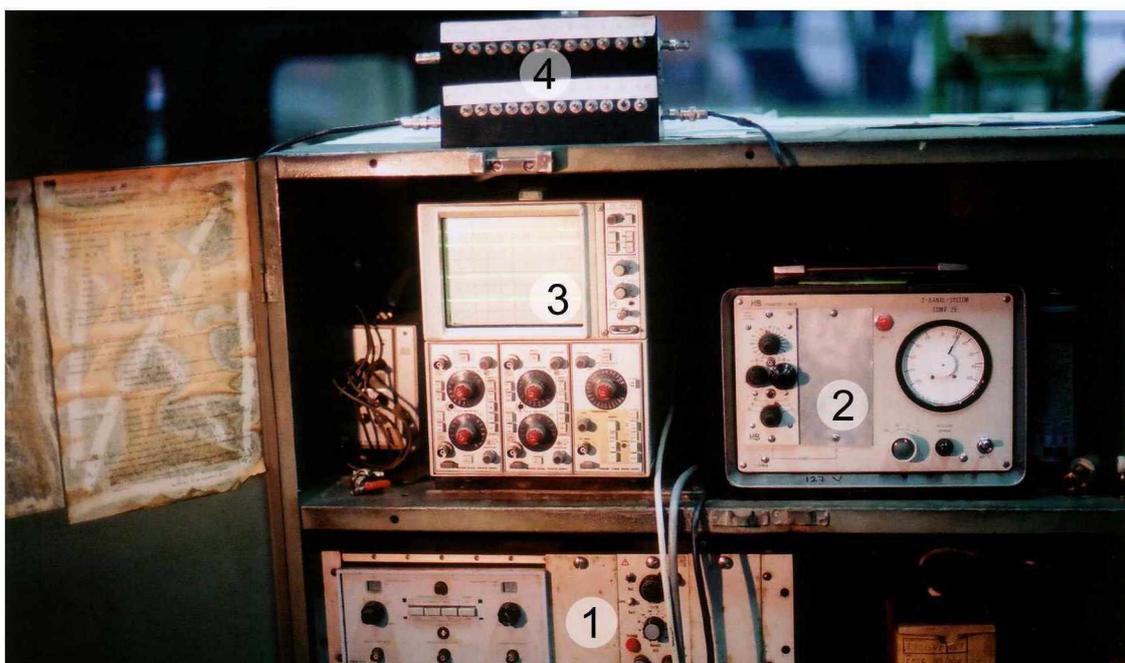


Figura 3.6.1 – Conjunto eletrônico de medição de pressão: 1 – Amplificador Kistler-Hartmann & Braun, modelo EOMV21; 2 – Sistema Hartmann & Braun, modelo EOMV26 com amplificador EOSE423; 3 – Osciloscópio Tektronix, modelo 5103N, com comandos: horizontal 5B10N e dois verticais 5A18N e 4 – Banco de capacitores de dois canais.

Para a aferição destes transdutores foram utilizados diversos equipamentos, conforme os ANEXOS 7 e 8; a coluna de mercúrio foi construída no Laboratório de Máquinas Térmicas da UFPR, conforme Figura 3.6.3.

3.3.6.3 Equipamento TEKTRONIX

O equipamento Tektronix, item 3 da figura 3.6.1, trata-se de um osciloscópio modelo 5103N, dispondo de:

- Um Comando Horizontal, modelo 5B10N, com regulagem calibrada e não calibrada, "Time Base Amplifier", onde a regulagem calibrada com **base no tempo** em 24 pontos, de 0,1 $\mu\text{s}/\text{div}$ à 5 s/div, com a seqüência padrão 1, 2, 5 e regulagem calibrada **com base na tensão** de 50 mV/div e 0,5 V/div.

- Dois Comandos Verticais, modelo 5A18N, com regulagem calibrada e não calibrada, duplo traço "Dual Trace Amplifier", onde a regulagem calibrada, com **base na tensão** em 12 pontos, de 1,0 mV/div a 5,0 V/div., com a seqüência padrão 1, 2, 5; assim têm-se 4 canais verticais, independentes na regulagem vertical, e simultâneos quanto à varredura horizontal.

Outrossim, este osciloscópio possui retenção de imagem "storage", cuja duração é suficientemente longa para as aplicações correntes.

3.3.6.4 Banco de Capacitores

O banco de capacitores, item 4 da figura 3.6.1, fabricado no Laboratório de Máquinas Térmicas, montado em 2 canais idênticos, compostos de capacitores ligados em paralelo, em ordem crescente de valores, isto é, 0.47, 1, 1, 2.2, 2.2, 4.7, 4.7, 10.0, 10.0, 22, 22 e 47 μF .

No qual, por meio de interruptores, possibilita a escolha de um ou associação de capacitores, experimentalmente, que de forma adequada, permite a eliminação de eventuais ruídos perniciosos sem atenuar o sinal elétrico na tela do osciloscópio.

A figura abaixo, formada por duas fotos, uma dos transdutores, a outra do dispositivo construído especialmente para a aferição daqueles; assim dispostas para melhor ilustração.

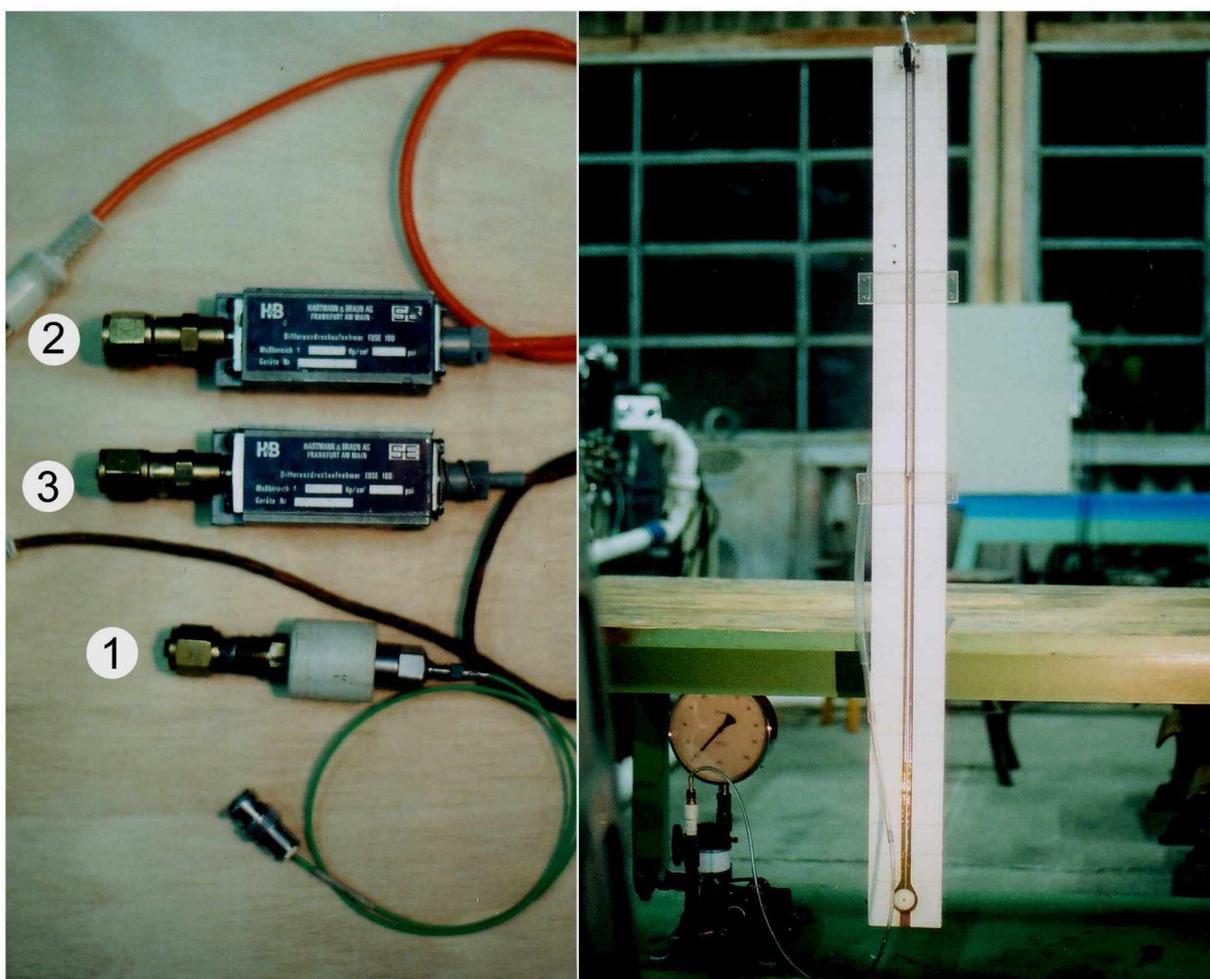


Figura 3.6.2 Lado esquerdo – Transdutores de pressão: 1 - Transdutor Kistler, modelo 410B, N°. 50850; 2-Transdutor Hartmann & Braun, modelo EOSE 180, N°. 1035 e 3 - Transdutor Hartmann & Braun, modelo EOSE 180, N°. 2307.

Figura 3 6.3 Lado direito – Equipamento de aferição de indicadores de pressão, com pressão estática: 1 - Coluna de mercúrio, capacidade de 1200 mm; 2 - Bomba manual de pressurização, VEB Messgerate Baierfeld/Erzgeb, N°. 2085, 500 kgp/cm².

4 RESULTADOS

No início deste capítulo, serão descritos os procedimentos para a operacionalidade do equipamento.

4.1 LIGANDO O SIMULADOR

A colocação do Simulador de Fadiga em funcionamento, deverá ser antecedida de completa verificação da alimentação elétrica, nível do líquido no reservatório principal, etc.

Uma das possibilidades para demonstração do funcionamento desta máquina foi esta a que se segue:

a. Próteses para ensaio: as próteses já estão fixadas, por sutura, nos anéis de suporte, conforme a figura 3.2.14, mostrada no capítulo anterior.

b. Alojamento das próteses: os anéis de suporte com a prótese, são alojados nos porta-válvula, figura 3.2.13, os quais são montados na máquina em apreço, observando que para esta apresentação, o lado **A** é para válvulas rígidas (mecânicas) e o lado **B** é para válvulas flexíveis (biológicas).

c. Abrir os registros:

- registro superior da tubulação de recalque, para permitir que parte da água pressurizada pela moto-bomba seja desviada para o reservatório principal, aliviando assim a pressão de alimentação da água nos porta-válvula;

- os registros à montante (amarelos) e à jusante dos porta-válvula (azuis).

Esta abertura, faz-se necessária, devido que em baixas rotações, no início de funcionamento, obtém-se altos níveis pressóricos.

d. Medidas de pressão: Instalar o transdutor de pressão diferencial no porta-válvula.

e. Ligar o equipamento eletrônico de medição de pressão.

f. Ligar a motobomba ABS.

g. Ligar o motor WEG de acionamento das válvulas rotativas na velocidade mínima, isto é, 390 rpm.

h. Com auxílio de um estetoscópio, utilizado em engenharia mecânica, do conjunto de estroboscopia, e observando o diagrama de pressões no osciloscópio, elevar a velocidade das válvulas rotativas para a velocidade prevista para o ensaio.

i. Atuando nos registros a jusante dos porta-válvula (azuis) e observando o diagrama indicado no osciloscópio, regular a pressão de fechamento de prótese valvular.

j. Repetir as operações d, h, e i acima, para os demais porta-válvula.

k. Aguardar a estabilização do sistema, na frequência desejada, temperatura, pressões e visualização da abertura e fechamento completo das próteses

l. Repetir a operação j, periodicamente, para as oito próteses.

4.2 RESULTADOS GRÁFICOS

Os resultados gráficos, quantitativos, foram obtidos dos diagramas indicados pelo osciloscópio Tektronix 5103 N, e são do tipo **pressão e tempo** (p,t).

O tempo é em abcissas, isto é varredura horizontal, **H**, em milissegundo por divisão (ms/div).

A pressão é em ordenadas, isto é deslocamento vertical, **V**, em milivolt por divisão (mV/div).

O transdutor de pressão diferencial, Hartmann & Braun, utilizado nestas medições, é o n.º 1035, cuja pressão de trabalho é de 0 a 1,0 kgp/cm², (0 à \approx 760 mmHg); cuja constante é $C_{1035} = 2,4860$ mmHg/mV, obtida por aferição, conforme o ANEXO 7 a-g.

Donde a escala de pressões na tela do osciloscópio, será: $p = C \times V$

$$p = 2,4860 \times V \qquad V = \text{mV/div} \qquad p = \text{mmHg/div}$$

$$[p] = [(\text{mmHg/mV}) \times (\text{mV/div})] = [\text{mmHg/div}]$$

As bases das medições são as divisões na tela do osciloscópio, (10 nas abcissas, varredura horizontal, **H**; e 8 nas ordenadas, deslocamento vertical, **V**), o

que permite a despreocupação com as escalas das fotografias dos diagramas indicados.

Observando o diagrama indicado na tela do osciloscópio, e utilizando a função de armazenamento "storage", pode-se ter a imagem congelada em uma varredura, por um tempo de até 10 horas.

Este tempo é suficiente para a análise das curvas, e das partes discretas das mesmas, bem como, também, para fotografar o referido diagrama.

As próteses rígidas (metálicas) foram estudadas em 1.200, 1.500, 1.800, 2.000 e 2.200 ciclos/minuto (rpm); ao passo que as próteses flexíveis (biológicas) foram estudadas em 1.000, 1.200, 1.500, 1.800 e 2.000 ciclos/minuto (rpm).

Como descrito, esta máquina comporta 8 próteses, quatro do lado A e quatro do lado B.

Por opção, no lado A foram instaladas 4 próteses rígidas (metálicas) e no lado B, 4 próteses flexíveis (biológicas).

Na tela do osciloscópio foram obtidos os diagramas indicados das 8 próteses, cujas fotografias permitiram as medições dos parâmetros relativos aos tempos e as pressões, sobre os quais foram efetuados os cálculos, conforme a tabela vista na figura 4.2.4.

A indicação da escala vertical em mV/div, foi convertida em pressão em mmHg/div, conforme aferição do respectivo transdutor de pressão.

As fotografias dos diagramas relativos às próteses nas posições A4, B3 e B4 foram obtidas no osciloscópio, conforme as figuras 4.2.1, 4.2.2 e 4.2.3.

Nestas fotografias têm-se:

A4 = prótese montada na posição A4

B3 = prótese montada na posição B3

B4 = prótese montada na posição B4

Hb1 = transdutor Hartmann B Braun, N°. 1035

D = transdutor HB1 medindo pressão diferencial, trans-protética.

1.000, 1.200, 1.500, 1.800, 2.000, 2.200 = velocidade da válvula rotativa, rpm, ou seja ciclos por minuto.

Estas fotografias foram obtidas com máquina fotográfica Nikon FM2, devidamente adaptada em suporte específico para obtenção de imagens no osciloscópio Tektronix.

A máquina fotográfica carregada com filme Kodak ASA 400, utilizando a abertura em 1.4 e velocidade de 1/8 seg; as fotografias foram editadas em computador.

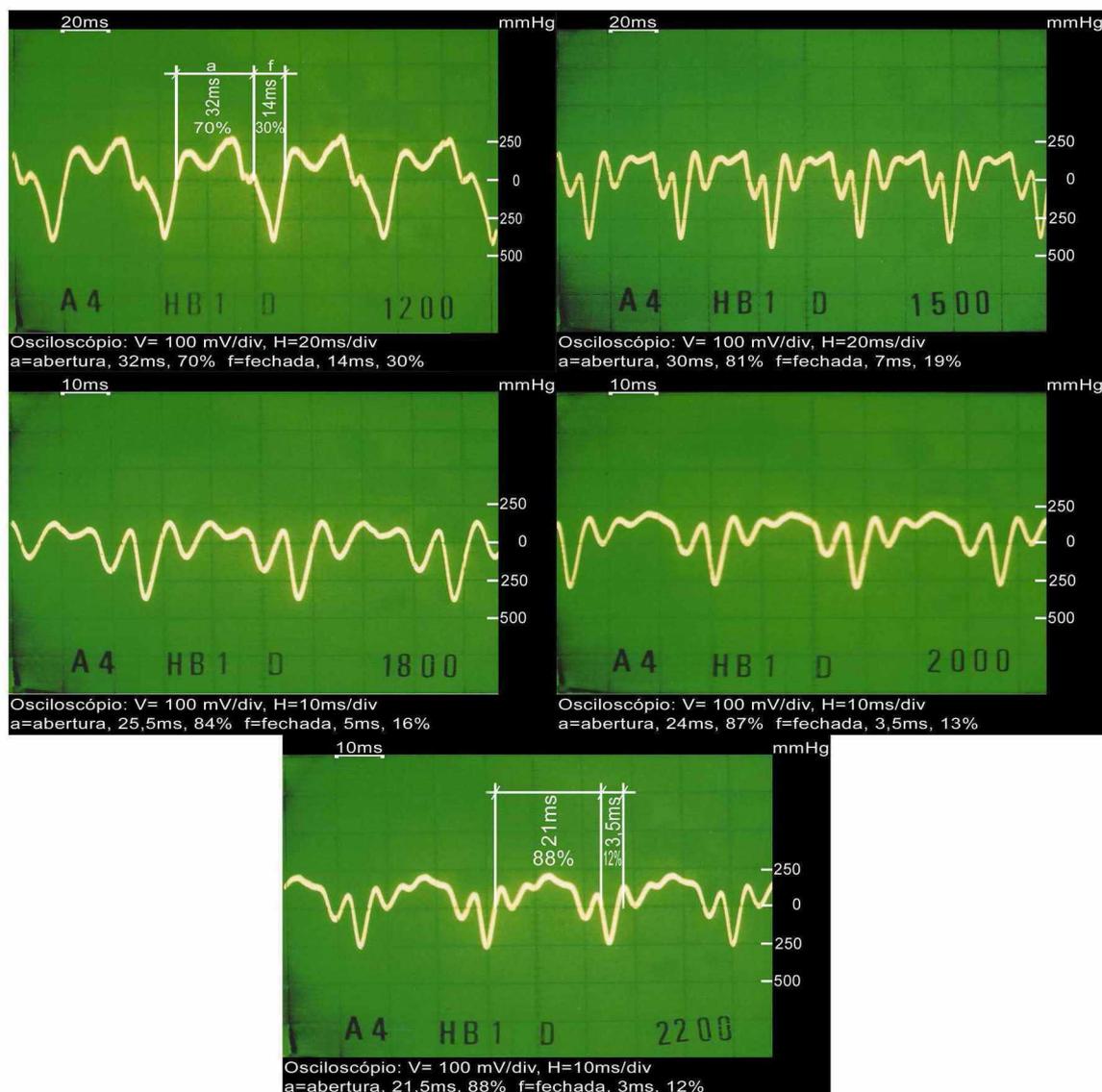


Figura 4.2.1 As pressões na parte acima do 0 (zero) são devidas ao fluxo com a prótese aberta, e as pressões na parte abaixo do 0 (zero) são as de fechamento da prótese.

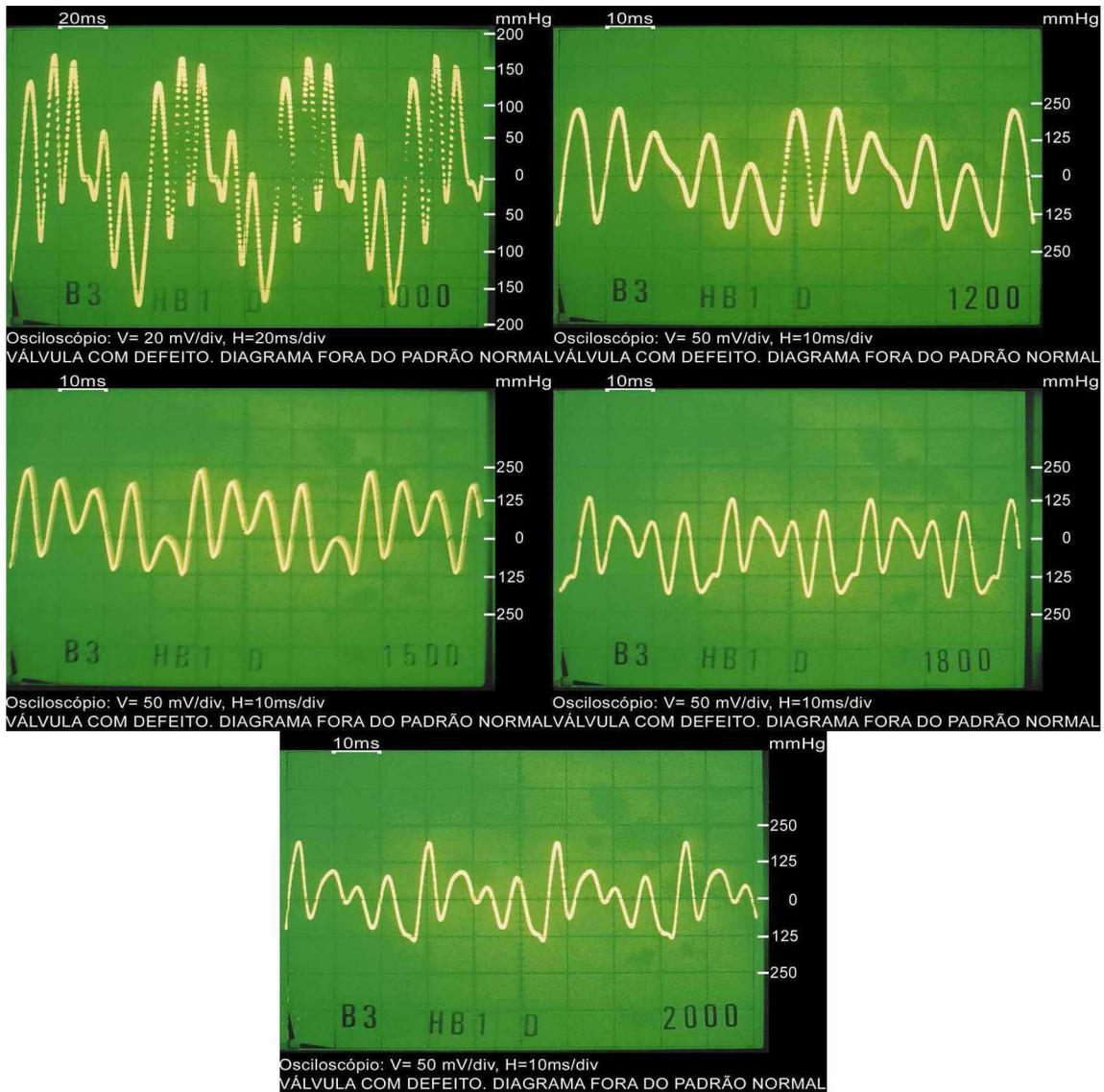


Figura 4.2.2 O diagrama de pressões é muito irregular, indicando defeito nesta bioprótese de 27 mm.

