

EDUARDO AKIRA MISAWA

**PROJETO E CONSTRUÇÃO DE UM DISPOSITIVO PARA ENSAIO
DE FADIGA DE PRÓTESES VALVARES**

Dissertação apresentada à Escola Politécnica da USP, para a obtenção do título de Mestre em Engenharia.

São Paulo, 1983

EDUARDO AKIRA MISAWA
Engenheiro Mecânico, Escola Politécnica da USP, 1979

**PROJETO E CONSTRUÇÃO DE UM DISPOSITIVO PARA ENSAIO
DE FADIGA DE PRÓTESES VALVARES**

Dissertação apresentada à Escola Politécnica da USP para a obtenção do Título de Mestre em Engenharia.

Orientador: Prof. Dr. Octávio Maizza Neto
Professor Assistente Doutor do
Departamento de Engenharia
Mecânica da EPUSP.

São Paulo, 1983

À Sonia, minha esposa.

Aos meus pais, Tomoaki e Hisae.

AGRADECIMENTOS

- Ao Professor Octávio Maizza Neto, pela efetiva orientação do presente estudo e pelos valiosos incentivo e apoio à nossa carreira universitária e profissional.
- Ao Doutor Kenji Nakiri, pela co-orientação deste trabalho e por ter colocado a Divisão de Bioengenharia do Instituto do Coração do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo à minha disposição.
- Ao Professor Giorgio E. O. Giacaglia, Chefe do Departamento de Engenharia Mecânica, pelo apoio à pesquisa e à carreira universitária.
- Ao Professor Luis Novaes F. França, Coordenador de Pós-Graduação do Departamento de Engenharia Mecânica, pelo incentivo à carreira universitária.
- Ao Engenheiro Tatsuo Suzuki, pelo apoio e ensinamentos na área de próteses valvares.
- Aos demais engenheiros da Divisão de Bioengenharia, Milton Seigui Oshiro, Marco Antonio Raia Nigro e Hiroshi Nakagawa pelas valiosas sugestões.
- Ao Bioquímico Sérgio Akinori Hayashida, pelas sugestões na sua área.
- Aos Acadêmicos Jorge Bonassa, Alexandre Frascari, Elcio Hayashi, Davi Noboru Nakano e Wellington Silva Barros, pela colaboração.
- A todos os funcionários da Seção de Mecânica da Divisão de Bioengenharia, em particular a Marcondes Bessi, Sebastião Duetis Mendes e Diogo Barasal, pela colaboração recebida.
- A todos os funcionários da Seção de Eletrônica da Divisão de Bioengenharia, João Roberto Sampel, Almir Estevanato Pinto, Luis Carlos Moraes e Dario Yoshihara, pela colaboração recebida.
- As funcionárias da Seção de Biomateriais (Laboratório de Confecção de Válvulas) da Divisão de Bioengenharia e, em especial, à Magda Aparecida da Silva e Lourdes Bertazzoni Regge (Setor de Revestimento de Válvulas), pela colaboração recebida.

- Ao Engenheiro Cândido Pinto de Melo, pela colaboração e por ter colocado o Serviço de Informática Médica à minha disposição.
- Aos Engenheiros Lincoln de Assis Moura Júnior e Sérgio Shiguemi Furuie, do Serviço de Informática Médica, pela colaboração e sugestões recebidas.
- À Srta. Amélia Quioco Hashimoto, pela extraordinária dedicação à datilografia e revisão do texto.
- Ao Fotógrafo Luis K. Shishido, pelas fotografias.
- Ao INCOR-HC.FMUSP, FINEP e FAPESP pelo apoio financeiro.
- Aos meus pais e irmãos, que me apoiaram na minha formação.
- À minha esposa Sonia, pelo auxílio na revisão do texto e, especialmente, pelo seu incentivo, compreensão e paciência.

PROJETO E CONSTRUÇÃO DE UM DISPOSITIVO PA
RA ENSAIO DE FADIGA DE PRÓTESES VALVARES

R E S U M O

O presente trabalho propõe e documenta o desenvolvimento de um dispositivo para ensaio de fadiga de próteses, aplicando um carregamento semelhante àqueles existentes em próteses implantadas.

Foi desenvolvido um modelo matemático para estudo da influência dos parâmetros característicos no desempenho dinâmico do sistema apresentado. ~~Estes estudos foram desenvolvidos através de simulações digitais~~ preliminares. Posteriormente, construiu-se um protótipo baseado em resultados das simulações, o qual foi submetido a ensaios de desempenho.

Os resultados obtidos foram comparados com aqueles obtidos em simulações digitais, verificando-se que o modelo matemático representava satisfatoriamente o equipamento.

Os resultados foram comparados com aqueles obtidos com simuladores cardíacos apresentados por outros autores.

A análise mostrou que o equipamento construído está pronto para executar os ensaios *in vitro* de fadiga de próteses valvares, e estes ensaios serão feitos em condições mais rigorosas.