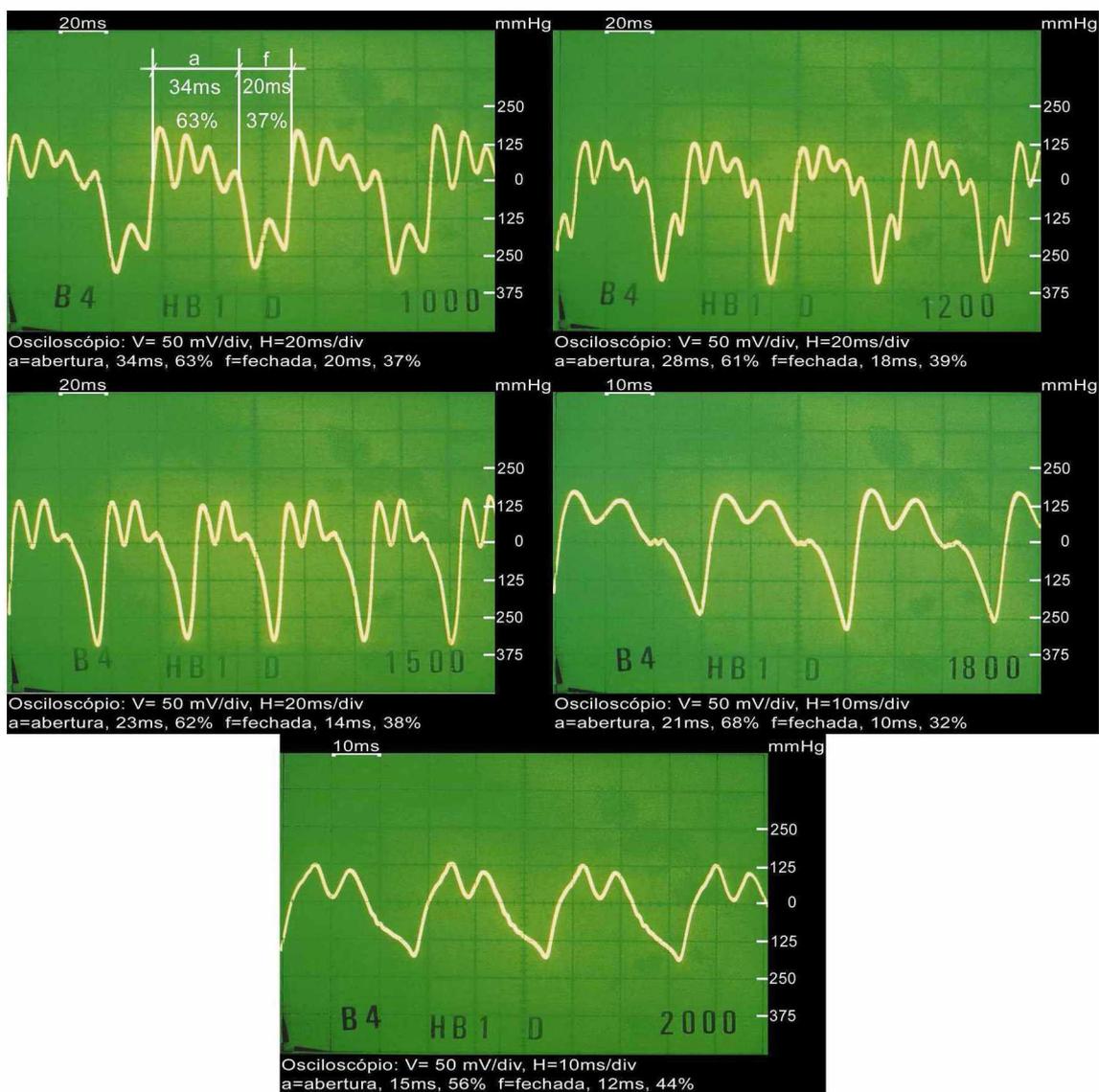


Figura 4.2.3 Nesta bioprótese de 27 mm, o aumento da velocidade faz com que o diagrama de pressões a 2000 ciclos por minuto, se aproxime dos valores fisiológicos.

PARÂMETROS DE VELOCIDADES, TEMPOS E PRESSÕES

Posição	MÁQUINA	Material	PRÓTESE			
	Velocidade		Pressão de Fecha-	Posição		
	rpm		mento da prótese	Aberta	Fechada	
	ciclos/min.	mmHg	%ciclo	%ciclo		
A 1	1200	RÍGIDO	750	84	16	
	1500		375	86	14	
	1800		375	87	13	
	2000		M-27	300	93	07
	2200		300	92	08	
A2	1200	RÍGIDO	350	89	11	
	1500		320	89	11	
	1800		370	87	13	
	2000		A-21	300	85	15
	2200		375	83	17	
A3	1200	RÍGIDO	925	84	16	
	1500		700	86	14	
	1800		950	87	13	
	2000		M-29	990	85	15
	2200		500	84	16	
A4	1200	RÍGIDO	400	68	32	
	1500		400	79	21	
	1800		400	86	14	
	2000		M-31	400	86	14
	2200		300	85	15	
B1	1000	FLEXÍVEL	140	69	31	
	1200		160	68	32	
	1500		130	71	29	
	1800		A-25	125	73	27
	2000		120	78	22	
B2	1000	FLEXÍVEL	110	85	15	
	1200		105	76	24	
	1500		90	76	24	
	1800		M-27	150	86	14
	2000		130	85	15	
B3	1000	FLEXÍVEL	Prótese com defeito			
	1200		Diagrama fora dos padrões			
	1500					
	1800					
	2000					
B4	1000	FLEXÍVEL	300	63	37	
	1200		350	64	36	
	1500		350	67	33	
	1800		A-21	260	71	29
	2000		200	60	40	

Figura 4.2.4. Tabela de dados obtidos nas fotografias tomadas nos diagramas no osciloscópio.

4.3 RESULTADOS VISUAIS

Os resultados visuais (qualitativos), são obtidos com a estabilização do sistema. É dada com o auxílio do conjunto de estroboscopia, sendo possível observar as próteses, nas posições totalmente abertas, totalmente fechadas e as posições intermediárias.

Nas próteses elásticas/flexíveis biológicas, pode-se observar as suas deformações em toda a área da cúspide, principalmente nos bordos de coaptação, quando se varia a pressão de fechamento.

Com cerca de 350 horas de funcionamento, a prótese na posição B3, apresentou irregularidades no seu funcionamento, o que foi comprovado pelo resultado gráfico, ver figura 4.2.2 e visual com as fotos 4.5.4 e 4.5.5.

Relembrando que 350 horas corresponde a $(350 \times 60 \times 2000)$ 42 milhões de ciclos ($4,2 \times 10^7$ ciclos), vide ANEXO 10 a-c.

As fotos escolhidas para a abertura e fechamento, foram aquelas obtidas em uma velocidade de 2.000 rpm ou seja 33.3 Hertz, assim na tabela 4.3.1, estão os ângulos encontrados nas posições médias, no sistema de estroboscopia para as aberturas completas, bem como os fechamentos totais das próteses em ensaio.

ÂNGULOS NA ESCALA DA LUZ ESTROBOSCÓPICA

Posição da prótese	ângulos medidos na escala graduada		Diferença, graus P_{mf} a P_{ma}
	P_{mf}	P_{ma}	
A1	360 = 0	190	170
A2	350	190	160
A3	150	360 = 0	210
A4	105	340	235
B1	195	360 = 0	195
B2	135	360 = 0	135
B3	25	180	155
B4	25	190	165

Figura 4.3.1 Tabela de ângulos na escala da luz estroboscópica referente a abertura e fechamento das próteses na velocidade de 2000 rpm (33.3 Hertz).

A abertura e o fechamento de uma prótese valvular, pode ser considerado em termos de medidas angulares, sendo um ciclo completo igual à variação de 0° a 360° , nesta consideração têm-se $360^\circ = 0^\circ$.

Diferença angular, é o intervalo angular em que a prótese em ensaio parte da posição totalmente aberta para a posição totalmente fechada, medido na escala angular de 0° a 360° , existente na parte móvel da capa protetora do sistema de estroboscopia.

Para o assunto em estudo pode-se considerar que a prótese, em funcionamento, apresenta seis ângulos notáveis, podendo ser medidos e seis pontos que podem ser definidos, quais sejam:

Ângulos:

- A_1 a A_2 prótese totalmente aberta,
- A_2 a F_1 prótese fechando,
- F_1 a F_2 prótese totalmente fechada,
- F_2 a A_1 prótese abrindo,
- P_{mf} a P_{ma} do ponto médio da válvula fechada ao ponto médio da válvula aberta,
- P_{ma} a P_{mf} do ponto médio da válvula aberta ao ponto médio da válvula fechada.

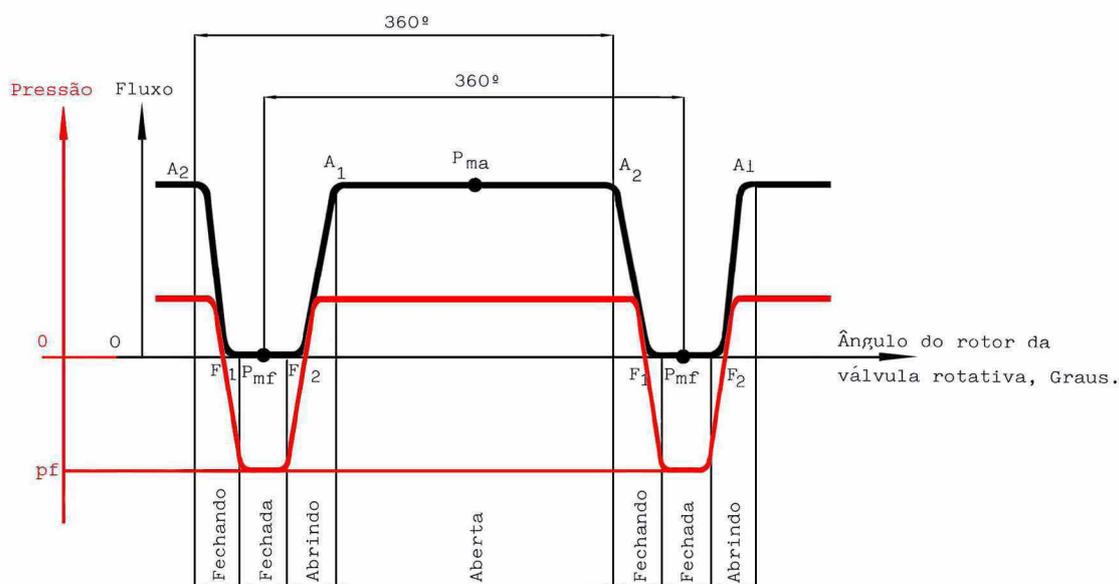


Figura 4.3.2 Esquema de conceito simplificado baseado nos ângulos e pontos observados com a estroboscopia.

Pontos:

- F_1 término do fechamento,
- P_{mf} ponto médio do ângulo da válvula fechada,
- F_2 início da abertura,
- A_1 término da abertura,
- P_{ma} ponto médio do ângulo da válvula aberta,
- A_2 início do fechamento.

A escala de 0° a 360° , fixada na parte móvel da capa protetora do sistema de estroboscopia, e onde se encontra uma das extremidades do cabo ótico, pode ser movimentada segundo seu eixo, por um ângulo de aproximadamente 270° , limitação esta imposta pelo cabo ótico.

Como a fixação do cabo ótico na capa móvel pode ser feita em dois pontos, opostos de 180° , pode-se observar, com a luz estroboscópica, todas as posições da prótese no seu ciclo de fechamento e abertura.

Assim, girando a capa móvel, é possível ler na escala os ângulos correspondentes aos pontos F_1 , F_2 , A_1 e A_2 , o que permite determinar, por interpolação nesta escala, os ângulos correspondentes aos pontos P_{mf} e P_{ma} .

Deste modo é possível determinar o ângulo P_{mf} a P_{ma} , o que, deva ser uma característica da prótese trabalhando nesta frequência e nestas pressões.

A regulagem da potência da lâmpada até o máximo de 300W, permite adequar a luz para a observação da prótese nas suas posições durante o ciclo.

Os pontos P_{mf} e P_{ma} podem ser denominados de **ponto morto fechado** e **ponto morto aberto**, nos quais a prótese esta totalmente fechada com pressão máxima ou totalmente aberta com fluxo máximo, respectivamente.

A título de exemplificação, dos ensaios, foram escolhidas algumas tomadas fotográficas, as quais orientaram o desenvolvimento do aparelho, bem como, possibilitaram a observação das nuances entre alguns tipos de próteses disponibilizadas para este trabalho.

4.4 PRÓTESES MECÂNICAS

No que tange as próteses mecânicas, as características de abertura e fechamento são na maioria inerentes às marcas e projetos, tanto é que a prótese Omnicarbon (n.º 29, monodisco, disco e anel em carbono pirolítico), vista nas fotos 4.4.2 e 4.4.3.

Quando totalmente fechada, foto 4.4.1, não passa praticamente nenhuma luz, só com o início da abertura que a mesma pode ser identificada.



Foto 4.4.1 Prótese totalmente fechada, frequência de 2.200 ciclos por minuto.

Observando a foto 4.4.1 evidentemente não se pode inferir, tipo de prótese, bem como característica de fechamento; o que aparece na foto, à esquerda, pode ser reflexo do equipamento fotográfico, ou mínima quantidade de luz atravessando a prótese.

A parede interna do porta-valvula, oriundo de conexão de PVC, é lisa e pode favorecer a presença de brilho.

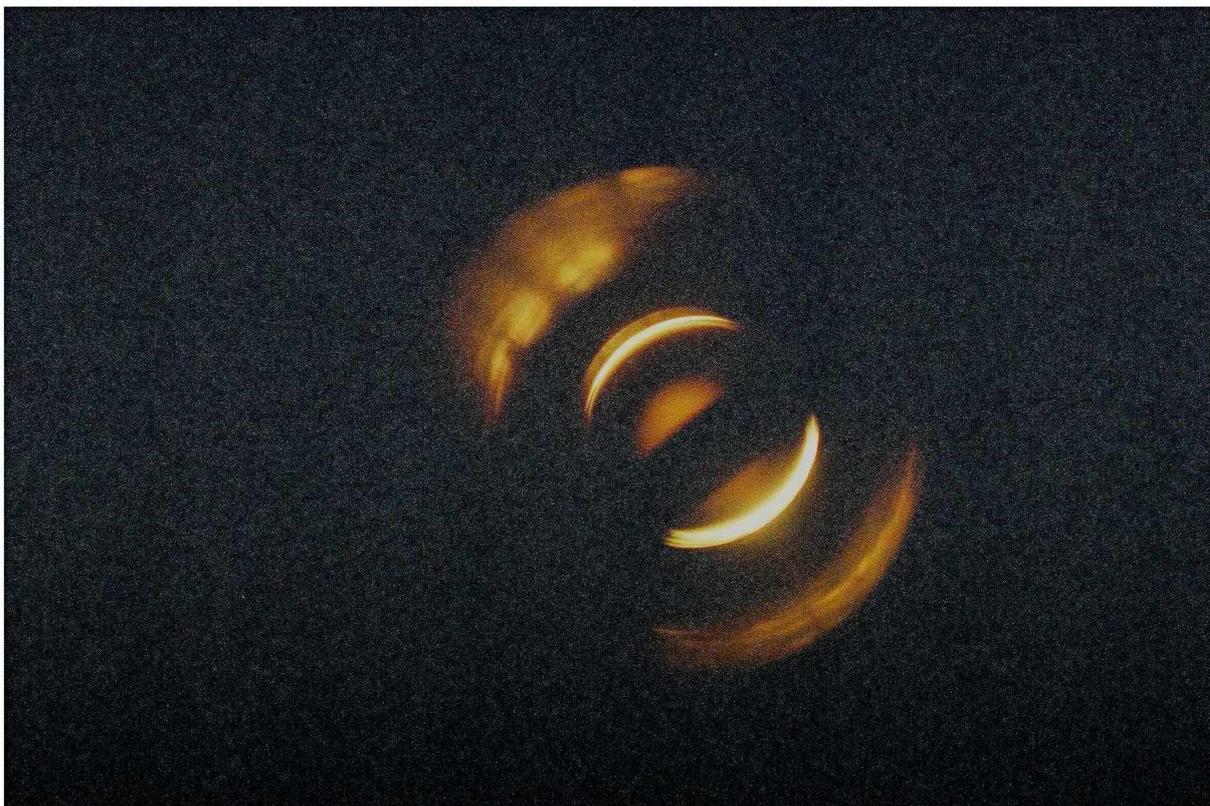


Foto 4.4.2 Prótese semi-aberta, vista a 2.200 ciclos por minuto.

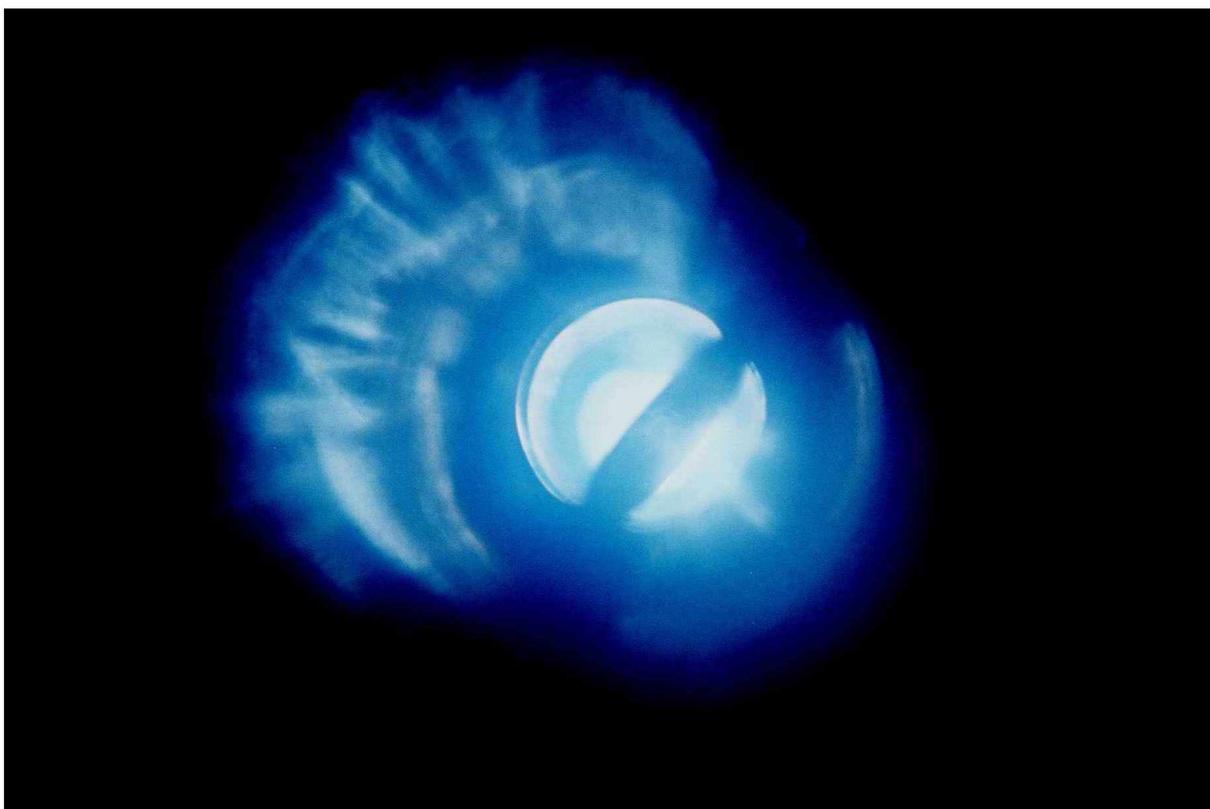


Foto 4.4.3 Prótese totalmente aberta, observada em 2.200 ciclos por minuto.

Já a Medtronic-Hall, vide fotos 4.4.4, 4.4.5 e 4.4.6, sua identificação é imediata, em qualquer fase do ciclo, tendo como característica o orifício central e o halo luminoso circundante entre o disco e o anel de metal.

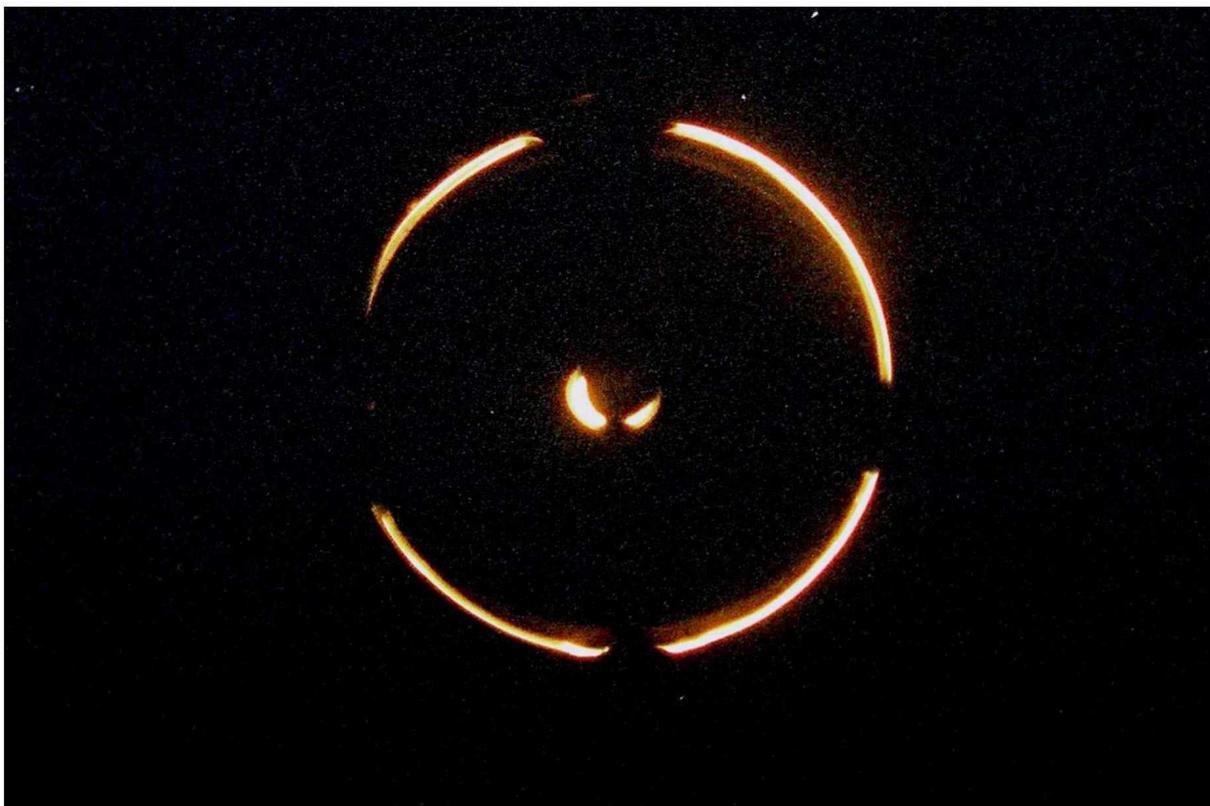


Foto 4.4.4 Prótese totalmente fechada, foto obtida a 2.200 ciclos por minuto.

Encontrou-se alguma dificuldade em achar o ponto exato do fechamento total desta prótese, no entanto a apresentação gráfica no osciloscópio inferia que a oclusão se fazia por completo.

Uma das características do anel deste tipo de prótese é ser metálico, apresentando brilho próprio, fez com que a intensidade da luz estroboscópica teve que ser diminuída em mais de 50%; assim mesmo o resultado fotográfico entre uma foto e outra, não foi homogêneo.

O brilho circundante do anel, traz a falsa impressão de haver um espaço maior que o real no assentamento e coaptação entre o ânulo metálico e o disco de carbono.



Foto 4.4.5 Prótese semi-aberta, foto obtida a 2.200 ciclos por minuto.

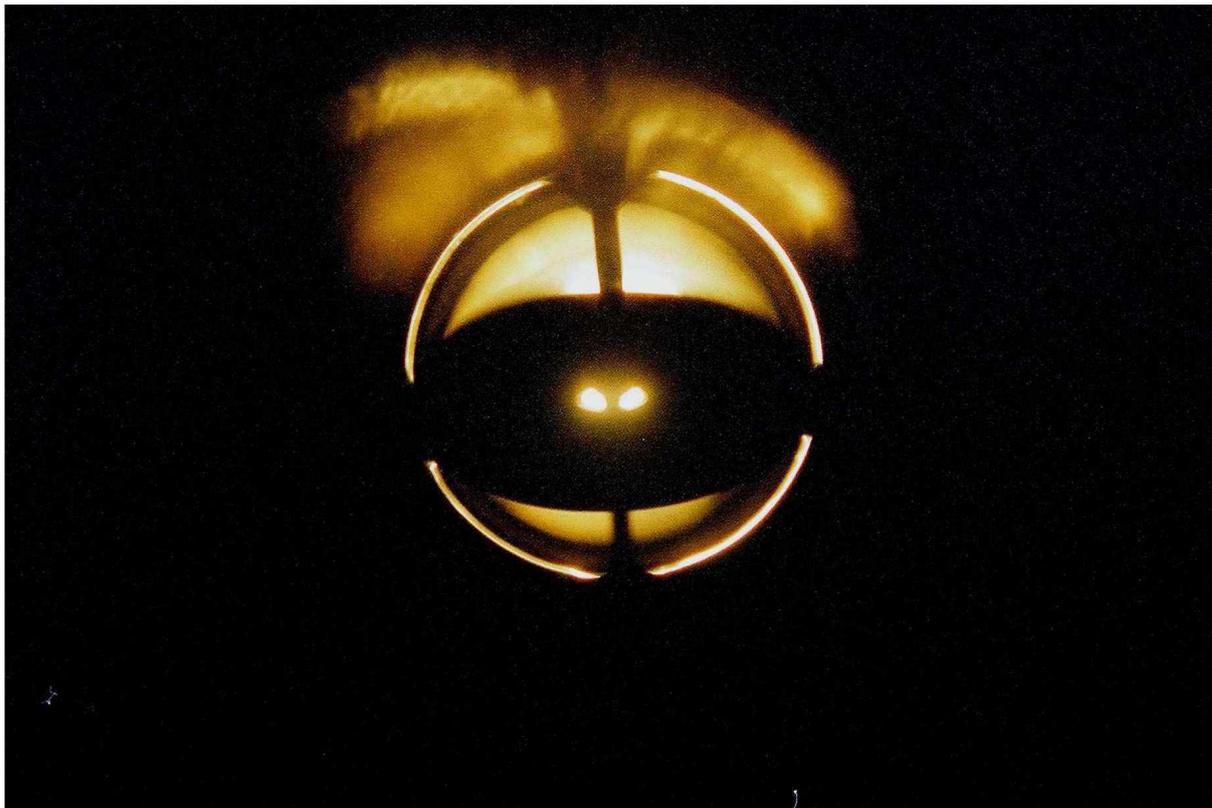


Foto 4.4.6 Prótese totalmente aberta, foto obtida a 2.200 ciclos por minuto.

O mesmo acontecendo com a Saint'Jude Medical fotos 4.4.7, 4.4.8 e 4.4.9, anel e hemidiscos em carbono, característica principal a passagem do fluxo em três caminhos: dois externos e uma fenda central.

É possível também observar, que em regimes diferentes de pressão e frequência, a velocidade de fechamento e abertura entre os dois folhetos não apresenta características de simultaneidade.

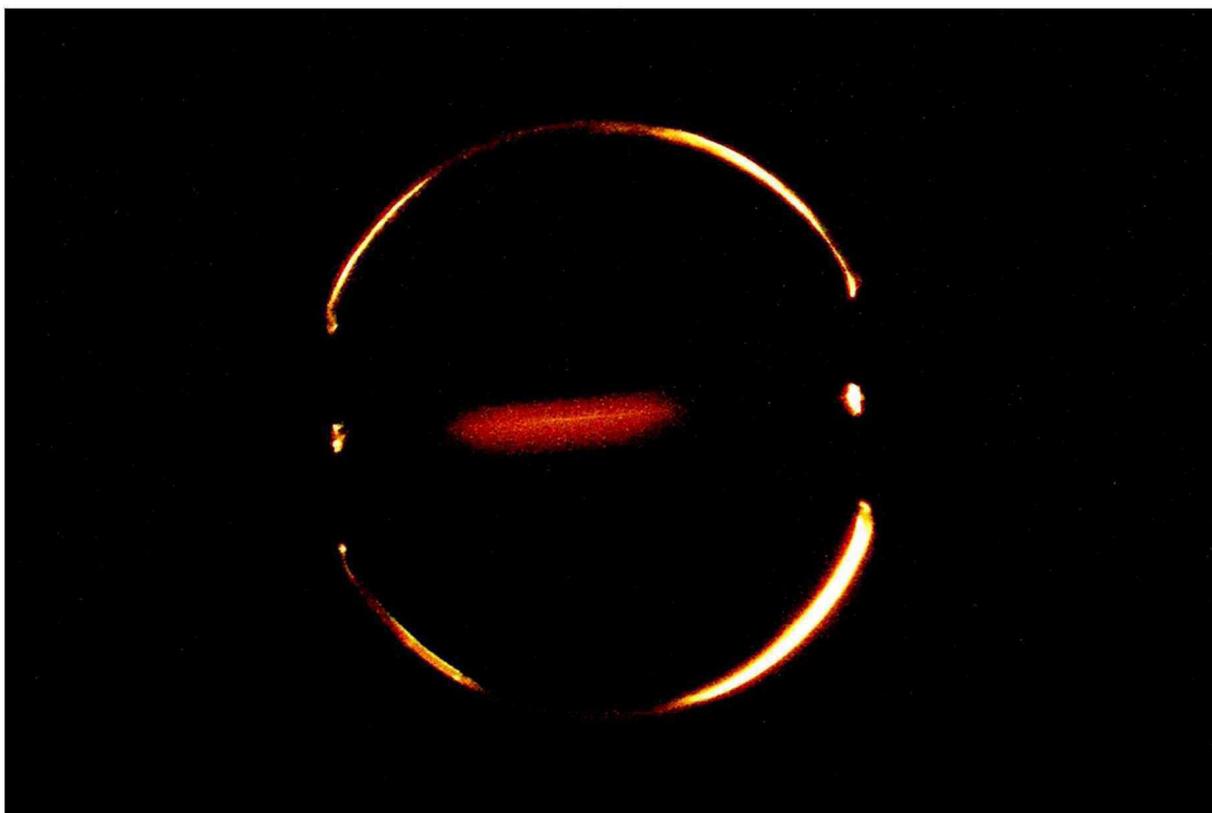


Foto 4.4.7 Prótese totalmente fechada, fotografada a 2.200 ciclos por minuto..

A característica desta prótese é ter estrutura, anel e hemi-discos em carbono, assim o brilho resultante foi menor que o encontrado naquela de anel metálico; talvez a presença de mínimas diferenças temporais de fechamento entre os hemidiscos, faça com que alguma luz atravesse a prótese, mas observando o diagrama de pressão infere-se que a mesma fechou completamente.

Foi perfeitamente possível observar inclusive detalhes do sistema de articulação, principalmente nas posições intermediárias entre a abertura e o fechamento.

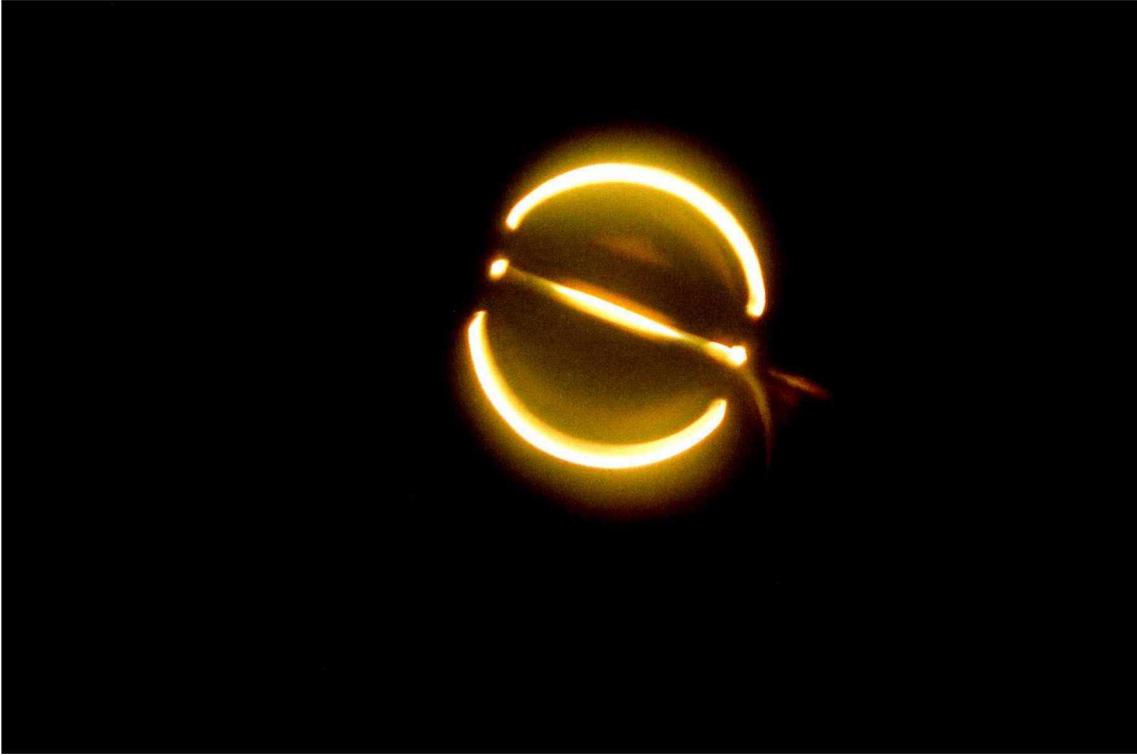


Foto 4.4.8 Prótese semi-aberta, foto obtida a 2.200 ciclos por minuto..

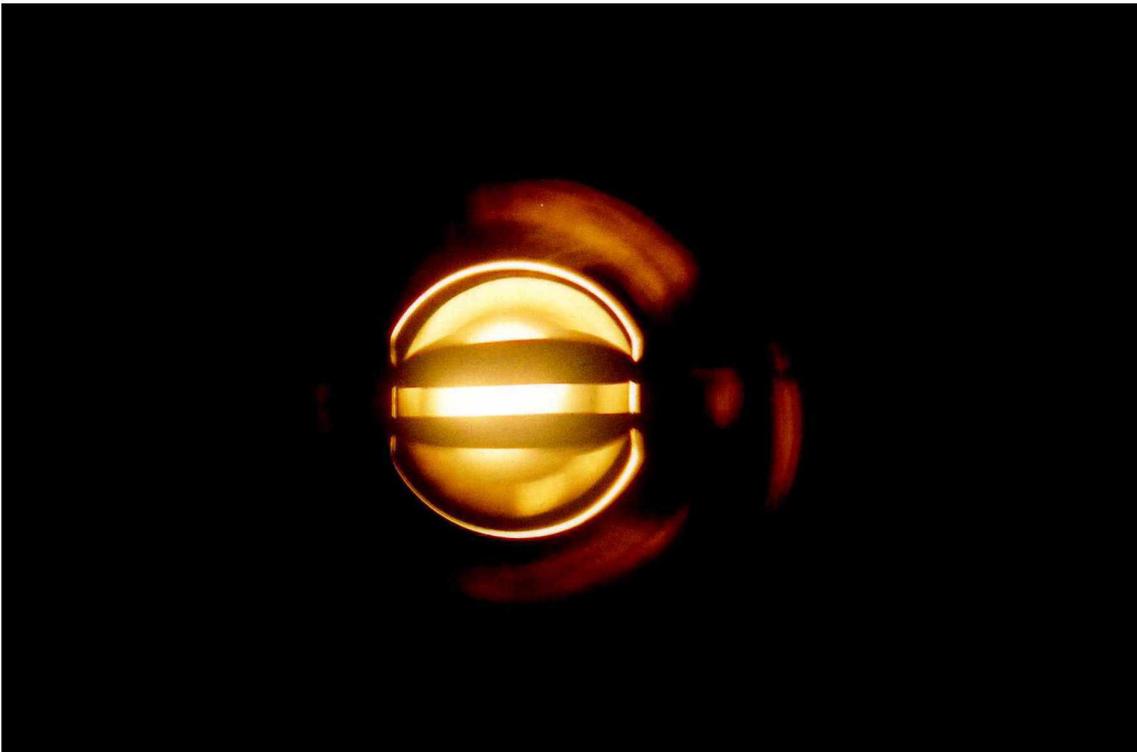


Foto 4.4.9 Prótese totalmente aberta, fotografada a 2.200 ciclos por minuto.

Entre as próteses mecânicas, a que apresentou maior resistência à esforços aleatórios inerentes ao desenvolvimento do aparelho, foi a Lillehey-Kaster.

Cada uma das diferentes próteses utilizadas, por assim dizer, tem seu ponto fraco, onde ocorrem as rupturas.

Nas de disco único, seja plano ou côncavo-convexo, as fraturas ocorrem geralmente nas bordas dos discos com sugestão do formato do batente de fechamento, como é possível ver na foto 4.4.10, numa Ominscience n.º 25.



Foto 4.4.10 Uma das formas de fratura em um monodisco

Nas de duplo folheto, ocorreram deslocamentos dos hemidiscos por fraturas dos retentores nos pontos de articulação no anel.

Vale lembrar que no desenvolvimento do aparelho, houve vazamentos em diferentes pontos de sua construção, seja por falhas estruturais ou por se ter opção inadequada de material.

Assim para a realização de testes de alguns tipos de materiais, foi necessário trabalhar em regime de pressões elevadas, assim teve-se fraturas das próteses sem que houvesse falhas nas mesmas.

4.5 BIOPRÓTESES

Com as biopróteses, uma identificação imediata, passível de ser feita, é quanto à origem do material utilizado na sua confecção, observa-se uma maior homogeneidade nas de pericárdio bovino, diferente das cúspides de origem porcina.

Quando a observação se faz com a bioprótese totalmente aberta, a identificação é praticamente impossível, mesmo com a diminuição da quantidade de luz, a visão perpendicular das cúspides seria importante nesta situação.



Foto 4.5.1 Bioprótese totalmente fechada, foto obtida a 2.000 ciclos por minuto.

Conquanto nas próteses mecânicas pequenas variações de regulagens, refletem de imediato na curva de pressão, nestas o fenômeno visual antecede às variações gráficas.

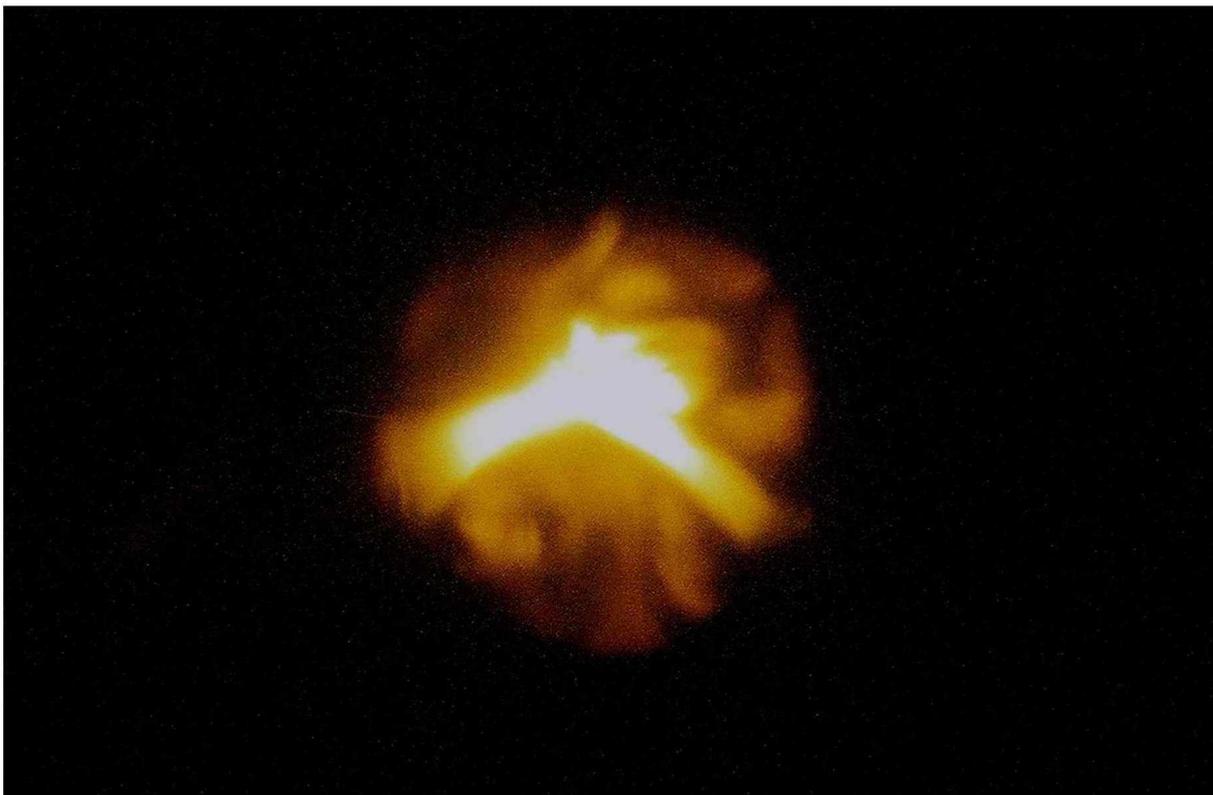


Foto 4.5.2 Bioprótese semi-aberta, foto obtida a 2.000 ciclos por minuto.

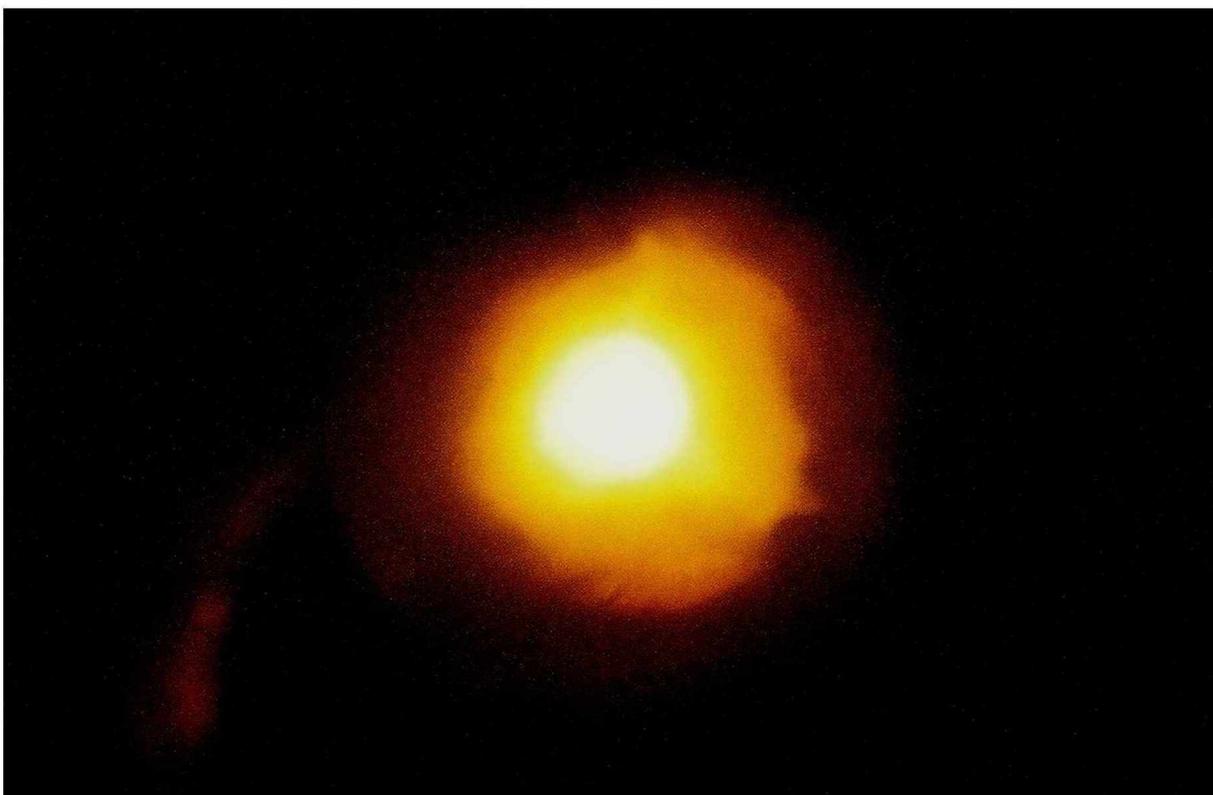


Foto 4.5.3 Bioprótese totalmente aberta, fotografada a 2.000 ciclos por minuto.

Como nas próteses mecânicas de duplo folheto, aqui foi muito mais demonstrativo o movimento irregular de abertura e fechamento das cúspides, mesmo numa mesma frequência e pressão.

Uma das características das biopróteses, é ser possível ter uma identificação individual de cada exemplar, isto é, cada válvula tem sua maneira intrínseca de abertura e fechamento de suas cúspides, seja para um mesmo diâmetro, material, fabricante, projeto, pressão, frequência, etc.

Em uma mesma bioprótese, submetida a um regime de trabalho, conforme o preconizado pelos protocolos, como os do FDA, é possível, com mínimas variações de pressão, fluxo ou frequência, levar a nuances individuais de comportamento, como alterações nos bordos das cúspides, bordos de coaptação, deformação dos postes de sustentação, etc.

A observação destes fenômenos em um projeto, pode fornecer indícios que prognosticam um bom funcionamento ou uma previsão de fadiga precoce.

A bioprótese instalada na posição B3, vide fotos 4.5.4 e 4.5.5, cujo defeito foi observado inicialmente na curva de pressão e a seguir no aspecto visual, apresentou detalhes comuns aos encontrados em reoperações de substituição de bioprótese.