DESIGN AND CONSTRUCTION OF A DEVICE FOR
FATIGUE TESTING OF HEART VALVE PROSTHESES

A B S T R A C T

The present work suggests and documents the development of a device for accelerated fatigue testing of heart valve prostheses, applying a load similar to those existing in implanted valves.

A mathematical model was developed for evaluations of parameter influence on system dynamic performance. These studies were done via digital simulations, leading to the conclusion that the proposed system was able to reproduce the valves operating conditions. Later, a prototype was built based on the simulation results. This prototype was evaluated by a set of performance tests.

The results were compared with those obtained via digital simulation and it was verified that the mathematical model shows a good agreement with the equipment.

The results of performance tests were also compared with those of mock circulation systems presented by several authors.

The analysis shown that the equipment is ready to execute the *in vitro* fatigue testing of heart valve prostheses and these tests will be done under more severe conditions.

Í N D I C E

VII

pág.

I - INTRODUÇÃO

I.1 - Próteses Valvares	2
I.2 - Aspectos Gerais do Ensaio de Fadiga	7
I.2.1 - Métodos do Ensaio de Fadiga de Próteses Valvares	7
I.2.2 - Condições Ideais para teste de Fadiga de Próteses Valvares	9
I.2.3 - Ensaio de Fadiga de Próteses Valvares - Estudos Realizados Por Outros Pesqui- sadores	10
I.2.4 - Semelhança Dinâmica do Escoamento	15

II - OBJETIVO

II.1 - Ensaio de Fadiga de Próteses Valvares	19
II.2 - Objetivo do Trabalho	22
II.3 - Metodologia Adotada no Projeto	23

III - MODELO MATEMÁTICO DO SISTEMA

III.1 - Modelo Físico	25
III.2 - Hipóteses Adotadas	27
III.3 - Modelos Matemáticos	28
III.3.1 - Modelo de 4a. ordem	29
III.3.2 - Modelo de 2a. ordem	41
III.4 - Programa de Simulação	51
III.5 - Análise de Autovalores, Simulações Preliminares e Escolha do Modelo Matemático Adequado	60

IV - DESENVOLVIMENTO DO EQUIPAMENTO

IV.1 - Primeiro Protótipo	72
IV.2 - Problemas no Primeiro Protótipo	80
IV.3 - Protótipo Modificado	81

	VIII
	pág.
V - RESULTADOS	
V.1 - Ensaio do Primeiro Protótipo	93
V.1.1 - Comparação com Resultados Encontrados na Bibliografia	94
V.1.2 - Melhor Resultado e Comparação com o Modelo Matemático	98
V.2 - Ensaio do Protótipo Modificado	103
VI - ANÁLISE DOS RESULTADOS	
VI.1 - Validação do Modelo Matemático	106
VI.2 - Comparação do Desempenho do Equipamento Construído em Relação ao Desempenho de Equipamentos Apresenta dos nas Referências Bibliográficas	113
VI.3 - Desempenho do Equipamento Como Testador de Fadiga de Próteses Valvares	115
VII - CONCLUSÕES E RECOMENDAÇÕES	
VII.1 - Modelo Matemático do Equipamento	117
VII.2 - Equipamento Construído	118
VII.3 - Sugestão Para Futuros Trabalhos	119
APÊNDICES	
A.1 - Cópia da Proposta da Norma para Próteses Valvares AAMMI CVP-D 3/79	121
A.2 - Listagem do programa PSSD - Programa Simulador de Sistemas Dinâmicos	128
A.3 - Semelhança Dinâmica do Escoamento	149

A.4 - Desenhos	153
A.5 - Expansão em Série de <i>Fourier</i> das Curvas de Pressão	163
A.6 - Teste Dinâmico do Sistema Transdutor-Tubos de Li- gação	173
A.7 - Fundamentos da técnica de <i>Bond-Graph</i>	190
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	199