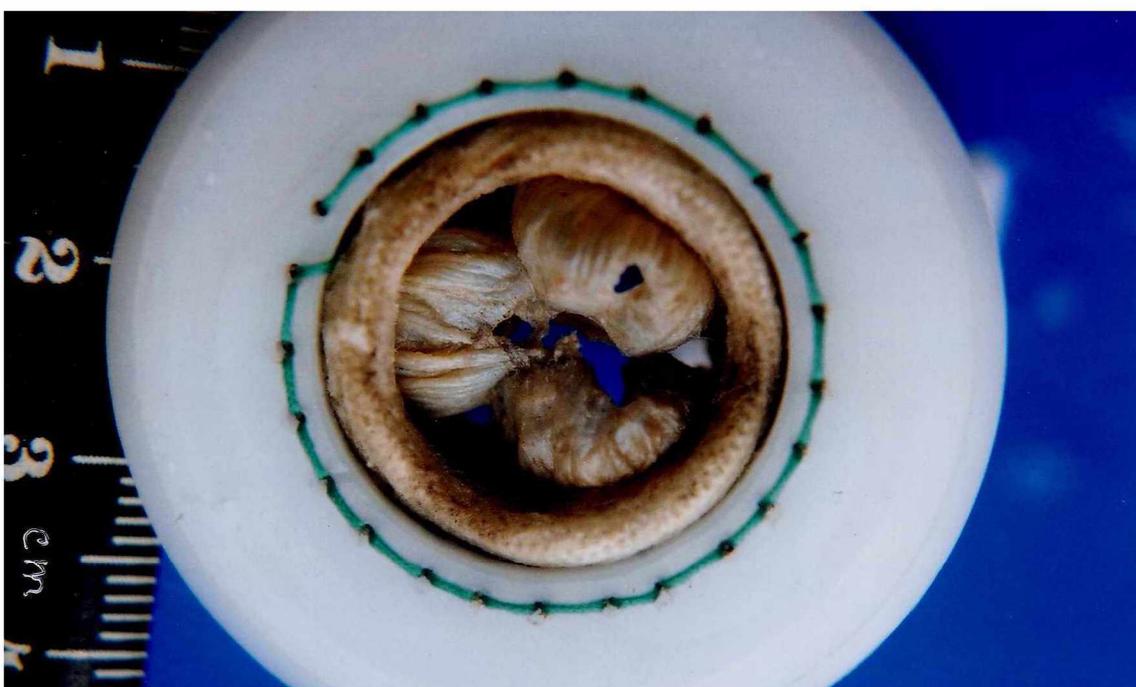


Foto 4.5.4

Vista superior de uma bioprótese com defeito.

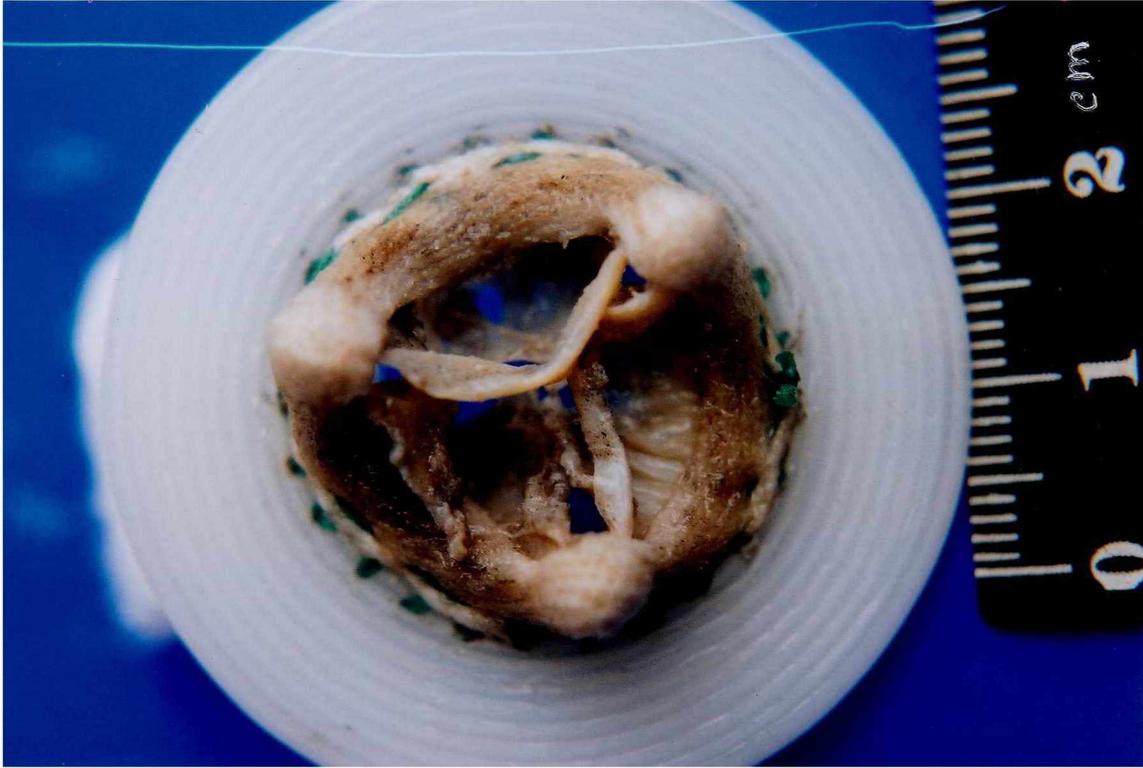


Foto 4.5.5

Vista inferior da bioprótese com defeito.

5 DISCUSSÃO

Após, demorado estudo em simuladores de pulso e observando o desenvolvimento de três modelos diferentes no Laboratório de Máquinas Térmicas da UFPR., já havia uma visão de quão difícil seria o desenvolvimento de um simulador de fadiga para as próteses valvulares cardíacas.

Mesmo assim, assumiu-se que a seqüência do estudo estaria estrangulada, caso não se continuasse nesta área. As variáveis encontradas na literatura, pareciam ser de ordem pessoal dos operadores dos simuladores já existentes.

No entanto, quando se partiu para a construção do primeiro protótipo, é que descobriu-se, que as variáveis são ainda maiores; desta maneira compreendeu-se quanto difícil é para as agências normalizadoras dar diretrizes de uniformidade, seja nas características da máquina como suas operações e regulagens.

A necessidade de uma máquina que simule fadiga em nosso meio seria tão importante como foram os simuladores de pulso, assim partiu-se dos estudos iniciais de Barnard em 1958 até os recentes e sofisticados de Gabbay e Reul, não esquecendo dos demais.

Os desafios começaram com o sistema de geração de fluxo, sendo em nosso meio o mais factível, semelhante ao desenvolvido por Clark, isto é, válvulas rotativas submetidas a um fluxo e pressão constante.

Para que se pudesse ter a possibilidade de tratamento estatístico nos resultados, optou-se por desenvolvimento de um aparelho que disponibilizasse trabalhar com até oito câmaras de ensaio; nem tão pouco como apenas uma câmara desenvolvida por Elizondo e nem tanto como doze utilizadas por Helmholtz.

O suporte das próteses também foi um percalço no caminho, quando se obtinha boa visibilidade, perdia-se em resistência e durabilidade e vice-versa. O último suporte descrito, não tem nenhum semelhante na literatura, mas permite boa observação durante os ensaios, mostrando-se resistente bem como permitem tomadas de pressões em vários pontos.

A escolha do fluido, não apresentou muitas opções, devido às limitações impostas às características do Laboratório de Máquinas Térmicas; a opção não se limitou a apenas água como Elizondo ou tanto quanto o sangue como Almond.

Água adicionada de Nitrito de Sódio e Formalina, como foi escolhida, se mostrou solução menos corrosiva e ao mesmo tempo impedindo crescimento de fauna e flora, o pH manteve-se estável em torno de 7,1.

Na maior parte dos estudos observados na literatura, os autores optaram por trabalhar em frequências entre 900 a 1.500 ciclos por minuto; neste trabalho optou-se como meta trabalhar acima destes valores, apesar da possibilidade de ir até 2.540 ciclos por minuto, limitados pelo motor disponível, houve preocupação com o desempenho em 2.000 ciclos por minuto.

Assim, raciocinou-se, assumindo uma marcha cardíaca com a frequência de 72 ciclos por minuto, pressão arterial sistólica 120 mmHg e pressão arterial diastólica 80 mmHg, tem-se:

$$\begin{aligned} \text{Frequência} &= 72 \text{ ciclos/minuto} = 1.2 \text{ Hertz.}, \\ \text{donde o período será: } T_c &= 0,8331 = 833 \text{ ms.} \end{aligned}$$

Assumindo uma duração de sístole de 30% do ciclo, tem-se que o tempo de sístole é

$$T_s = 0,30 \times 0,833 = 0,25 \text{ s} = 250 \text{ ms.}$$

Nestas condições a duração da diástole é de 70% do ciclo, tem-se que o tempo de diástole é

$$T_d = 0,70 \times 0,833 = 0,583 \text{ s} = 583 \text{ ms.}$$

As válvulas cardíacas protéticas são válvulas de retenção, isto é, devem permitir o fluxo somente num sentido, impedindo por fechamento automático o fluxo no sentido contrário, e só abrem, permitindo o fluxo anterógrado quando a pressão a montante é maior que a pressão a jusante e se fecham naturalmente pela inversão destas pressões.

Considerando que no ventrículo esquerdo, a válvula mitral é de admissão e a válvula aórtica é a de saída, as duas trabalham em regimes diferentes, e a área efetiva de fluxo da mitral é maior que a aórtica.

O funcionamento alternativo do ventrículo, produzindo o bombeamento do sangue (fluido), a grosso modo, pode ser dividido em duas partes, diástole ou admissão e sístole ou expulsão.

Na diástole a válvula de admissão (mitral), se abre permitindo a entrada do fluido com baixa pressão transvalvar, o que, aliado à maior área efetiva de fluxo, produz velocidades de admissão relativamente baixas, número de Reynolds pequenos e regime pouco turbulento.

Conseqüentemente as forças de arraste e as pressões diferenciais que atuam sobre as cúspides são pequenas.

A válvula aórtica durante a diástole permanece fechada com pressão diferencial nas cúspides relativamente elevada, decrescente de 120 mmHg para 80 mmHg, porém com grande duração, cerca de 70% do ciclo.

Na sístole a válvula mitral está fechada, sujeita à máxima pressão diferencial nas cúspides que ocorre no sangue (fluido) dentro do ventrículo esquerdo, cerca de 160 mmHg, porém com duração relativamente curta, cerca de 30% do ciclo.

Por outro lado, a válvula aórtica está aberta, com fluxo elevado que produz maior arraste nas cúspides, alta velocidade do sangue (fluido), grande número de Reynolds, cerca de 3.300, OKUNO et al.⁶⁹ e conseqüentemente grande turbilhonamento.

Durante a sístole, a pressão intraventricular deve ser tal que vença a pressão existente na aorta, abra a válvula aórtica, acelere o fluido produzindo a ejeção e vença as perdas de carga na válvula aórtica.

Com isto têm-se condições diferentes no funcionamento nas válvulas mitral e aórtica, o que cria grandes dificuldades no estudo (pesquisa e desenvolvimento) dos simuladores de fadiga para tais estruturas, devido às forças de inércia presentes no funcionamento em alta freqüência.

Em resumo pode-se afirmar que na válvula mitral o fluxo de admissão é com menor pressão diferencial, maior tempo de permanência, sendo menores as velocidades, número de Reynolds e turbilhonamentos; a pressão de fechamento é maior, porém com duração menor.

Na válvula aórtica o fluxo de saída é com maior pressão diferencial, menor tempo de permanência, sendo maiores as velocidades, número de Reynolds e turbilhonamentos; a pressão de fechamento é menor, porém com duração maior.

Evidentemente trabalhar na freqüência de 2.000 ciclos por minuto, trouxe dificuldades em limitar as pressões no nível inferior preconizadas pelas normas das

agências reguladoras; tanto é que foram utilizadas as próteses mecânicas para o início dos trabalhos.

Esta escolha se deu pela facilidade de manuseio, sem a necessidade de mantê-las hidratadas e por ter conhecimento de sua resistência e comportamento pelos trabalhos da literatura, servindo assim como padrão nos ensaios; tanto as de monodisco ou de duplo folheto, foram as que mais tempo permaneceram e suportaram os mais diversos regimes de trabalho.

Foram necessários interpor mecanismos que amortizassem as pressões elevadas obtidas com as próteses mecânicas e que acumulassem energia para as próteses biológicas, assim conseguiu-se pressões aceitáveis, não tão baixas como Barbaro e nem tão altas como Clark.

Estabelecer valores mínimos como preconizados pelas principais agências normalizadoras como o FDA e ISO, traz dificuldades tanto para repetibilidade como a reproducibilidade; a proposição de uma faixa limite de valores pressóricos, próximos aos fisiológicos ou mesmo ligeiramente acima, traria mais confiabilidade nos parâmetros comparativos.

Quanto à temperatura de funcionamento, houve consenso em quase todos pesquisadores, assim também, conseguindo-se segurança na estabilidade térmica em torno de 37°C com liberdade de mais ou menos um grau.

As medidas de fluxo tornaram-se mais complexas, pois não houve disponibilidade de aparelhagem para aferição instantânea; a adaptação de um aparelho tipo magneto hidrodinâmico, para estudos em pequenos vasos sanguíneos, resultou numa perda de tempo muito longo e não trouxe dados positivos. No entanto, a medida de fluxo minuto ficou na mesma faixa dos encontrados nas pesquisas de literatura.

As características do fluxo trans-protético, também foram outro ponto que tecnologicamente ficou a dever; mas se parece inviável trabalhar nestas frequências e obter fluxos não tão turbulentos.

O desenvolvimento de estroboscopia doméstica, em tempo real, favoreceu na obtenção de detalhes de abertura e fechamento, principalmente nas próteses biológicas.

Durante uma fase do desenvolvimento, chegou-se a utilizar porta válvula totalmente em acrílico, com um campo de visão mais amplo possibilitando uma

identificação mais rápida; sua menor resistência, obrigou o desenvolvimento de um sistema que possibilita apenas a observação nas duas faces da prótese, como preconiza Barbaro.

Assim mesmo a visibilidade da prótese em ensaio foi um dos pontos altos do aparelho; a qualidade das fotos permitiu avaliações preciosas do comportamento individual de cada prótese.

Quando se estava na fase de obtenção de vídeos, por motivos de força maior, foram novamente interrompidas as pesquisas.

Mesmo em se tratando de um trabalho inicial para o desenvolvimento de um aparelho que induza fadiga em próteses valvulares cardíacas, de uma maneira acelerada, os resultados tanto gráficos como visuais foram satisfatórios, quando comparados com a literatura.

A escassa literatura específica, mesmo conhecendo pessoalmente alguns dos aparelhos disponíveis no exterior; e frente às dificuldades da construção do aparelho e principalmente a qualidade dos resultados obtidos, subjetivamente depreende-se, que cada modelo e a cada tamanho deverão ter seus parâmetros próprios, no tocante as pressões e relações de duração com as próteses nas posições aberta e fechada.

Considerando que se têm dois grandes grupos de próteses valvulares cardíacas (rígidas e flexíveis); considerando quanto à aplicação, têm-se dois campos distintos no que tange parâmetros de funcionamento, (pressões e porcentagem de ciclo com a prótese fechada); está-se promovendo estudos para quatro modalidades de próteses, em dois grupos, um para as próteses rígidas, dividido em mitrais e aórticas e um outro para as próteses flexíveis, também em mitrais e aórticas.

Estas quatro configurações de simulação de fadiga, serão feitas no atual simulador em continuidade aos estudos, promovendo regulagens específicas para cada tamanho de prótese, visando atingir, no tocante à pressão de fechamento e porcentagem do ciclo com a prótese fechada, com parâmetros próximos dos fisiológicos.

Como continuidade, este projeto é motivo de estudo que se está envidando no sentido de melhor quantificar e avaliar as características do fluxo trans-protético, com recursos de tecnologia mais avançada.

No entanto, frente às inúmeras variáveis apontadas pela operação deste aparelho, muito ainda há de se pesquisar com o manuseio desta máquina; encarou-se também, como citou Teoh, que se está engatinhando nesta área.

O término de construção deste simulador de fadiga, na verdade representa o início de estudos e muito ainda se tem que aprender.

6 CONCLUSÃO

Diante das proposições iniciais, concluiu-se que **é possível**, com os recursos disponíveis, em nosso ambiente, a **construção de um simulador** de fadiga em próteses valvulares cardíacas.

7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. ACHELNIK, M.; PETHIG, K.; HANS, J. S.; HANS, G. B. Stentless aortic valve replacement with the biocor prosthesis: indications and outcome. **The Journal of Heart Valve Disease**, v. 5, supl.III, p. 314-316, dez. 1996.
2. ALMOND, C. H.; MAYHAN, K. G.; YOUNG, R. D.; SIMMONS, E. M.; PATTERSON, B. R.; BIOLSI, M. E.; DAVIS, S. A.; McCLATCHEY, B. J. A physiological approach to high frequency testing of prosthetic ball valves. **The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery**, v. 67, n. 6, p. 839-848, jun. 1974.
3. ARRU, P.; RINALDI, C.; STACCHINO, C.; VALLANA, F. Relationship between some design characteristics and wear in the bicarbon heart valve prosthesis. **The International Journal of Artificial Organs**, v. 17, n. 5, p. 280-293, mar. 1994.
4. ARRU, P.; RINALDI, S.; STACHINO, C.; VALLANA, F. Wear assessment in bileaflet heart valves. **The Journal Heart Valve Disease**, v. 5, supl. I, p. 133-143, set. 1995.
5. BARBARO, V.; DANIELE, C.; GRIGIONI, M.; PALOMBO, A.; SARGENTINI, A. In vitro evaluation of prosthetic heart valves: towards comparable testing. **Journal of Medical Engineering & Technology**, v. 16, n. 1, p. 10-14, jan-fev. 1992.
6. BARBARO, V.; BOCCANERA, G.; DANIELE, C.; GRIGIONI, M.; PALOMBO, A. In vitro test comparison of prosthetic heart valves: closing phase. **The International Journal of Artificial Organs**, v. 16, n. 6, p. 469, jul. 1993.
7. BARBARO, V.; BOCCANERA, G.; DANIELE, C.; GRIGIONI, M.; PALOMBO, A. Evaluation of tilting disc valves after fatigue life testing: preliminary results within a comparison program. **The International Journal of Artificial Organs** v. 19, n. 9, p. 921-927, set. 1995.
8. BARBOSA, J. F. Valvulopatias: Conversa com o especialista. **Acta Cordis**, v. 1, n. 1, abr 1974.
9. BARNARD, C. N. **The Aortic Valve**, Problems in the fabrication and testing of a prosthetic valve. Minnesota, 1958. 83 f. Tese (mestrado) The Faculty of Graduate School of The University of Minnesota.
10. BASTOS, A. G. (BRAILE, D. M.) **Monitoração do Sistema de Teste de Fadiga de Válvulas Cardíacas**. São José do Rio Preto: UNIRP., mar/1998. (Braille Biomédica Indústria, Comércio e Representações S/A – RHAÉ 610.048/96-1 processo 360421-98/9). Projeto concluído.

11. BERNACCA, G. M.; MACKAY, T. G.; WILKINSON, R.; WHEATLEY, D. J. Polyurethane heart valves: Fatigue failure, calcification, and polyurethane structure, **Journal of Biomedical Materials Research**, v. 34, n. 3, p. 371-379, jan. 1997.
12. BHUVANESHWAR, G. S.; MURALEEDHARAN, C. V.; VIJAYAN, G. A.; KUMAR, R. S.; VALIATHAN, M. S., Development of the Chitra tilting disc heart valve prosthesis, **The Journal Heart Valve Disease**, v. 5, n. 4, p. 448-458, jul. 1996.
13. BJORK, V. O.; OLIN, C.; ASTRON, H. Results of aortic replacement with the Kay-Shiley disc valve, **Scandinavian Journal Thoracic Cardiovascular Surgery**, v. 3, p. 93-106, abr. 1969.
14. BLOODWELL, R. D.; HALLMAN, G. L.; McNAMARA, D. G.; COOLEY D. A. Cardiac valve replacement for congenital mitral valvular disease in children, **Journal of Pediatric Surgery**, v. 4, n. 1, fev. 1969.
15. BODNAR, E. Prediction of valve failure: statistical modeling and pattern recognition, **The Journal of Heart Valve Disease**, v. 2, n. 5, p. 490-492, set. 1993.
16. BODNAR, E.; ARRU, P.; BUTCHART, E. G.; CAMPBELL, A.; ELIZONDO, D.; HASENKAN, J. M.; OLIN, C.; PAULSEN, P. K.; REUL, H. Wear in mechanical heart valves, **The Journal of Heart Valve Disease**, v. 5, supl. 1, p. 149-156, mar. 1996.
17. BOKROS, J. C.; HAUBOLD, A. D.; AKINS, R. J.; CAMPBELL, A.; GRIFFIN, C. D.; LANE, E. The durability of mechanical heart valve replacements: Past experience and current trends. In: BODNAR, E. and FRATER, R. W. M., (ed.). **Replacement Cardiac Valves**. New York: Pergamon Press, 1991. p. 21-48.
18. BORTOLOTTI, U.; MILANO, A.; MAZZUCCO, A.; VALTRÉ, C.; TALENTI, E.; GUERRA, F.; THIENE, G.; GALLUCCI, V. Results of reoperation for primary tissue failure of porcine bioprosthesis, **The Journal of Cardiovascular Surgery**, v. 90, n. 4, p. 564-569, out. 1985.
19. 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.
20. BROOM, N. D.; THOMSON, F. J. Influence of fixation conditions on the performance of glutaraldehyde-treated porcine aortic valves: towards a more scientific basis, **Thorax**, v. 34, p. 166-176, jun. 1979
21. BROOM, N. D. An "in vitro" study of mechanical fatigue in glutaraldehyde-treated porcine aortic valve tissue, **Biomaterial**, v. 1, p. 3-8, jan. 1980.

22. BRUBAKK, O.; SIMONSEN, S.; KALLMAN, L.; FREDRIKSEN, A. Strut fracture in the new Bjork-Shiley mitral valve prosthesis, **Thoracic Cardiovascular Surgeon**, v. 29 p. 108-109, fev. 1981.
23. BUSSYGUIN, G. Descrição do processo e dispositivo do anteparo móvel. In: _____ **Motor Diesel: Início e Término da Injeção de Combustível**. 1. ed. Curitiba: Imprensa da Universidade Federal do Paraná, 1972. p. 10-14.
24. BUSSYGUIN, G.; COSTA, F. D. A.; SOUZA, E. M.; CORREA, F. A. L.; LAURINDO, J. C.; KESIKOWSKI L. J. B.; COSTA, I. S. E. A. **Ensaios mecânicos preliminares em pericárdio bovino**, Curitiba, 1988. 45 f. Trabalho de pesquisa (Disciplina de Máquinas Térmicas) Departamento de Mecânica, Centro Politécnico, Universidade Federal do Paraná.
25. CAMPBELL, A.; BALDWIN, T.; PETERSON, G.; BRYANT, J.; RYDER, K. 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.
26. CATALOGLU, A.; CLARK, R. E.; GOULDS, P. Stress analysis of aortic valve leaflets with smoothed geometrical data, **Journal Biomechanical**, v. 10, p. 153-158, fev. 1977.
27. 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.
28. CHATZIMAYROUDIS, G. P.; OSHINSKI, J. N.; FRANCH, R. H.; PETTIGREW, R. I.; WALKER, P. G.; YOGANATHAN, A. P. Quantification of the aortic regurgitant volume with magnetic resonance phase velocity mapping: A clinical investigation of the importance of imaging slice location, **The Journal Heart Valve Disease**, v. 7, n. 1, p. 94-101, jan. 1998.
29. CHONG, M.; MISSIRLIS, Y. F. Aortic valve mechanics part II: A stress analysis of the porcine aortic valve leaflets in diastole, **Biomaterial Medical Device Artificial Organs**, v. 6, n. 3, p. 225-244, mai. 1978.
30. CLARK, R. E.; FACS, M. S.; HAGEN, R. W.; SIEGFRIED, A.; SCHIER, J. J.; RUSCHE, J. M. Accelerated fatigue testing prosthetic heart valves, **The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery**, v. 65, n. 4, p.242-248, abr. 1973.
31. CLARK, R. E.; SUTERA, S. P. Methods of design of leaflet valvular prostheses I. Stresses in the mitral valve leaflets in health and disease, **The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery**, v. 65, n. 6, p. 890-896, jun. 1973.

32. CLARK, R. E.; KARARA, H. M.; CATALOLGLU, A.; GOULD, P. L. Close – range stereophotogrammetry and coupled stress analysis as tools in the development of prosthetic devices, **Transamericam Society of Artificial Intern Organs**, v. 21, p. 71-78, jan. 1975.
33. CLARK, R. E.; SWANSON, W. M.; KARDOS, J. L.; HAGEN, R. W.; BEAUCHAMP, B. S. Durability of prosthetic heart valves, **The Annals of Thoracic Surgery**, v. 26, n. 4, p. 323-335, out. 1978.
34. CLARK, E. S. Delrin material characteristics, **The Journal Heart Valve Disease**, v. 5, supl. II, p. 184-189, ago. 1996.
35. COSTA, F. D. A.; POFFO, R.; LIMA, M. A. A. C.; ROSA, G. R. S.; ABUCHAIM, D. C. S.; PINTON, R.; GARCIA, L. C.; COSTA, I. S. E. A. **Substituição da valva aórtica com autoenxerto pulmonary (cirurgia de Ross) – Experiência inicial**, Curitiba, 1996. 18 f. Trabalho de pesquisa (Serviço de Cirurgia Cardíaca) Irmandade da Santa Casa de Misericórdia de Curitiba.
36. DEIWICK, M.; GLASMACHER, B.; BABA, H. A.; ROEDER, N.; REUL, H.; BALLY, G.; SCHELD, H. H. In vitro testing of bioprostheses: Influence of mechanical stresses and lipids on calcification, **Annals Thoracic Surgeons**, v. 66, p. 206-211, ago 1988.
37. 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.
38. FANANAPAZIR, L.; CLARKE, D. B.; DARK, J. F.; LAWSON, R. A. M.; MOUSSALLI, H. Results of valve replacement with the Omniscience prosthesis, **The Journal of Cardiovascular Surgery**, v. 86, n. 4, p. 621-625, out. 1983.
39. FOOD and DRUG ADMINISTRATION. **PMA/FDA 87-4214**: Replacement heart valve guidance, version 4.0. Rockville, 1993.
40. GABBAY, S.; McQUEEN, D. M.; YELLIN, E. L.; FRATER, R. W. M. In vitro hydrodynamics comparasion of mitral valve bioprostheses, **Circulation**, v. 60, n. 2, supl. I, ago. 1979.
41. GABBAY, S.; BORTOLOTTI, U.; WASSERMAN, F.; FACTOR, S. M. Haemodinamics and durability of mitral bioprostheses – an in vitro study, **European Heart Journal**, v. 5, supl. D, p. 65-71 mar. 1984.

42. GABBAY, S.; BORTOLOTTI, U.; WASSERMAN, F.; FACTOR, S.; STROM, J.; FRATER, W. M. Fatigue-induced failure of the Ionescu-Shiley pericardial xenograft in the mitral position, **The Journal of Thoracic Cardiovascular Surgery**, v. 87, p. 836-844, jun. 1984.
43. GABBAY, S.; BORTOLOTTI, U.; JOSIF, M. Mechanical factors influencing the durability of heart valve pericardial bioprostheses, **Trans American Society of Artificial Intern Organs**, v. 32, p. 282-286, jun. 1986.
44. GABBAY, S.; KADAN, P.; FACTOR, S.; CHEUNG, T. K. Do heart valve bioprostheses degenerate for metabolic or mechanical reasons?, **The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery**, v. 95, n. 2, p. 208-215, fev. 1988.
45. GABBAY, S.; WELCH, H. Reducing the variability in durability of heart valve bioprostheses, **Trans American Society of Artificial Intern Organs**, v. 34, n. 4, p. 1022-1026, out. 1988.
46. GABBAY, S.; IOSIF, M.; ANDREWS, J. **Reproducibility of accelerated fatigue testing condition for meaningful comparative studies and clinical predictions**, St. Louis - Missouri, 1989. 91 f. Technical Session. 24th Annual meeting. American Association for the Advancement of Medical Instrumentation.
47. GILL-JEONG, C.; CHANDRAN, K. B. Dynamics of a mechanical monoleaflet heart valve prosthesis in the closing phase: Effect of squeeze film, **Annals of Biomedical Engineering**, v. 23, p. 189-197, mar. 1995.
48. GLOECKNER, D. C.; BILLIAR, K. L.; SACKS, M. Effects of mechanical fatigue on the bending properties of the porcine bioprosthetic heart valve, **American Society of Artificial Internal Organs Journal**, v. 45, p. 59-63, mar. 1999.
49. GORSHKOV, Y. V.; EVDOKIMOV, S. V.; KOMALOV, V. S. A device for wear resistance tests of artificial heart valves, **The Journal of Engineering in Medicine**, v. 206, p. 169-173, mar. 1992.
50. GRIGIONI, M.; DANIELE, C.; D'AVENIO, G.; CALCAGNINI, G.; BARBARO, V. Wear patterns from fatigue life testing of a prosthetic heart valve, **An International Journal on the Science and Technology on Friction, Lubrication and Wear**, v. 225-229 part 2, p. 743-748, abr. 1999.
51. GRUNKEMEIER, G. L. Will randomized trials detect random valve failure? Reflection on a recent FDA Workshop, **The Journal of Heart Valve Disease**, v. 2, n. 4, p. 424-429, jul. 1993.
52. HAYASHIDA, S. A.; SILVA, M. L. L.; POMERANTZEFF, P. M. A.; LEIRNER, A. A. Utilização de um sistema dedicado para avaliação "in vitro" de próteses valvares cardíacas, **Anais do III Fórum Nacional de Ciência e Tecnologia em Saúde**, v. 1, p. 53-54, out. 1996.

53. HERMAN, B. A.; PORTER, J. M.; CAREY, R. F. Study of an acoustic technique to detect cavitation produced by a tilting disc valve, **The Journal of Heart Valve Disease**, v. 5, n. 1, p. 90-96, jan. 1996.
54. HUFFSTULER, C. **Scientific evaluation of in-vitro performance of the Omniscience cardiac valve**, Houston – Texas, 1981. 18 f. Technical Meetings. 34th Annual Conference on Engineering in Medicine and Biology.
55. IOSIF, M. C.; GABBAY, S. A system for in-vitro characterization of heart valve bioprotheses under accelerated fatigue conditions and under physiologic conditions, **Biomedical Instrumentation & Technology**, v. 26, p. 408-413, set-out. 1992.
56. IOSIF, M. C.; GABBAY, S. Comparative in-vitro fluid dynamics characterization of heart valve physiologic conditions, **Biomedical Instrumentation & Technology**, v. 26, n. 6, p. 495-505, nov-dez. 1993.
57. JAMIESON, W. R. E. Bioprotheses for cardiac valve replacement, **The Canadian Journal of Surgery**, v. 28, n. 6, nov. 1985.
58. JOHNSON, D. M.; CHWIRUT, D. J.; REGNAULT, W. F. FDA's requirements for in-vitro performance data for prosthetic heart valves, **The Journal of Heart Valve Disease**, v. 3, n. 3, p. 228-234, mai. 1994.
59. JOHNSON, D. M.; SAPIRSTEIN, W. FDA's requirements for in-vivo performance data for prosthetic heart valves, **The Journal of Heart Valve Disease**, v. 3, n. 4, p. 350-355, jul. 1994.
60. JONES, E. L. The quest for a valve substitute: Perturbations of a clinical Surgeon, **The Annals of Thoracic Surgery**, v. 36, n. 3, p. 243-244, set. 1983.
61. KING, M. J.; OLIN C. L.; FISHER, J. An investigation into the wear and damage within the pivots of three types of bileaflet mechanical heart valves, **The Journal of Heart Valve Disease**, v. 5, supl I, p. 111-114, set. 1995.
62. KOORAJIAN, S.; KELLER, D. P.; PIERIE, W. R.; STARR, A.; HERR, R. Criteria and systems for testing artificial heart valves in-vitro. In: LYMAN A. BREWER III. **Prosthetic Heart Valves**. Springfield: Charles C. Thomas Publisher, 1969. p. 92-111.
63. LEMOS, P. C. P.; STOLF, N. A. G. A prótese valvar cardíaca definitiva: Meio século de procura, **Arquivos Brasileiro de Cardiologia**, v. 66, n. 4, p 1-13, abr. 1996.
64. LEUER, L. H.; GROSS, J. M.; JOHNSON, K. M. Material properties, biocompatibility and wear resistance of the Medtronic pyrolytic carbon, **The Journal of Heart Valve Disease**, v. 5, supl. I, p. 105-109, set. 1995.

65. MACKAY, T. G.; BERNACA, G. M.; FISHER, A. C.; HINDLE, C. S.; WHEATLEY, D. J. In vitro function and durability assessment of a novel polyurethane heart valve prosthesis, **Artificial Organs**, v. 20, n. 9, p. 1017-1025, fev. 1996.
66. MOHRI, H.; HESSEL, E. A.; NELSON, R. J.; ANDERSON, H. N.; DILLARD, D. H.; MERENDINO, K. A. 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.
67. NOLAN, S. P. The international standart cardiovascular implants – cardiac valve prostheses (ISO 5840:1989) and the FDA draft replacement heart valve guidance (versión 4.0), **The Journal of Heart Valve Disease**, v. 3, n. 4, p. 347-349, jul. 1994.
68. NOLAN, S. P. The search of standarts, **The Journal of Heart Valve Disease**, v. 4, supl. I, p. 7-9, nov. 1995.
69. OKUNO, E.; CALDAS, I. L.; CHOW, C. Movimento e propriedades de fluídos. In: _____ **Física para Ciências Biológicas e Biomédicas**. São Paulo: Editora Habra Ltda, 1986. p. 317-325.
70. PÁEZ, J. M. G.; MARTÍN, A. C. S.; SESTAFE, J. V. G.; JORGE, E.; MILLÁN, I.; CANDELA, I. The relationship between stress and relaxation in calf pericardium used in the construction of cardiac bioprosthesis, **Biomaterial**, v. 11, p. 186-190, abr. 1990.
71. 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.
72. PAULSEN, P. K.; HANSEKAM, J. M. Editorial: Wear in mechanical heart valves symposium, Aarhus, 1995, **The Journal of Heart Valve Disease**, v. 5, supl I, p. 2, jun. 1996.
73. RAINER, W. G.; CHRISTOPHER, R. A.; SADLER, T. R. Some commentes on heart valve testing and other observations, **Medical Instrumentation**, v. 11, n. 2, p. 104-106, mar-abr. 1977.
74. REECE, I. J.; ANDERSON, J. D.; WAIN, W. H.; CARR, K.; TONER, P. G.; TINDALE, W.; BLACK, M. M.; WHEATLEY, D. J. A new porcine bioprosthesis: in vitro and in vivo evaluation, **Life Support Systems**, v. 3, p. 207-227, abr-jul. 1985.
75. REUL, H.; EICHLER, M.; POTTHAST, K.; SCHMITZ, C.; RAU, G. In vitro testing of heart valve wear outside of the manufacturers laboratory-requirements and controversies, **The Journal of Heart Valve Disease**, v. 5, supl. I, p. 97-104, ago.1996.

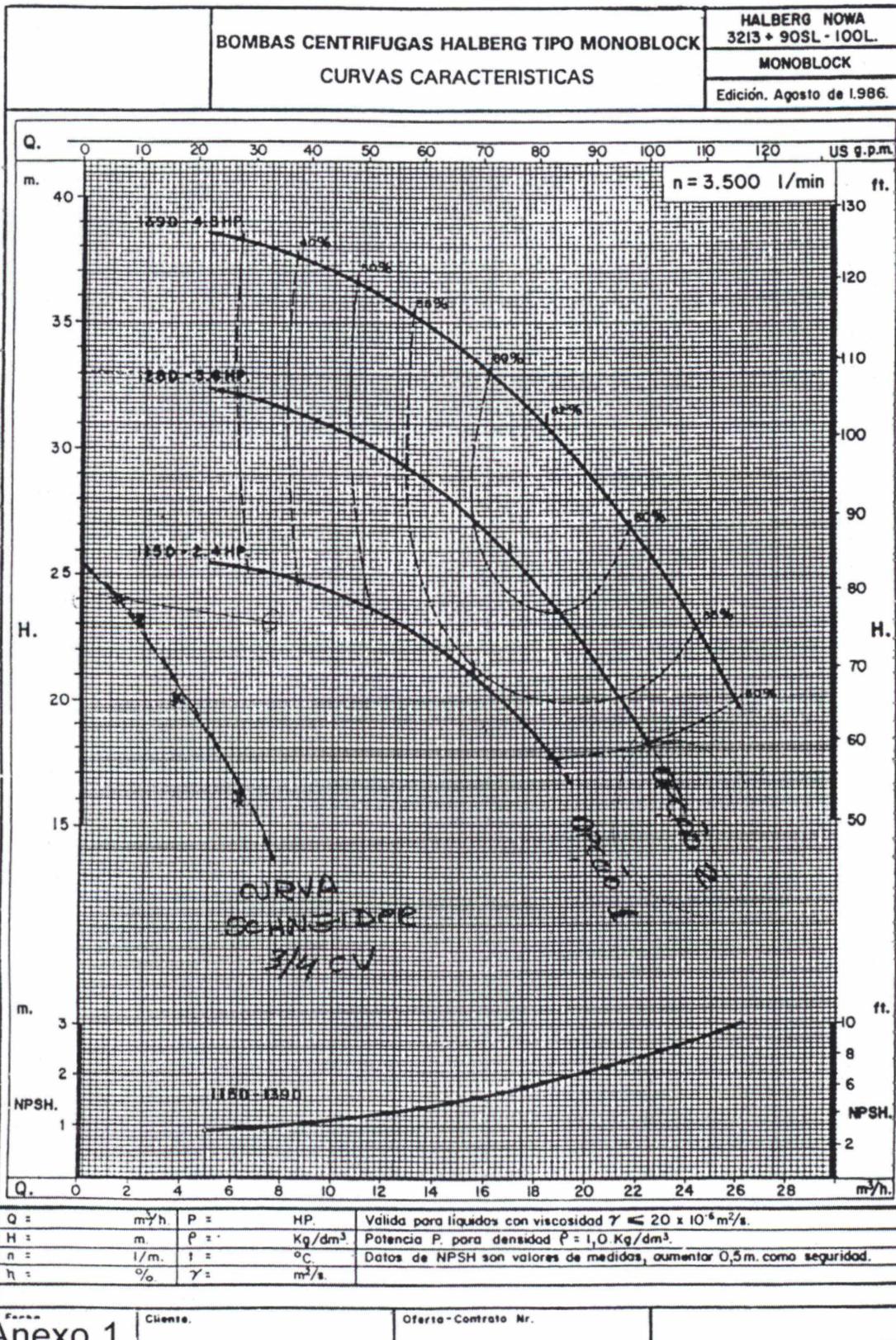
76. REVANNA, P.; FISHER, J.; WATTERSON, K. G. The influence of sizing and method of fixation on the hydrodynamic function of stentless, free-hand inserted porcine bioprosthesis: An in vitro study, **The Journal of Heart Valve Disease**, v. 6, n. 4, p. 424-432, jul. 1997.
77. RICHARD, G.; CAO, H. Structural failure of pyrolytic carbon heart valves, **The Journal of Heart Valve Disease**, v. 5, supl. I, p. 79-85, jun. 1996.
78. ROARK, R. J. Stress Concentration/Photoelastic Analysis. In: McGraw-Hill Book Company, (fourth edition) **Formulas for Stress and Strain**. Tokio: International Student Edition, 1965. p. 30-31 e 63-64.
79. ROSE, M. L. J.; MACKAY, T. G.; WHEATLEY, D. J. Evaluation of four blood pump geometries: fluorescent particle flow visualization technique, **Medical Engineering & Physics**, v. 22, p. 201-214, abr. 2000.
80. SCHOEN, F. J.; LEVY, R. J. Bioprosthetic heart valve failure: Pathology and pathogenesis, **Cardiology Clinics**, v. 2, n. 4, p. 717-739, nov. 1984.
81. SCHOEN, F. J.; HOBSON, C. E. Anatomic analysis of removed prosthetic heart valves: Cause of failure of 33 mechanical valves and 58 bioprostheses, 1980 to 1983, **Human Pathology**, v. 16, n. 6, p. 549-559, jun. 1985.
82. SCHUSTER, P. R. A preliminary durability study of two types of low-profile pericardial bioprosthetic valves through the use of accelerated fatigue testing and flow characterization, **Journal of Biomedical Materials Research**, v. 23, p. 207-222, fev. 1989.
83. SCOTTEN, L. N.; RACCA, R. G.; NUGENT, A. H.; WALKER, D. K.; BROWNLEE, R. T. New tilting disc cardiac valve prostheses, **The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery**, v. 82, p. 136-146, jul. 1981.
84. SMITH, D. B.; SACKS, M. S.; PATTANY, P. M.; SCHROEDER, R. High-resolution magnetic resonance imaging to characterize the geometry of fatigue porcine bioprosthetic heart valves, **The Journal of Heart Valve Disease**, v. 6, n. 4, p. 424-432, jul. 1997.
85. STEINMETZ, G. P. Jr.; MAY, K. J. Jr.; MUELLER, V.; ANDERSON, H. N.; MERENDINO, A. An improved accelerated fatigue machine and pulse simulator for testing and developing prosthetic cardiac valves, **The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery**, v. 47, n. 2, p. 186-198, fev. 1964.
86. STEMMER, C. E. Solicitações Dinâmicas – Estudo da Fadiga. In: Editora Globo (2.^a edição) **Projeto e Construção de Máquinas**. Porto Alegre, 1979, p. 227-240.
87. SUPLICY DE LACERDA, F. Resistência dos Materiais. in: Edição da Livraria Globo. **Resistência dos Materiais**. Porto Alegre, 1947. p. 125-174.

88. SUZUKI, T.; NAKIRI, K.; VERGINELLI, G.; ZERBINI, E. J. Método de estimativa da durabilidade de prótese valvular biológica do coração, **Anais VI Congresso Brasileiro de Engenharia Mecânica**, n. c-20, p. 205-214, dez. 1981.
89. TAYLOR, K. M. Overview: A cardiac surgeons' perspective, **The Journal of Heart Valve Disease**, v. 5, supl. I, p. 7-8, jun. 1996.
90. TEOH, S. H. Fatigue of biomaterials: a review, **International Journal of Fatigue**, n. 22, p. 825-837, nov. 2000.
91. THE INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. **ISO/DIS 5840**: Cardiovascular implants – Cardiac valve prostheses. Switzerland, 1988, 1991 e 1996.
92. THYAGARAJAN, K.; CONLIN, C.; MILLIGAN, H. L.; WIETING, D. W. A comparison of wear patterns in vivo and in vitro for Bjork-Shiley Delrin heart valve discs, **The Journal of Heart Valve Disease**, v. 5, supl. II, p. 206-215, ago 1996.
93. TOURINHO, P. A. M. Medida de Tempo. In: v II Gráfica Mundial Ltda. **Tratado de Astronomia**. Curitiba, mar. 1960. p. 577-585
94. YOGANATHAN, A. P. Overview: An engineer's perspective, **The Journal of Heart Valve Disease**, v. 5, supl. I, p. 3-6, jan. 1995.

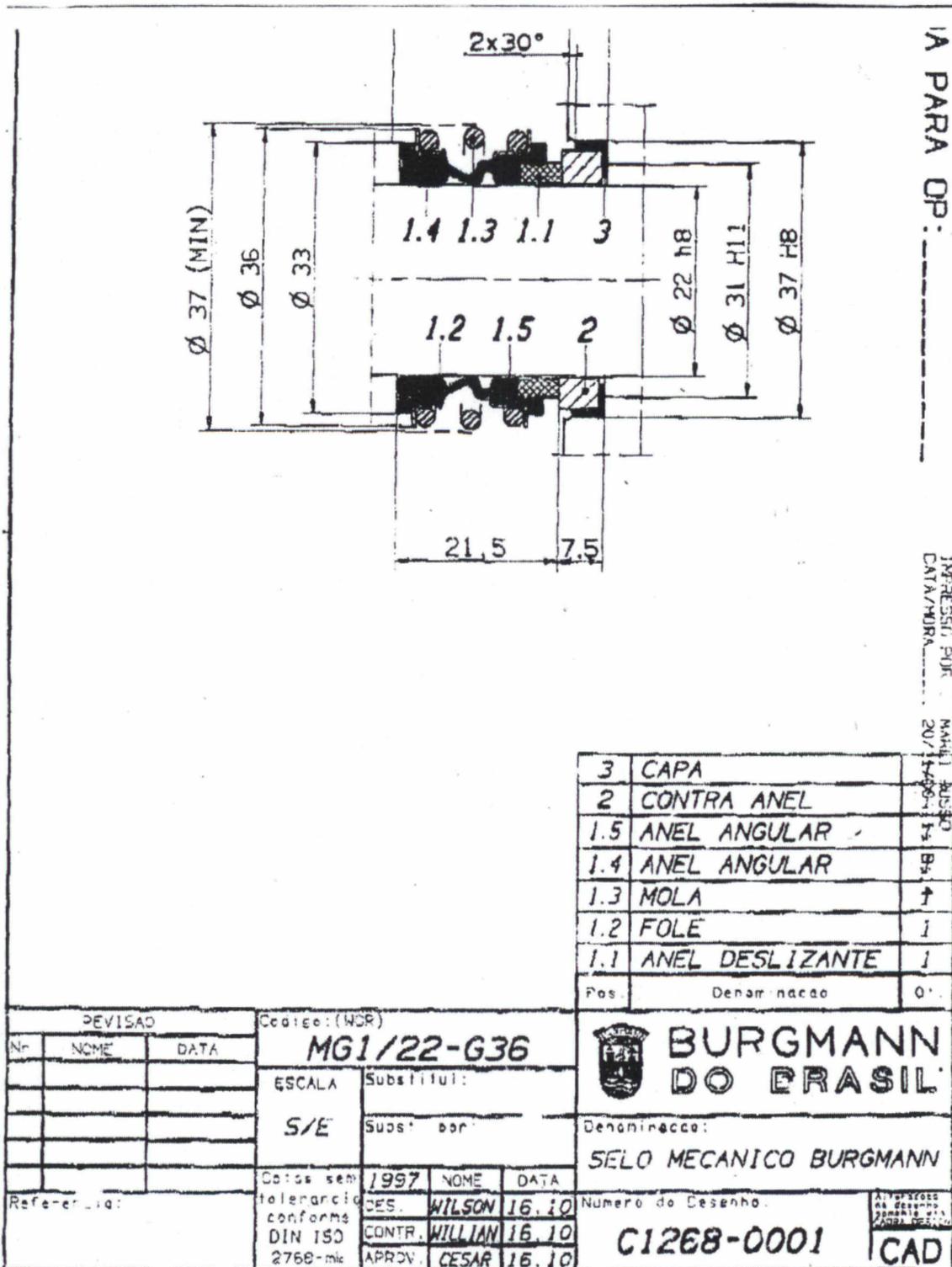
ANEXOS

1 Bombas Centrífugas, curvas.....	96
2 Selo Mecânico Burgmann, características.....	97
3 Luz Estroboscópica, esquema.....	98
4 Amplificador Hartmann & Braun-Kistler.....	99
5 Amplificador Hartmann & Braun.....	101
6 Transdutores de Pressão Hartmann & Braun.....	103
7 Correlação: Pressão/Sinal Elétrico - Transdutor EOSE 180, nº 1035.....	105
8 Correlação: Pressão/Sinal Elétrico - Transdutor EOSE 180, nº 2307.....	112
9 Período e Frequência, correlação.....	118
10 Número de Ciclos em Função da Frequência e da Duração.....	119

ANEXO 1 – BOMBAS CENTRÍFUGAS, CURVAS

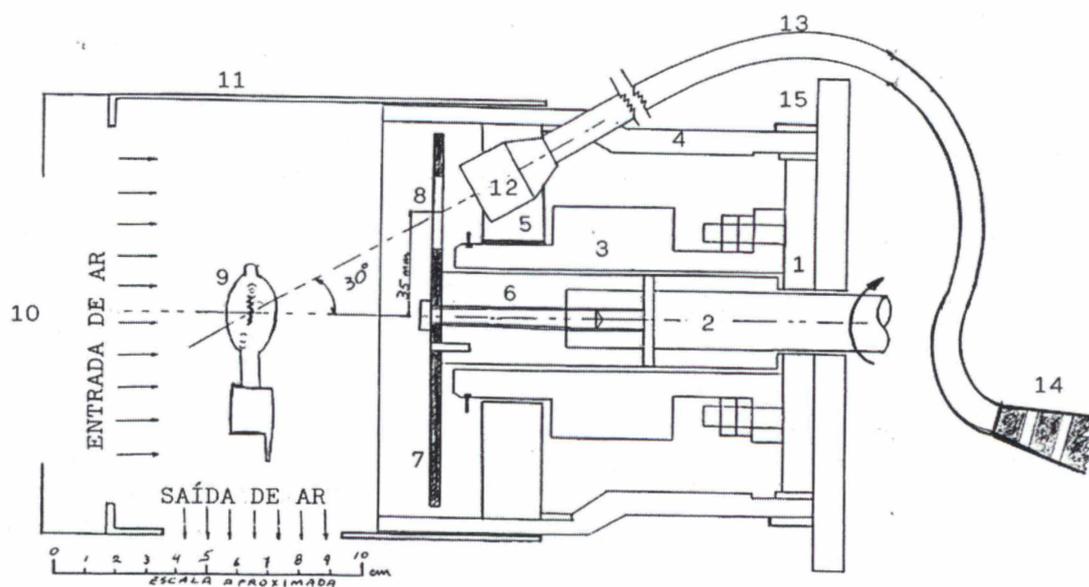


ANEXO 2 – SELO MECÂNICO BURGMANN, CARACTERÍSTICAS



Anexo 2

ANEXO 3 - LUZ ESTROBOSCÓPICA, ESQUEMA



- 1 - Flange de fixação da válvula rotativa, item 1, figura III.B.2.
- 2 - Eixo da válvula rotativa, item 10, figura III.B.2.
- 3 - Suporte fixo, poliformaldeído
- 4 - Corpo cilíndrico, PVC, com movimento de rotação em torno do seu eixo.
- 5 - Anel suporte da lente colimadora.
- 6 - Prolongamento do eixo 2 , poliformaldeído.
- 7 - Disco de alumínio, dn=120 mm, espessura=4,0 mm.
- 8 - Fenda, comprimento radial=20 mm, largura=4,0 mm.
- 9 - Lampada halógena, OSRAM, 300 W, 127 V.
- 10 - Ventilador, 120 x 120 mm, 20 W, 127 V.
- 11 - Corpo cilíndrico fixo, alumínio.
- 12 - Lente colimadora.
- 13 - Cabo de fibra ótica.
- 14 - Luz estroboscópica.
- 15 - Escala em gráus, indicadora da posição do corpo cilindrico 4.

ANEXO 4 – AMPLIFICADOR HARTMANN & BRAUN - KISTLER

Lumiscript-Program

Data Conditioners for UV Recorders

Technical Data Sheet

EO 3.14 e

Charge amplifiers for matching of piezoelectric transducers

Model:	EOMV 21 charge amplifier for matching transducers, operating according to the piezoelectric effect, to galvanometers of high natural frequency (manufacturer: Kistler Instrumente AG)
12 calibrated measuring ranges:	10; 20; 50; 100; 200; 500; 1000; 2000; 5000; 10 000; 20 000; 50 000 pC for full-scale output
Accuracy:	calibration of the ranges $\pm 1.5\%$
Attenuator:	10-turn spiral potentiometer with digital knob for setting the input stage
Linearity error:	less than 0.1 % with respect to full-scale output
Input resistance:	position 0: 0 Ω position short: $10^{11} \Omega$ position long: $10^{13} \Omega$
Measuring principle:	stable electrometer amplifier due to capacitive feedback; input stage with field effect transistor; fully transistorized
Output 1:	± 10 V into 10 k Ω min. for full-scale output; source resistance 100 Ω , short-circuit-proof; plug on front panel
Output 2:	conditioned for galvanometers HMK 4000 H (± 100 mm; $3^{15}/_{16}$ in) or HMK 8000 H (± 40 mm; $1^{7}/_{16}$ in) ± 100 mA into approx. 70 Ω with built-in overload protection for the galvanometer (fine-wire fuse) amplifier limitation at ± 120 mA
Calibration:	built-in calibration potentiometer and built-in calibration signal generator for compensating the galvanometer tolerances
Frequency response curve:	for output 1 0 to 80 kc (frequency response curve $\pm 5\%$) 0 to 150 kc (frequency response curve -3 db) output 2, dependent on the connected galvanometer
Temperature range:	0 to $+60$ °C
Mains voltage:	220 V, 50 cps, approx. 8 VA

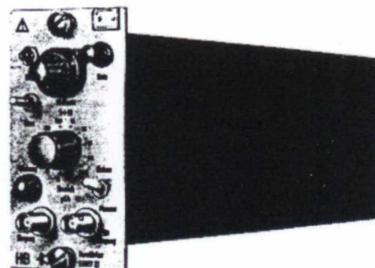
The special cables listed below are required for connecting the quartz transducers to the charge amplifier:

Teflon connection cable EO 1631 for moving leads with straight plug; standard length 0.5 m (1.6 ft.); special lengths up to 10 m (33 ft.).

Teflon connection cable EO 1641 for moving leads with angular plug at the transducer where space is restricted. Standard length 0.5 m (1.6 ft.); special lengths up to 10 m (33 ft.).

Extension cable EO 1603 for greater distances.

Standard length 2 m (6.5 ft.); special lengths up to 100 m (328 ft.).



Order specifications

	kg approx.	L-Nr.	Price
Charge amplifier EOMV 21	2	1658-609	

Required additional equipment:

Insert frame EOZ 14 (cf. data sheet EO 3.1)

Galvanometer HMK 4000 H or HMK 8000 H (data sheet EO 2.1)

Quartz transducer

Connection cable for quartz transducers

Cable EO 1631	0.5 m (1.6 ft.)	1658-116
Cable EO 1631	sp...m	1658-772
Cable EO 1641	0.5 m (1.6 ft.)	1658-117
Cable EO 1641	sp...m	1658-773
Cable EO 1603	2 m (6.5 ft.)	1658-118
Cable EO 1603	sp...m	1658-774

T-coupling for combining several transducers (mean value formation by charge addition).

T coupling EO 183	1658-119
-------------------	----------

Input filter EO 543 A (low pass) for filtering out disturbing harmonics or peaks.

Filter EO 543 A 10	0.025	1658-121
Filter EO 543 A 100	0.025	1658-122
Filter EO 543 A 1000	0.025	1658-123

Spray can containing Freon EO 1001 for cleaning dirty connection plugs.

Freon can EO 1001	0.2	1658-124
-------------------	-----	----------

1 set of fuses for measuring output 2 (50 mA/250 V)

1 set of fuses (10 fuses) EOZ 34	1658-744
----------------------------------	----------

Description

The charge amplifier EOMV 21 is used for matching piezo-electric transducers to the current requirements of galvanometers with high natural frequency. The charge amplifier also supplies a signal voltage for modulating oscilloscopes, tape recorders, peak value indicators, etc.

The amplifier consists of an all-transistor electrometer amplifier, a voltage amplifier and a power stage connected at the outlet side. Owing to capacitive feedback to the input, the amplifier is very stable, thus avoiding the numerous disadvantages of conventional electrometer amplifiers.

With this circuit principle (Fig. 1), the charge supplied by the piezoelectric transducer is balanced almost completely, and the input stage functions practically as null indicator. The influence of the cable on the calibration and the time constant is thereby reduced considerably. Linearity, frequency range and stability are improved by 1 or 2 orders of magnitude. The calibration is determined by the built-in feedback capacitances which are designed as precision capacitors with close tolerance.

The input stage is equipped with field effect transistors. The sensitivity to vibrations which is inherent in electrometer tubes is eliminated thereby. The voltage amplifier with strong negative feedback contains a precision potentiometer with digital setting knob for setting the calibration number of the transducer. Once the calibration number has been set, quantitative measurements may be taken immediately without experimental calibration. A calibration potentiometer and a calibration signal are provided for compensating the galvanometer tolerances.

The power output stage also has strong negative feedback

and is designed for strong output leads to permit perfect recording of peak values as well. A built-in fine-wire fuse will protect against permanent overload of the connected galvanometer.

The charge amplifier is designed as 1/4 partial plug-in unit for the insert frame EOZ 14 of 19" rack design.

The connection cables designed for this amplifier (EO 1631 or EO 1641, respectively) are made of Teflon cable in order to meet the requirements of a high insulation resistance ($10^{15} \Omega/m$) and flexibility. Frictional electricity when the cable is moved is reduced to a minimum by a special treatment. Temperature range: -70 to $+240$ °C. Capacitance approx. 100 pF/m .

For greater distances from the transducer to the charge amplifier, additional use of the extension cable EO 1603 is recommended which should be laid in a permanent manner. The cable has polyethylene insulation and a PVC sheathing. Temperature range, permanently: -10 to $+70$ °C. For short periods, $+90$ °C are permissible; below -20 °C, the PVC sheathing becomes brittle. Insulation $10^{15} \Omega/m$. Capacitance approx. 70 pF/m .

Input filters are available for filtering out undesired harmonics or peaks (EO 543A). The function is that of a low pass RC section (Fig. 2). The resistor is built in the filter case (identifying number at the end of the model designation = resistance in $k\Omega$). The capacitance is formed by the capacitance of the transducer and the cable. The limit frequency f_g (drop in the input sensitivity by -3 db) is $f_g = 0.16/R \cdot C$.

The measuring accuracy is reduced by dirty cable plugs. Freon is recommended for cleaning them. It is supplied in a spray bottle.

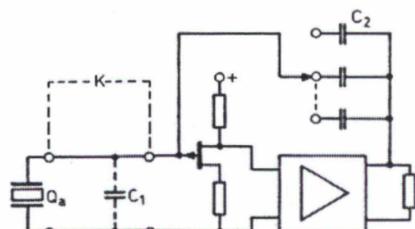


Fig. 1 Basic diagram of the input stage
 C_1 = lead wire capacitance
 C_2 = feedback capacitance
 Q_a = quartz transducer
 R_f = filter resistance
 K = cable

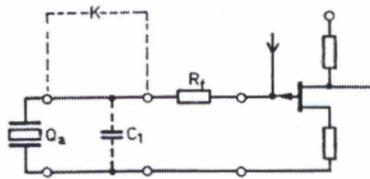


Fig. 2 Arrangement of the input filter
 (legend as per Fig. 1)

All dimensions are given in mm

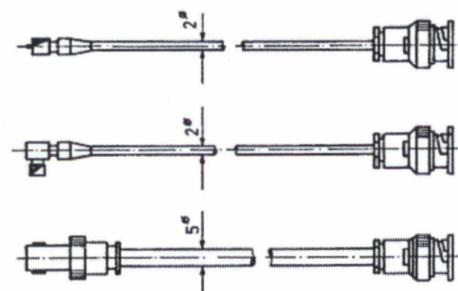


Fig. 3 (from top to bottom)
 connection cable EO 1631,
 connection cable EO 1641,
 extension cable EO 1603

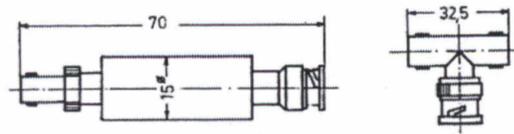


Fig. 4 Filter EO 543 (left)
 T coupling EO 183 (right)

ANEXO 5 – AMPLIFICADOR HARTMANN & BRAUN

Lumiscrypt-Program

Data Conditioners for UV Recorders

Technical Data Sheet

EO 3.18 e

Amplifier frame for demodulator and carrier frequency amplifier

Application:	for housing demodulator conditioners EOSE 449 or carrier frequency amplifiers EOSE 423 in any combination desired
Power pack:	built-in, for supplying stabilized voltage of 24 V to the amplifier inserts
Oscillator:	built-in, for feeding the input bridge and the amplifiers; 3 kc, 5 V _{eff} (controllable) non-linear distortions 0.5 %
Frequency stability:	better than 0.25 % to mains voltage fluctuations and load changes; better than 0.5 % to temperature changes in the range from 0 to 45 °C
Output filter:	built-in for all channels, tuned to the oscillator frequency; separate filters for current and voltage outputs
Model:	ECMV 26, two-channel table model for 1 to 2 demodulator conditioners or CF amplifiers
Indicator:	240 ° instrument for null balancing, for checking the oscillator voltage and for static measurements; the instrument can be connected to both measuring channels as desired
Power supply:	220 V, 50 cps, approx. 15 VA
Model:	EOMV 27, six-channel amplifier frame for 1 to 6 demodulator conditioners or CF amplifiers
Indicator:	edgewise indicator instrument for null balancing, for modulation control, for checking the oscillator voltage; can be connected to the various channels as desired
Power supply:	220 V, 50 cps, approx. 18 VA

Order specifications

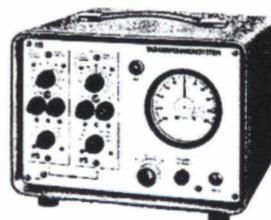
2-channel table model EOMV 26	3.5 kr	L-Nr. 1658-603	Price
----------------------------------	--------	----------------	-------

Initial standard equipment:

1 power supply cable EOK 8
2 measuring input plugs
2 output plugs

For connecting the measuring outputs to the terminal panel, we recommend the connection cable EOK 13 with banana plug output for 2 measuring channels.

Cable EOK 13	2 m	L-Nr. 1658-916	Price
--------------	-----	----------------	-------



6-channel amplifier frame EOMV 27	4.5 kg	L-Nr. 1658-604	Price
--------------------------------------	--------	----------------	-------

Initial standard equipment:

1 power supply cable EOK 8
6 measuring input plugs
2 output plugs

When the amplifier frames are used as table units, we recommend using the metal case EOZ 15 S without fan.

Metal case EOZ 15 S	4.5 kg	L-Nr. 1658-825	Price
------------------------	--------	----------------	-------

We recommend the following special cables for connection to the Lumiscrypt:

Cable EOK 11: from 2 amplifier frames to the Lumiscrypt
2×6 measuring channels

Cable EOK 6: from 1 amplifier frame and 1 insert frame
EOZ 14 to the Lumiscrypt;
6+6 measuring channels

Cable EOK 10: from 1 amplifier frame to the terminal panel,
with banana plug output for 6 measuring channels

Cable EOK 11	2 m	L-Nr. 1658-914	Price
	(6.5 ft.)		
Cable EOK 6	2 m	L-Nr. 1658-906	Price
	(6.5 ft.)		
Cable EOK 10	2 m	L-Nr. 1658-910	Price
	(6.5 ft.)		

The connection cable between the amplifier frame and the strain gauges or transducers can be made by the customer himself, using the supplied measuring input plugs. Special cables are, however, available to this end (cf. data sheet EO 3.17).

Dummy panels are required for covering up any unused measuring channels.

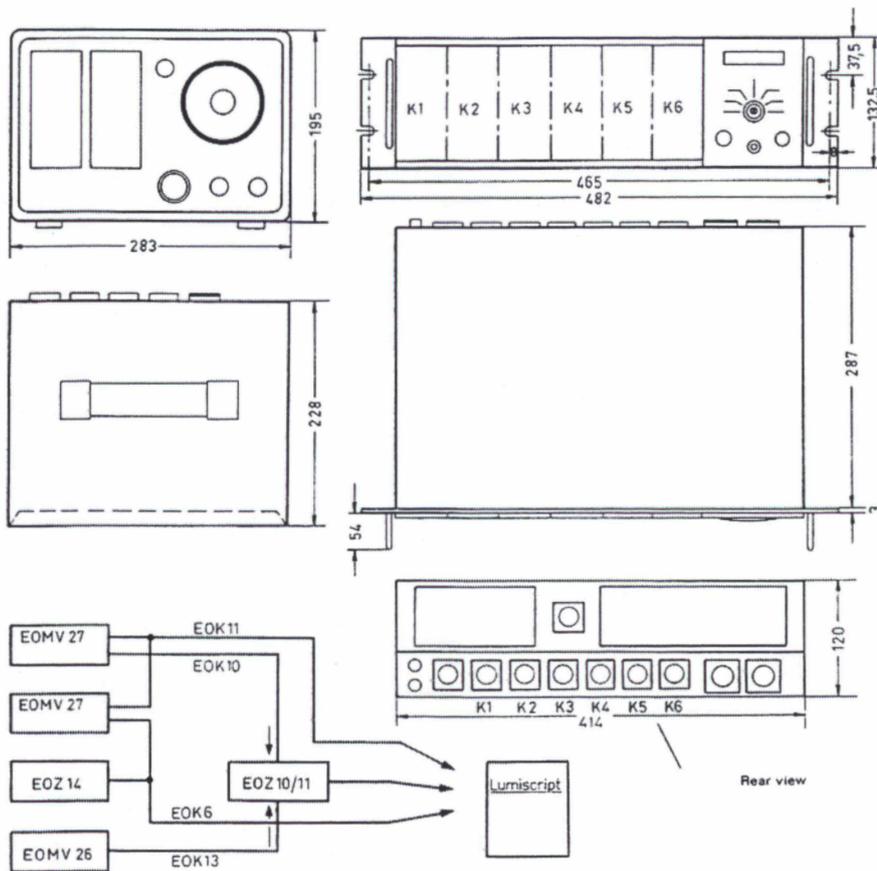
Dummy panel EOZ 26	L-Nr. 1658-614	Price
--------------------	----------------	-------

Anexo 5a

Description

The amplifier frames EOMV 26 and EOMV 27 are used for housing the carrier frequency amplifiers EOSE 423 and demodulator conditioners EOSE 449 of data sheet 3.17. The amplifiers can be mounted in any sequence desired. The common components, such as oscillator, output filter, plug-in connector, control instrument and power pack are arranged in the amplifier frames. The 2-channel table model EOMV 26 is designed for small measuring problems and non-stationary operation. The large size indicator also permits static measurements without connected indicators and recorders.

The 6-channel amplifier frame EOMV 27 is used for solving more complex measuring problems, preferably in connection with the Lumiscript. Its design of 19" rack technique fits the dimensions of the insert frame EOZ 14 for the other data conditioners of the Lumiscript program. The amplifier frame may either be inserted in 19" consoles or may be used as table instrument if the metal case EOZ 15 S is used.



All dimensions are given in mm

ANEXO 6 – TRANSDUTORES DE PRESSÃO HARTMANN & BRAUN

Lumiscrypt-Program
Pressure Transducers

Technical Data Sheet

EO 4.17 e

Inductive transducers
for pressure and differential pressure

Model: EOSE 180, inductive differential pressure transducer in temperature compensated full bridge circuit for connection to the demodulator conditioner EOSE 449 or CF amplifier EOSE 423

Design: symmetrical design in a hermetically sealed welded stainless steel case, high temperature and corrosion resistance

Application: static and dynamic pressure and differential pressure measurements in gases and liquids even under difficult measuring conditions; all-round mounting facilities

Measuring ranges: rated ranges between ± 0.35 and ± 350 kp/cm²

	Measuring range		Overload capacity up to kp/cm ²	Lin. %	Hyst. %	Reversal %
	psi	kp/cm ²				
EOSE 180/5	5	0.35	3.5	0.4	0.15	0.5
EOSE 180/15	15	1.0	10	0.25	0.15	1.0
EOSE 180/50	50	3.5	35	0.25	0.15	1.0
EOSE 180/150	150	10	100	0.25	0.15	1.0
EOSE 180/500	500	35	350	0.25	0.15	1.0
EOSE 180/1500	1500	100	800	0.25	0.15	1.0
EOSE 180/5000	5000	350	800	0.4	0.4	0.5

Overload capacity: 10 × rated range but no more than 800 kp/cm²; a single zero deviation can be corrected at the subsequent unit

Linearity (Lin.): error less than the stated value with reference to the rated range

Hysteresis (Hyst.): error less than the stated value with reference to the rated range

Repeatability: max. effect of pressure reversal on zero and calibration; stated value with reference to the rated range or rated value, respectively

Basic pressure: for differential pressure measurements 800 kp/cm² max.; also pressure resistance of case

Measuring medium: all liquids and gases which do not react with high-grade steel FV 520 B (17-4 PH)

Temperature: operating range -45 to +200 °C
max. values -55 to +220 °C

Temperature coefficient: zero less than 0.1 % / 10 °C;
sensitivity (measuring range below 1 kp/cm²) less than 0.2 % / 10 °C;
sensitivity (measuring range above 2 kp/cm²) less than 0.1 % / 10 °C

Measuring membrane: resonant frequency higher than 4 kc

Effective frequency range: approx. 0 to 2000 cps, dependent on the subsequent amplifier (± 5 %) and on mounting conditions

Dead volume: 0.5 cm³

Volume change: 5 mm³ at rated pressure

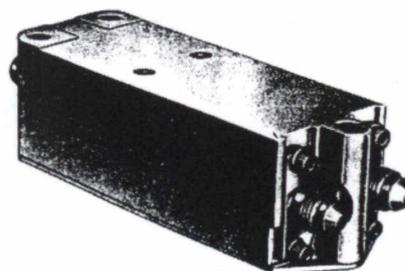
Acceleration: effect smaller than 0.02 %/g for measuring ranges above 1 kp/cm²

Shock resistance: 1000 g over 1 ms

Supply voltage: max. 10 V_{eff}, 1 to 10 kc

Coil dates: 75 Ω each, 15 to 20 mH, cast in synthetic resin

Sensitivity: the rated value results in $J/L \approx 2 \times 10^{-3}$, corresponding to approx. 20 mV/V



EOSE 180

Order specifications:

	g approx	L-Nr.	Price
Differential pressure transducers			
EOSE 180/5	270	1658-301	■
EOSE 180/15	270	1658-302	■
EOSE 180/50	270	1658-303	■
EOSE 180/150	270	1658-304	■
EOSE 180/500	270	1658-305	■
EOSE 180/1500	270	1658-306	■
EOSE 180/5000	270	1658-307	■

Standard design with a high-temperature connection cable of 0.75 m length. Terminals with soldered connections.

Standard initial equipment: 2 union nuts with connection nipples.

Required additional equipment:

Connection cable from the pressure transducer to the demodulator EOSE 449 or CF amplifier EOSE 423. Standard length 2 m. Special lengths up to 50 m

	g approx	L-Nr.	Price
Cable EOK 18 2 m	200	1658-043	
Cable EOK 18 sp... m		1658-779	

Description

In the inductive differential pressure transducers, a measuring membrane is mounted between two coils. Different pressures at the two pressure connection nipples cause a deflection of the measuring membrane which is proportional to the differential pressure. When it is deflected, the ferromagnetic membrane produces a detuning of the inductances of both coils in push-pull. The inductance change is transferred to the demodulator EOSE 449 or EOSE 423 in a full bridge circuit. In the data conditioners just mentioned, a current or voltage signal is generated which is proportional to the change in inductance, and thus to the differential pressure. The time trend of the differential pressure can thus be recorded in the Lumiscript or can be fed to other indicators and recorders.

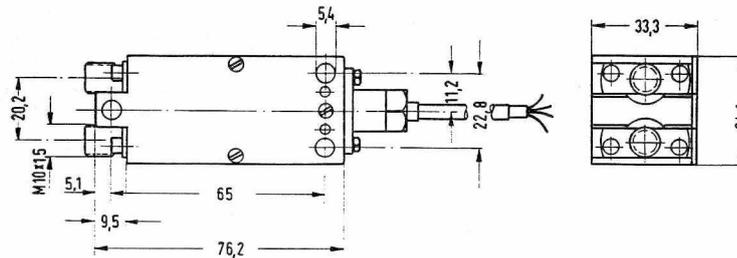
Owing to its design, the pressure transducer EOSE 180 can be used universally even under the most difficult measuring conditions. The fully welded transducer case ensures a high degree of temperature resistance and tightness as well as very good longterm constancy and a long service life. The exclusive use of stainless steel permits its application even in the presence of corrosive measuring media.

The small mass and relatively high degree of rigidity of the measuring membrane provides a wide effective frequency range and a high degree of insensitivity to accelerations and vibrations. The wide effective frequency range in combination with the good zero constancy of the pressure transducer provide all-round application possibilities for static and dynamic pressure measuring problems.

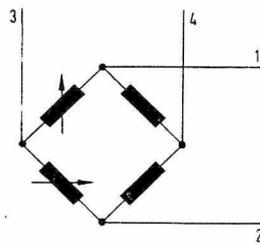
Mounting of the transducer EOSE 180 is particularly simple. The transducer is attached to any desired base by means of 3 screws M5. Pressure connection is established through the two connection nipples with thread M 10×1.0. Two union nuts with cone insert are supplied with the transducer as mounting aids. The transducer can be used for differential pressure measurements as well as for pressure measurements (in comparison to a connected reference pressure or the atmospheric pressure).

The electrical connections are established through a connection cable with soldered connection which is resistant to high temperatures. The cable can be extended via any terminal strip and the connection cable EOK 18.

Connections: red and blue for supply voltage
green and yellow for output voltage



Dimensional diagram: EOSE 180



Connections: 1 blue for supply voltage
2 red for supply voltage
3 green for output voltage
4 yellow for output voltage

All dimensions are given in mm

Anexo 6b

ANEXO 7 – CORRELAÇÃO PRESSÃO APLICADA/SINAL ELÉTRICO



MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO E DO DESPORTO
UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ
SETOR DE TECNOLOGIA

Departamento de Mecânica
Laboratório de Máquinas Térmicas.

Curitiba, 21 de Julho de 2001.

ENSAIO Nº 21G/1

CORRELAÇÃO ENTRE A PRESSÃO APLICADA E O SINAL ELÉTRICO RESULTANTE NO SISTEMA DE MEDIÇÃO HARTMANN & BRAUN.

A - EQUIPAMENTO UTILIZADO:

1-Hartmann & Braun:

1.1-Sistema EOMV 26 com Amplificador EOSE 423, com as seguintes regulagens:

-EOMV 26 :Sem regulagem.

-EOSE 423: db = 36 ; Potenciômetro R = 4,495 ;

Potenciômetro X : posição constante,mesma do Ensaio Nº3C/10 zero; Medição: Posição L.

1.2-Transdutor de pressão, modelo EOSE 180, Nº 1035 , pressão de trabalho $\approx 1,0 \text{ kgp/cm}^2$ (15 psi), tipo indutivo com ponte completa, sobre carga máxima 10X, linearidade = 0,25 %, histerese = 0,15 % ;frequência de ressonancia $> 4 \text{ kHz}$, gama de frequências efetivas = 0 a 2 kHz.

2-VEB Messgeräte Baierfeld/Erzgeb, Nº 2085, 500 kgp/cm², bomba manual de pressurização.

3-Coluna de mercúrio, com capacidade de 0 a 1200 mmHg.

4-ICEL, multímetro digital, modelo IK 1000 A CE CAT II, na posição de escala de C a 2000 mV.

5-Conjunto de filtros amortecedores de ruídos na : linha A, 22 μF .

6-Tektronix:

6.1-Osciloscópio, modelo 5103N, com os seguintes módulos:

6.2-Comando horizontal, "Time Base Amplifier", modelo 5B10N, com a regulagem 5mV/divisão, ponto fixo, comandado manualmente, com posicionamento de 100 mmHg/divisão.

6.3-Dois comandos verticais, "Dual Trace Amplifier", modelo 5A18N, sendo utilizado o canal direito inferior na regulagem de 50 mV/divisão.

CENTRO DE PESQUISA EM MECÂNICA - AV. DAS AMÉRICAS - JARDIM BOTÂNICO - 19011 - CEP 81531-990 - CURITIBA - PARANÁ - PARÁFONE (041) 256-2323 - FAX (041) 266-0222

01/07

Anexo 7a

EOSE 180 nº 1035

EOSE 180 nº 1035

ENSAIO Nº 21G/1



MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO E DO DESPORTO
UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ
SETOR DE TECNOLOGIA

Departamento de Mecânica
Laboratório de Máquinas Térmicas.

Curitiba, 21 de Julho de 2001.

CORRELAÇÃO ENTRE A PRESSÃO APLICADA E O SINAL ELÉTRICO RESULTANTE NO SISTEMA DE MEDIÇÃO HARTMANN & BRAUN.

B - CONDIÇÕES DO MEIO AMBIENTE:

-Temperatura: $t_{amb} = + 20 \text{ }^{\circ}\text{C}$; -Pressão: $p_{amb} = 890 \text{ mb}$;
Humidade Relativa: $HR_{amb} = 90 \%$

C - PROCEDIMENTO:

Foram realizadas quatro correlações independentes com o transdutor EOSE 180, Nº 1035 (Item 1.2) como segue:

- CORRELAÇÃO C-1 - Conexão (+) do transdutor, pressão crescente.
- CORRELAÇÃO C-2 - Conexão (+) do transdutor, pressão decrescente.
- CORRELAÇÃO C-3 - Conexão (-) do transdutor, pressão crescente.
- CORRELAÇÃO C-4 - Conexão (-) do transdutor, pressão decrescente.

A variação de pressão foi feita manualmente através da bomba VEB (Item 2) e anotando-se como segue:

- a altura da coluna de mercúrio, (Item 3), em mmHg;
- a tensão no multímetro ICEL (Item 4), em mV;
- registrando-se no osciloscópio Tectronix (Item 6) a posição da imagem correspondente, e fotografando-se a imagem completa da correlação em tela.

Após foram calculados: a Média \bar{x} , o Desvio Padrão s , e o Coeficiente de Variação s/\bar{x} , de cada correlação, C1, C2, C3 e C4.

A utilização do multímetro digital ICEL (Item 4) é devida a sua maior precisão nas leituras das tensões, do que a observação na tela do osciloscópio.

EOSE 180 nº 1035



MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO E DO DESPORTO
UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ
SETOR DE TECNOLOGIA

ENSAIO Nº 21G/1

Departamento de Mecânica
Laboratório de Máquinas Térmicas.
Curitiba, 21 de Julho de 2001.

CORRELAÇÃO ENTRE A PRESSÃO APLICADA E O SINAL ELÉTRICO RESULTANTE NO SISTEMA DE MEDIÇÃO HARTMANN & BRAUN.

CORRELAÇÃO C-1 :

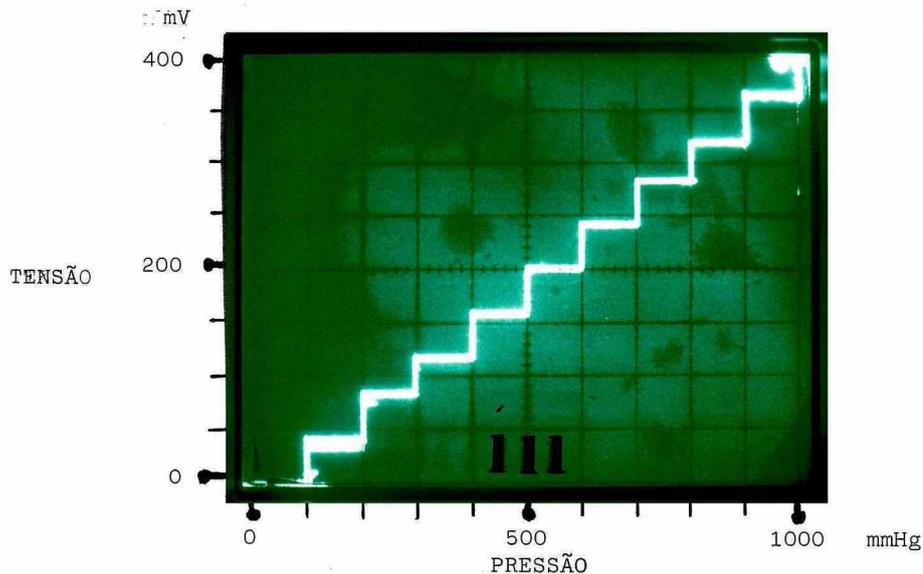
Transdutor EOSE 180, Nº 1035, conexão (+). pressão CRESCENTE.

PRESSÃO, p mmHg	TENSÃO, V mV	CORRELAÇÃO mmHg/mV	CORRELAÇÃO: $C_1 = 2,4693$ mmHg/mV $P_{\text{mmHg}} = 2,4693 \times V_{\text{mV}}$
0	0	-	
100	40	2,5000	
200	80	2,5000	
300	120	2,5000	
400	161	2,4845	
500	202	2,4752	
600	244	2,4590	
700	285	2,4561	
800	327	2,4465	
900	369	2,4390	
1000	411	2,4331	

Média $\bar{x} = 2,4693$

Desvio Padrão $s = 0,0261$

Cóef. de Variação $s/\bar{x} = 0,0106 = 1,06\%$



CORRELAÇÃO C-1 - FOTO Nº 111

03/07

CENTRO POLITECNICO - JARDIM DAS AMERICAS - CAIXA POSTAL 19011 - CEP 81531-990 - CURITIBA - PARANA - PABX FONE (041) 256-3323 - FAX (041) 256-0222

Anexo 7c

EOSE 180 nº 1035



MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO E DO DESPORTO
UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ
SETOR DE TECNOLOGIA

ENSAIO Nº 21G/1

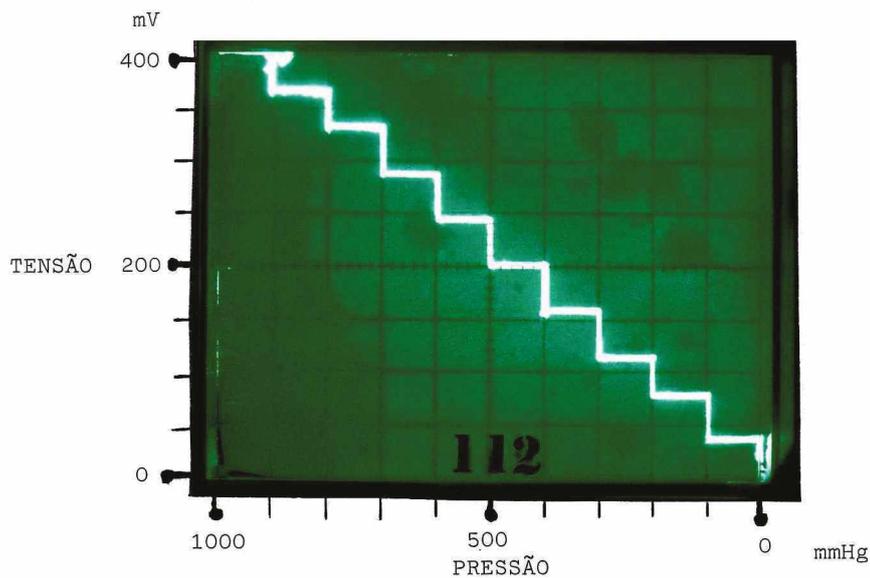
Departamento de Mecânica
Laboratório de Máquinas Térmicas.
Curitiba, 21 de Julho de 2001.

CORRELAÇÃO ENTRE A PRESSÃO APLICADA E O SINAL ELÉTRICO RESULTANTE NO SISTEMA DE MEDIÇÃO HARTMANN & BRAUN.

CORRELAÇÃO C-2 :

Transdutor EOSE 180, Nº1035 , conexão (+). pressão DECRESCENTE.

PRESSÃO, p mmHg	TENSÃO, V mV	CORRELAÇÃO mmHg/mV	CORRELAÇÃO: C ₂ = 2,4585 mmHg/mV <u>$p_{\text{mmHg}} = 2,4585 \cdot x_{\text{mV}}$</u>
0	0	-	
100	40	2,5000	
200	80	2,5000	
300	121	2,4793	
400	163	2,4540	
500	204	2,4510	
600	245	2,4490	
700	286	2,4476	
800	328	2,4390	
900	370	2,4324	
1000	411	2,4331	
Média	$\bar{x} =$	2,4585	
Desvio Padrão	s =	0,0255	
Coef. de Variação	$s/\bar{x} =$	0,0104 = 1,04 %	



CORRELAÇÃO C-2 - FOTO Nº 112

04/07

CENTRO POLITECNICO - JARDIM DAS AMERICAS - CAIXA POSTAL 19011 - CEP 81531-990 - CURITIBA - PARANÁ - PABX FONE (041) 266-2323 - FAX (041) 266-0222

Anexo 7d

EOSE 180 nº 1035

ENSAIO Nº 21G/1



MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO E DO DESPORTO
UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ
SETOR DE TECNOLOGIA

Departamento de Mecânica
Laboratório de Máquinas Térmicas.
Curitiba, 21 de Julho de 2001.

CORRELAÇÃO ENTRE A PRESSÃO APLICADA E O SINAL ELÉTRICO RESULTANTE NO SISTEMA DE MEDIÇÃO HARTMANN & BRAUN.

CORRELAÇÃO C- 3:

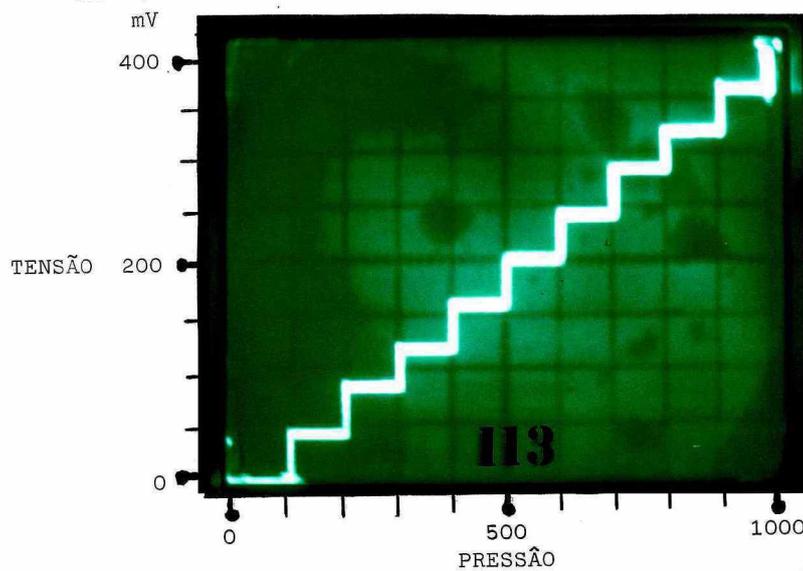
Transdutor EOSE 180, Nº , conexão (-). pressão CRESCENTE.

PRESSÃO, p mmHg	TENSÃO, V mV	CORRELAÇÃO mmHg/mV	CORRELAÇÃO: C = 2,5095 mmHg/mV
0	0	-	$P_{\text{mmHg}} = 2,5095 \times V_{\text{mV}}$
100	40	2,5000	
200	81	2,4691	
300	121	2,4793	
400	160	2,5000	
500	200	2,5000	
600	236	2,5421	
700	278	2,5180	
800	320	2,5000	
900	354	2,5424	
1000	393	2,5445	

Média $\bar{x} = 2,5095$

Desvio Padrão $s = 0,0266$

Coef. de Variação $s/\bar{x} = 0,0106 = 1,06 \%$



CORRELAÇÃO C-3 - FOTO Nº 113

05/07

Anexo 7e

EOSE 180 nº 1035



MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO E DO DESPORTO
UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ
SETOR DE TECNOLOGIA

ENSAIO Nº 21G/1

Departamento de Mecânica
Laboratório de Máquinas Térmicas.
Curitiba de 2001.

CORRELAÇÃO ENTRE A PRESSÃO APLICADA E O SINAL ELÉTRICO RESULTANTE NO SISTEMA DE MEDIÇÃO HARTMANN & BRAUN.

CORRELAÇÃO C-4 :

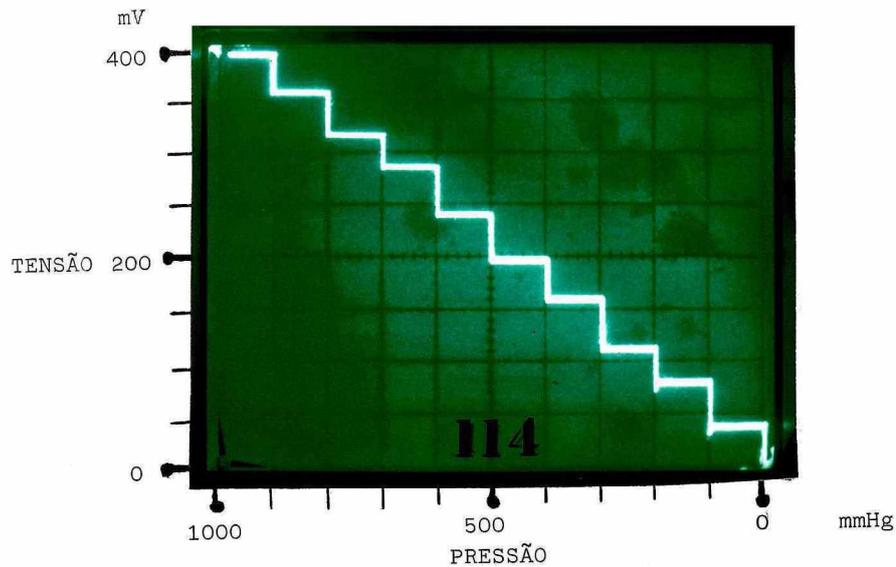
Transdutor EOSE 180, Nº , conexão (-). pressão DECRESCENTE.

PRESSÃO, p mmHg	TENSÃO, V mV	CORRELAÇÃO mmHg/mV	CORRELAÇÃO: $C_4 = 2,5068$ mmHg/mV
0	0	-	$p_{\text{mmHg}} = 2,5068 \times V_{\text{mV}}$
100	41	2,4390	
200	81	2,4691	
300	120	2,5000	
400	159	2,5157	
500	199	2,5126	
600	238	2,5210	
700	279	2,5090	
800	318	2,5157	
900	355	2,5352	
1000	392	2,5510	

Média $\bar{x} = 2,5068$

Desvio Padrão $s = 0,0320$

Coef. de Variação $s/\bar{x} = 0,0128 = 1,28 \%$



CORRELAÇÃO C-4 - FOTO Nº 114

06/07

CENTRO POLITECNICO - JARDIM DAS AMERICAS - CAIXA POSTAL 19011 - CEP 81531-990 - CURITIBA - PARANA - PABX FONE (041) 366-2323 - FAX (041) 266-0222

Anexo 7f

EOSE 180 nº 1035

ENSAIO Nº 21G/1



MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO E DO DESPORTO
UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ
SETOR DE TECNOLOGIA

Departamento de Mecânica
Laboratório de Máquinas Térmicas.
Curitiba, de 2001.

CORRELAÇÃO ENTRE A PRESSÃO APLICADA E O SINAL ELÉTRICO RESULTANTE NO SISTEMA DE MEDIÇÃO HARTMANN & BRAUN;

D.- CORRELAÇÃO MÉDIA:

Considerando as correlações C_1 , C_2 , C_3 e C_4 , obtemos a correlação média:

$$\text{Correlação } C_1 = 2,4693 \text{ mmHg/mV}$$

$$\text{Correlação } C_2 = 2,4585 \text{ mmHg/mV}$$

$$\text{Correlação } C_3 = 2,5095 \text{ mmHg/mV}$$

$$\text{Correlação } C_4 = 2,5068 \text{ mmHg/mV}$$

$$\text{Média } \bar{x} = 2,4860 \text{ mmHg/mV}$$

$$\text{Desvio Padrão } s = 0,0259 \text{ mmHg/mV}$$

$$\text{Coef. de Variação } s/\bar{x} = 0,0104 = 1,04 \%$$

A correlação média entre a pressão aplicada no transdutor de pressão Hartmann & Braun (Item 1.2) e o sinal elétrico resultante será:

$$C_{HB,1035} = 2,4860 \text{ mmHg/mV}$$


Professor MC JOSÉ CARLOS LAURINDO
Máquinas Térmicas II - Combustão Interna.


Professor ALDO PESARINI
- Orientado -

VISTO.


Professor Dr. GREGÓRIO BUSSYGUIN
- Orientador -

07/07

CENTRO POLITECNICO - JARDIM DAS AMERICAS - CAIXA POSTAL 19011 - CEP 81531-990 - CURITIBA - PARANA - PABX FONE (041) 366-2323 - FAX (041) 266-0222

Anexo 7g

ANEXO 8 – CORRELAÇÃO PRESSÃO APLICADA/SINAL ELÉTRICO

ENSAIO Nº 3C/1



MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO E DO DESPORTO
UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ
SETOR DE TECNOLOGIA

Departamento de Mecânica
Laboratório de Máquinas Térmicas.
Curitiba, 03 de Março de 2001.

CORRELAÇÃO ENTRE A PRESSÃO APLICADA E O SINAL ELÉTRICO RESULTANTE NO SISTEMA DE MEDIÇÃO HARTMANN & BRAUN.

A - EQUIPAMENTO UTILIZADO:

1-Hartmann & Braun:

1.1-Sistema EOMV 26 com Amplificador EOSE 423, com as seguintes regulagens:

-EOMV 26 : Sem regulagem.

-EOSE 423: db = 36 ; Potenciômetro R = 4,495 ;

Potenciômetro X : posição constante, com mínimo desvio do zero; Medição: Posição L.

1.2-Transdutor de pressão, modelo EOSE 180, Nº 2307, pressão de trabalho $\approx 3,5$ kgp/cm² (50 psi), tipo indutivo com ponte completa, sobre carga máxima 10X, linearidade = 0,25 %, histerese = 0,15 % ; frequência de ressonancia > 4 kHz, gama de frequências efetivas = 0 a 2 kHz.

2-VEB Messgeräte Baierfeld/Erzgeb, Nº 2085, 500 kgp/cm², bomba manual de pressurização.

3-Coluna de mercúrio, com capacidade de 0 a 1200 mmHg.

4-ICEL, multímetro digital, modelo IK 1000 A CE CAT II, na posição de escala de 0 a 200 mV.

5-Conjunto de filtros amortecedores de ruídos na : linha A, 22 μ F.

6-Tektronix:

6.1-Osciloscópio, modelo 5103N, com os seguintes módulos:

6.2-Comando horizontal, "Time Base Amplifier", modelo 5B10N, com a regulagem 5mV/divisão, ponto fixo, comandado manualmente, com posicionamento de 100 mmHg/divisão.

6.3-Dois comandos verticais, "Dual Trace Amplifier", modelo 5A18N, sendo utilizado o canal direito inferior na regulagem de 20 mV/divisão.

01/07

CENTRO DE PESQUISA EM MECÂNICA - AVENIDA DAS AMÉRICAS - CAIXA POSTAL 19011 - CEP 81531-990 - CURITIBA - PARANÁ - PABX FONE (041) 266-2323 - FAX (041) 266-0222

Anexo 8a

EOSE 180 nº 2307

EOSE 180 nº 2307

ENSAIO Nº 3C/1



MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO E DO DESPORTO
UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ
SETOR DE TECNOLOGIA

Departamento de Mecânica
Laboratório de Máquinas Térmicas.

Curitiba, 03 de Março de 2001.

CORRELAÇÃO ENTRE A PRESSÃO APLICADA E O SINAL ELÉTRICO RESULTANTE NO SISTEMA DE MEDIÇÃO HARTMANN & BRAUN.

B - CONDIÇÕES DO MEIO AMBIENTE:

-Temperatura: $t_{amb} = + 25 \text{ }^\circ\text{C}$; -Pressão: $p_{amb} = 910 \text{ mb}$;
Humidade Relativa: $HR_{amb} = 85 \%$

C - PROCEDIMENTO:

Foram realizadas quatro correlações independentes com o transdutor EOSE 180, Nº 2307 (Item 1.2) como segue:

CORRELAÇÃO C-1 - Conexão (+) do transdutor, pressão crescente.

CORRELAÇÃO C-2 - Conexão (+) do transdutor, pressão decrescente.

CORRELAÇÃO C-3 - Conexão (-) do transdutor, pressão crescente.

CORRELAÇÃO C-4 - Conexão (-) do transdutor, pressão decrescente.

A variação de pressão foi feita manualmente através da bomba VEB (Item 2) e anotando-se como segue:

-a altura da coluna de mercúrio, (Item 3), em mmHg;

-a tensão no multímetro ICEL (Item 4), em mV;

-registrando-se no osciloscópio Tectronix (Item 6) a posição da imagem correspondente, e fotografando-se a imagem completa da correlação em tela.

Após foram calculados: a Média \bar{x} , o Desvio Padrão s , e o Coeficiente de Variação s/\bar{x} , de cada correlação, C1, C2, C3 e C4.

A utilização do multímetro digital ICEL (Item 4) é devida a sua maior precisão nas leituras das tensões, do que a observação na tela do osciloscópio.

02/07

EOSE 180 n° 2307

ENSAIO N° 3C/1



MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO E DO DESPORTO
UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ
SETOR DE TECNOLOGIA

Departamento de Mecânica

Laboratório de Máquinas Térmicas.

Curitiba 03 de Março de 2001.

CORRELAÇÃO ENTRE A PRESSÃO APLICADA E O SINAL ELÉTRICO RESULTANTE NO SISTEMA DE MEDIÇÃO HARTMANN & BRAUN.

CORRELAÇÃO C-2 :

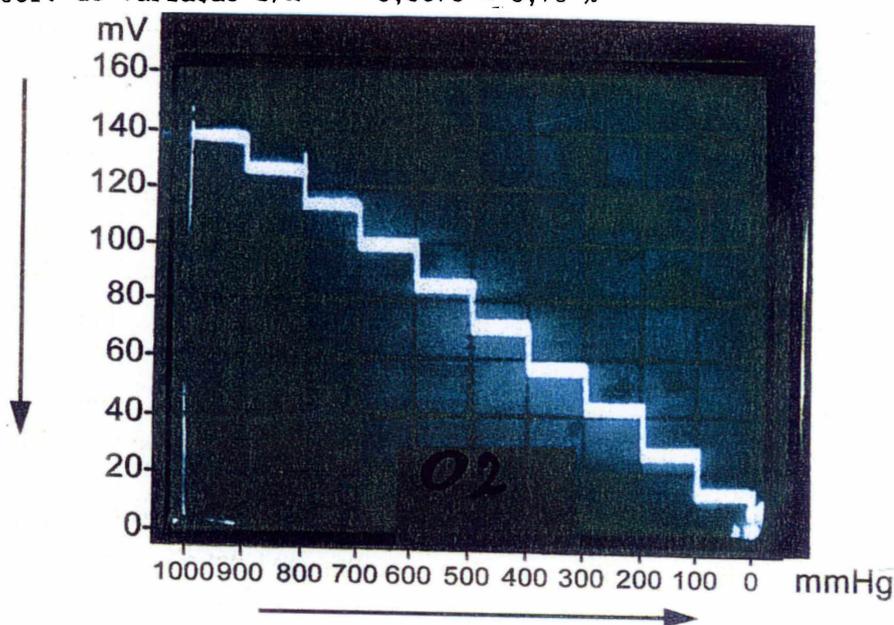
Transdutor EOSE 180, N° 2307, conexão (+). pressão DECRESCENTE.

PRESSÃO, p mmHg	TENSÃO, V mV	CORRELAÇÃO mmHg/mV	CORRELAÇÃO: $C_2 = 7,1213 \text{ mmHg/mV}$ $\underline{p_{\text{mmHg}} = 7,1213 \times V_{\text{mV}}}$
0	0	-	
100	13,9	7,1942	
200	27,8	7,1942	
300	42,2	7,1090	
400	56,4	7,0922	
500	70,6	7,0822	
600	84,8	7,0755	
700	99,4	7,0423	
800	112,0	7,1429	
900	127,0	7,0866	
1000	139,0	7,1942	

Média $\bar{x} = 7,1213$

Desvio Padrão $s = 0,0563$

Coef. de Variação $s/\bar{x} = 0,0079 = 0,79 \%$



CORRELAÇÃO C-2

04/07

EOSE 180 nº 2307

ENSAIO Nº 3C/1



MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO E DO DESPORTO
UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ
SETOR DE TECNOLOGIA

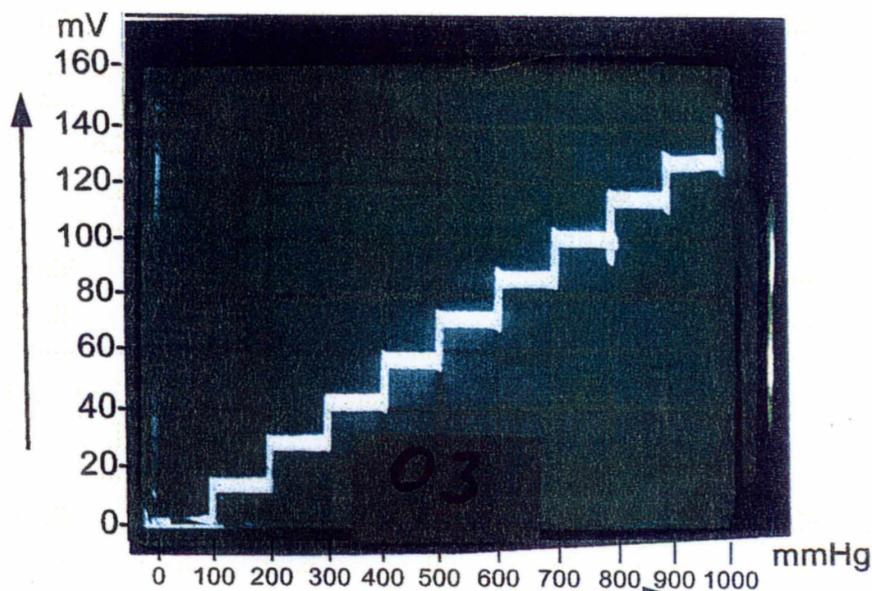
Departamento de Mecânica
Laboratório de Máquinas Térmicas.
Curitiba 03 de Março de 2001.

CORRELAÇÃO ENTRE A PRESSÃO APLICADA E O SINAL ELÉTRICO RESULTANTE NO SISTEMA DE MEDIÇÃO HARTMANN & BRAUN.

CORRELAÇÃO C- 3:

Transdutor EOSE 180, Nº 2307, conexão (-). pressão CRESCENTE.

PRESSÃO, p mmHg	TENSÃO, v mV	CORRELAÇÃO mmHg/mV	CORRELAÇÃO: C = 7,0797 mmHg/mV $\frac{p_{\text{mmHg}}}{V_{\text{mV}}} = 7,0797 \frac{\text{mmHg}}{\text{mV}}$
0	0	-	
100	14,1	7,0922	
200	28,2	7,0922	
300	42,4	7,0755	
400	57,0	7,0175	
500	71,1	7,0323	
600	85,0	7,0588	
700	99,6	7,0281	
800	112,3	7,1238	
900	126,8	7,0978	
1000	139,3	7,1788	
Média	$\bar{x} =$	7,0797	
Desvio Padrão	s =	0,0490	
Coef. de Variação $s/\bar{x} =$		0,0069 = 0,69 %	



CORRELAÇÃO C-3

05/07

EOSE 180 nº 2307

ENSAIO Nº 3C/1



MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO E DO DESPORTO
UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ
SETOR DE TECNOLOGIA

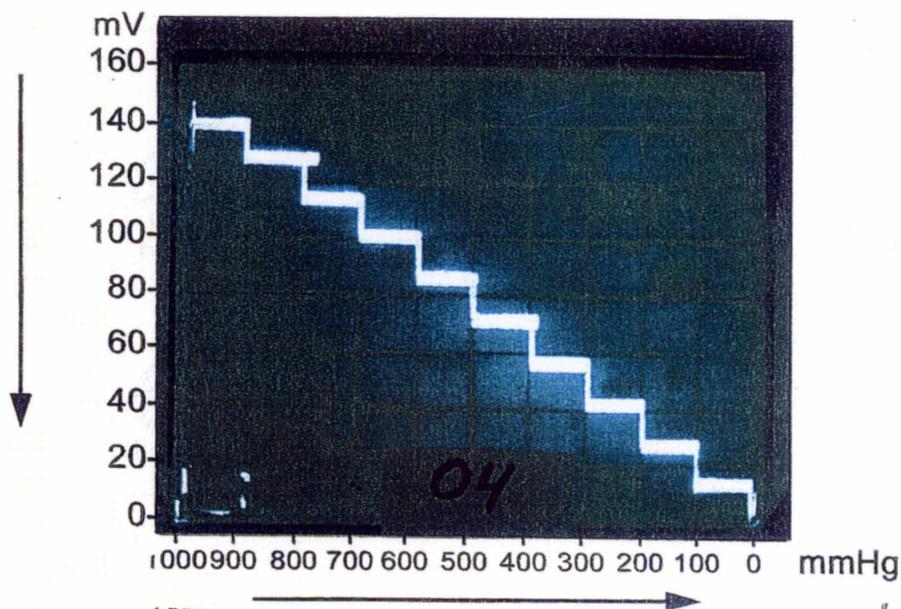
Departamento de Mecânica
Laboratório de Máquinas Térmicas.
Curitiba 03 de Março de 2001.

CORRELAÇÃO ENTRE A PRESSÃO APLICADA E O SINAL ELÉTRICO RESULTANTE NO SISTEMA DE MEDIÇÃO HARTMANN & BRAUN.

CORRELAÇÃO C-4 :

Transdutor EOSE 180, Nº 2307, conexão (-). pressão DECRESCENTE.

PRESSÃO, p mmHg	TENSÃO, V mV	CORRELAÇÃO mmHg/mV	CORRELAÇÃO: $C_4 = 7,0832 \text{ mmHg/mV}$ $p_{\text{mmHg}} = 7,0832 \times V_{\text{mV}}$
0	0	-	
100	14,0	7,1429	
200	27,8	7,1942	
300	42,3	7,0922	
400	56,6	7,0671	
500	71,0	7,0423	
600	85,6	7,0093	
700	98,7	7,0922	
800	114,0	7,0175	
900	128,0	7,0313	
1000	140,0	7,1429	
Média	$\bar{x} =$	7,0832	
Desvio Padrão	$s =$	0,0615	
Coef. de Variação $s/\bar{x} =$		0,0087 = 0,87 %	



CORRELAÇÃO C-4

06/07

EOSE 180 nº 2307

ENSAIO Nº 3C/1



MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO E DO DESPORTO
UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ
SETOR DE TECNOLOGIA

Departamento de Mecânica
Laboratório de Máquinas Térmicas.
Curitiba, 03 de Março de 2001.

CORRELAÇÃO ENTRE A PRESSÃO APLICADA E O SINAL ELÉTRICO RESULTANTE NO SISTEMA DE MEDIÇÃO HARTMANN & BRAUN;

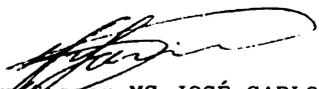
D.- CORRELAÇÃO MÉDIA:

Considerando as correlações C₁, C₂, C₃ e C₄, obtemos a correlação média:

Correlação C ₁	= 7,1111	mmHg/mV
Correlação C ₂	= 7,1213	mmHg/mV
Correlação C ₃	= 7,0797	mmHg/mV
Correlação C ₄	= 7,0832	mmHg/mV
Média	$\bar{x} = 7,0988$	mmHg/mV
Desvio Padrão	$s = 0,0205$	mmHg/mV
Coef. de Variação	$s/\bar{x} = 0,0029 = 0,29 \%$	

A correlação média entre a pressão aplicada no transdutor de pressão Hartmann & Braun (Item 1.2) e o sinal elétrico resultante será:

$$C_{HB,2307} = 7,0988 \text{ mmHg/mV}$$


Professor MC JOSÉ CARLOS LAURINDO
Máquinas Térmicas II - Combustão Interna.


Professor MC ALDO PESARINI
- Orientador -

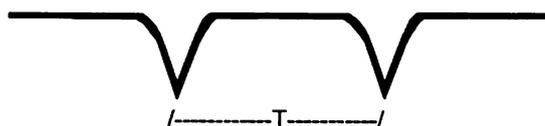
VISTO.


Professor GREGÓRIO BUSSYGUIN
- Orientador -

07/07

ANEXO 9 – PERÍODO E FREQUÊNCIA, CORRELAÇÃO

PERÍODO E FREQUÊNCIA



T = período = duração de um ciclo, segundo, s.

f = frequência = número de ciclos por segundo, s⁻¹.

No nosso caso, número de ciclos por segundo = rotação por segundo.

$$T = 1/f \quad f = 1/T$$

n rpm	f rps, s ⁻¹	T s
1000	16,667	0,060
1100	18,333	0,055
1200	20,000	0,050
1300	21,667	0,046
1400	23,333	0,043
1500	25,000	0,040
1600	26,667	0,038
1700	28,333	0,035
1800	30,000	0,033
1900	31,667	0,032
2000	33,333	0,030
2100	35,000	0,029
2200	36,667	0,027
2300	38,333	0,026
2400	40,000	0,025
2500	41,667	0,024

ANEXO 10 – NÚMERO DE CICLOS, FUNÇÃO DA FREQUÊNCIA E DA DURAÇÃO

NÚMERO DE CICLOS EM FUNÇÃO DA FREQUÊNCIA E DA DURAÇÃO.

1 - INTRODUÇÃO:

1.1 - Velocidade angular e frequência:

Nesta máquina, cada volta da válvula rotativa corresponde a um ciclo na prótese em ensaio. A velocidade angular, indicada pelo mostrador do regulador de velocidade do motor elétrico de acionamento da válvula rotativa, rotações por minuto, representa a frequência, em ciclos por minuto, das próteses em ensaio.

$$N = f \times D, \quad N = \text{número de ciclos}, \quad f = \text{frequência}, \quad D = \text{duração.}$$

1.2 - Duração:

Nestes cálculos, considera-se o dia médio, que é o intervalo de tempo que decorre entre duas passagens consecutivas do Sol médio, pelo meridiano de um lugar (*), sendo a duração de 1 ano:

1 ano trópico ou solar = 365,242 216 79 dias médios (*),

1 ano trópico ou solar = 365d 5h 48m 47,50s (*), sendo que:

d = dias, h = horas, m = minutos, s = segundos.

Assim teremos: 1 hora = 60 minutos, 1 dia = 24 horas,

1 semana = 7 dias, 1 ano = 12 meses, e também:

1 ano = 365,242 216 79 / 7 = 52,177 459 54 semanas,

1 mês = 365,242 216 79 / 12 = 30,436 851 40 dias, e

1 mês = 30,436 851 40 / 7 = 4,348 121 63 semanas.

1.3 - Notação:

Será utilizada a notação científica: $a, bc \dots \times 10^E$, sendo $a, bc \dots$ = Mantissa = Mant e E = expoente.

1.4 - Número de ciclos (cálculos preliminares):

$N_{\text{minuto}} = f \text{ ciclos/minuto}$, $N_{\text{hora}} = 60 N_{\text{minuto}} = 60 \times f$, ciclos/hora.

$N_{\text{dia}} = 24 N_{\text{hora}} = 24 \times 60 \times f = 1\,440 \times f$, ciclos/dia.

$N_{\text{semana}} = 7 N_{\text{dia}} = 7 \times 1\,440 \times f = 10\,080 \times f$, ciclos/semana.

$N_{\text{mês}} = 30,436\,851\,40 \times N_{\text{dia}} = 30,436\,851\,40 \times 1\,440 \times f$

$N_{\text{mês}} = 43\,829,066\,02 \times f$, ciclos/mês.

$N_{\text{ano}} = 365,242\,216\,79 \times N_{\text{dia}} = 365,242\,216\,79 \times 1\,440 \times f$

$N_{\text{ano}} = 525\,948,7922 \times f$, ciclos/ano.

(*) TOURINHO, PLINIO ALVES MONTEIRO, Tratado de Astronomia, Vol.II
Gráfica Mundial Ltda., Curitiba, Março de 1960.

2 - TABELA:2.1 - Número de ciclos em notação científica:

$N_{\text{minuto}} = f = 1,000\ 000 \times 10^0 \times f$, ciclos/minuto.

$N_{\text{hora}} = 60 \times f = 6,000\ 000 \times 10^1 \times f$, ciclos/hora.

$N_{\text{dia}} = 1\ 440 \times f = 1,440\ 000 \times 10^3 \times f$, ciclos / dia.

$N_{\text{semana}} = 10\ 080 \times f = 1,008\ 000 \times 10^4$, ciclos/semana.

$N_{\text{mês}} = 43\ 829,066\ 02 \times f = 4,382907 \times 10^4$, ciclos/mês.

$N_{\text{lano}} = 525\ 948,792\ 2 \times f = 5,259\ 488 \times 10^5$, ciclos/ano.

Considerando a anos teremos:

$$N = 5,259\ 488 \times 10^5 \times f \times a$$

N =número de ciclos em a anos, f =frequência em ciclos/minuto,

a =número de anos. Para 1 mês $a = 8,333\ 333 \times 10^{-2}$,

para 1 semana $a = 1,916\ 536 \times 10^{-2}$.

Para 1 dia $a = 2,737\ 909 \times 10^{-3}$.

Para 1 hora $a = 1,140\ 795 \times 10^{-4}$.

2.2.- Elaboração da tabela: ANEXO 10c

Na 1ª linha: frequências $f=72$ a 2600 ciclos/minuto.

Na 2ª linha: identificação da mantissa Mant, e do expoente E.

Na 1ª coluna: duração em horas, de 1 hora a 876 581 horas, h.

Na 2ª coluna: duração em hora, dia, mês e anos, abrangendo de 1 hora a 100 anos, D.

Nesta tabela, foram adotados 3 dígitos para a mantissa e 1 dígito para o expoente.

1º Exemplo: $f=72$ ciclos/minuto, $D=1$ hora. .'. Mant=4,32 ; E=3
.'. $N = 4,32 \times 10^3 = 4320$ ciclos.

2º Exemplo: $f=2000$ ciclos/minuto, $D=1$ ano..'. Mant=1,05 ; E=9
.'. $N = 1,05 \times 10^9 = 1\ 050\ 000\ 000$ ciclos.

Realmente, o número de ciclos correto é:

$N=2000 \times 60 \times 24 \times 365,242\ 216\ 68 = 1\ 051\ 897\ 584$ ciclos.

Esta diferença é devida a adoção da mantissa com apenas 3 dígitos.

AP/GB/AP

NOMEIO DE CICLOS EM FUNÇÃO DA FREQUENCIA E DA DURAÇÃO - TABELA.

h	D	f	72		100		200		400		600		800		1000		1200		1400		1600		1800		2000		2200		2400		2600		<u>ciclos</u> <u>minuto</u>		
			Mant	E	Mant	E	Mant	E	Mant	E	Mant	E	Mant	E	Mant	E	Mant	E																	
1	1 hora		4,32	3	6,00	3	1,20	4	2,40	4	3,60	4	4,80	4	6,00	4	7,20	4	8,40	4	9,60	4	1,08	5	1,20	5	1,32	5	1,44	5	1,56	5			
24	1 dia		1,04	5	1,44	5	2,88	5	5,76	5	8,64	5	11,52	6	1,44	6	1,73	6	2,02	6	2,30	6	2,59	6	2,88	6	3,17	6	3,46	6	3,74	6			
168	1 semana		7,26	5	1,01	6	2,02	6	4,03	6	6,05	6	8,06	6	1,01	7	1,21	7	1,41	7	1,61	7	1,81	7	2,02	7	2,22	7	2,42	7	2,62	7			
730	1 mês		3,16	6	4,38	6	8,77	6	11,75	7	2,63	7	3,51	7	4,38	7	5,26	7	6,14	7	7,01	7	7,89	7	8,77	7	9,64	7	11,05	8	11,14	8			
8 766	1 ano		3,79	7	5,26	7	11,05	8	2,10	8	3,16	8	4,21	8	5,26	8	6,31	8	7,36	8	8,42	8	9,47	8	11,05	9	1,16	9	1,26	9	1,37	9			
17 532	2 anos		7,57	7	11,05	8	2,10	8	4,21	8	6,31	8	8,42	8	11,05	9	1,26	9	1,47	9	1,68	9	1,89	9	2,10	9	2,31	9	2,52	9	2,73	9			
26 297	3 anos		11,14	8	1,58	8	3,16	8	6,31	8	9,47	8	11,26	9	1,58	9	1,89	9	2,21	9	2,52	9	2,84	9	3,16	9	3,47	9	3,79	9	4,10	9			
35 063	4 anos		11,51	8	2,10	8	4,21	8	8,42	8	11,26	9	1,68	9	2,10	9	2,52	9	2,95	9	3,37	9	3,79	9	4,21	9	4,63	9							
43 829	5 anos		11,89	8	2,63	8	5,26	8	11,05	9	1,58	9	2,10	9	2,63	9	3,16	9	3,68	9	4,21	9													
87 658	10 anos		3,79	8	5,26	8	11,05	9	2,10	9	3,16	9	4,21	9	5,26	9	6,31	9	7,36	9															
131 487	15 anos		5,68	8	7,89	8	11,58	9	3,16	9	4,73	9																							
175 316	20 anos		7,57	8	11,05	9	2,10	9	4,21	9																									
219 145	25 anos		9,47	8	11,31	9	2,63	9																											
262 974	30 anos		11,14	9	1,58	9	3,16	9																											
306 803	35 anos		11,33	9	1,84	9	3,68	9																											
350 633	40 anos		11,51	9	2,10	9	4,21	9																											
394 462	45 anos		11,70	9	2,37	9																													
438 291	50 anos		11,89	9	2,63	9																													
525 949	60 anos		12,27	9	3,16	9																													
613 607	70 anos		12,65	9	3,68	9																													
701 265	80 anos		13,03	9	4,21	9																													
788 923	90 anos		13,41	9																															
876 581	100 anos		13,79	9																															