ÍNDICE DE FIGURAS

	pág.
I.1 - Válvula de bola implantada em 1960, por HARKEN	3
I.2 - Valva de dura-mãter	3
I.3 - Válvulas mecânicas	4
I.4 - Curva de <i>Wöhler</i> para fadiga mecânica da dura-mãter	8
I.5 - <i>Strain-Gauge</i> colado na lascínea da valva de dura - mãter	9
I.6 - Dispositivo de ensaio de fadiga de próteses valva- res desenvolvidas por STEINMETZ <i>et al.</i>	11
I.7 - Duplicador de pulso apresentado por ALMOND <i>et al.</i>	12
I.8 - Dispositivo apresentado por CHETTA <i>et al.</i>	13
I.9 - Duplicador de pulso utilizado por CLARK <i>et al.</i>	14
III.1 - Esquema do circuito hidráulico do duplicador de pulso	25
III.2 - Esquema do circuito hidráulico com inertâncias fluidas	29
III.3 - Diagrama <i>Bond-Graph</i> equivalente ao circuito da fig.III.2 ...	30
III.4 - O <i>Bond-Graph</i> com a junção "0" da pressão de referência eliminado	31
III.5 - O <i>Bond-Graph</i> simplificado	31
III.6 - Diagrama <i>Bond-Graph</i> com a numeração das junções e com as relações causais já determinadas	32
III.7 - Diagrama <i>Bond-Graph</i> completo	32
III.8 - Listagem da subrotina EQSIM do modelo de 4a. ordem	39
III.9 - Esquema do circuito hidráulico	42
III.10- Diagrama <i>Bond-Graph</i> equivalente ao circuito da fig.III.9 ..	43
III.11- O <i>Bond-Graph</i> com a junção "0" de pressão de referência eliminada	43
III.12- O <i>Bond-Graph</i> simplificado	44
III.13- Diagrama <i>Bond-Graph</i> com a numeração das junções e com as relações causais já determinadas	45
III.14- Diagrama <i>Bond-Graph</i> completo	45
III.15- Listagem de subrotina EQSIM, referente ao modelo matemá- tico de 2a. ordem	49

	XI pág.
III.16- Circuito para computador analógico	52
III.17- Sistema massa-mola-amortecedor	54
III.18- Oscilação do sistema	59
III.19- Simulação do modelo de 4a. ordem - 1	62
III.20- Simulação do modelo de 4a. ordem - 2	63
III.21- Simulação do modelo de 4a. ordem - 3	64
III.22- Simulação do modelo de 4a. ordem - 4	65
III.23- Simulação do modelo de 2a. ordem - 1º caso	66
III.24- Simulação do modelo de 2a. ordem - 2º caso	67
IV.1 - Esquema geral do equipamento completo	73
IV.2 - Esquema do gerador de pressão, utilizando eixo entalhado	75
IV.3 - O primeiro modelo de "gerador de pulsos"	76
IV.4 - O segundo gerador de pulsos desmontados	77
IV.5 - Vista externa do segundo "gerador de pulsos"	78
IV.6 - Ilustração do princípio de funcionamento do "gerador pulso"	78
IV.7 - Vista geral do 1º protótipo montando	79
IV.8 - Detalhe da placa perfurada (<i>Straightening vanes</i>)	81
IV.9 - A linha de ensaio desmontada	82
IV.10- A linha de ensaio montada	83
IV.11- O novo capacitor hidropneumático	84
IV.12- O circuito de ensaio completo	84
IV.13- O gerador de onda de pressão após as modificações efetuadas	86
IV.14- O gerador de onda de pressão, montado no reservatório	87
IV.15- Vista da linha de ensaio, montado na mesa do equipamento ...	87
IV.16- Vista do equipamento	88
V.1 - Instrumentação utilizada nos ensaios	92
V.2 - Detalhe da ligação dos transdutores de pressão à câmara de ensaio	93
V.3 - Curvas de pressão apresentadas por SPENCER	94
V.4 - Resultados de um ensaio comparado com o resultado obtido por KLAIN	95

	XII
	pág.
V.5 - Resultados obtidos por SPAAN <i>et al.</i>	96
V.6 - Resultado obtido por YOGANATHAN comparado com o obtido no ensaio do primeiro protótipo	97
V.7 - Curvas de pressão ao longo do tempo, melhoradas	100
V.8 - Resultado da simulação com o parâmetro ajustado	101
V.9 - Resultado do ensaio do protótipo modificado - 1	103
V.10- Resultado do ensaio do protótipo modificado - 2	104
V.11- Resultado do ensaio do protótipo modificado - 3	104
VI.1 - Resultado de um ensaio, utilizando a prótese de <i>Starr-Edwards</i>	107
VI.2 - Resultados da simulação com parâmetros ajustados aos resultados dos ensaios preliminares	108
VI.3 - Simulação com variação de parâmetro - 1	111
VI.4 - Simulação com variação de parâmetro - 2	112

I. 1 - Consumo de próteses valvares. Distribuição por modelo	5
I. 2 - Consumo de válvulas biológicas - Incor	6
III. 1 - Equivalência entre os nomes das variáveis e parâmetros do modelo de 4a. ordem	40
III. 2 - Equivalência entre os nomes das variáveis e parâmetros do modelo de 2a. ordem	50
V. 1 - Parâmetros ajustados para o modelo de 2a. ordem	102
VI. 1 - Valores numéricos dos parâmetros do modelo matemático - ensaios preliminares	109
VI. 2 - Variação nos valores numéricos dos parâmetros - ensaios prelimi- nares	110

LISTA DE SÍMBOLOS E ABREVIÇÕES

- A = Constante de *offset* na função seno do "gerador" de onda retangular, no modelo matemático.
- B = Constante de amortecimento viscoso.
- C_c = Constante de amortecimento crítico.
- C_{in} = Capacitância fluida a montante da prótese valvar ensaiada.
- C_{out} = Capacitância fluida a jusante da prótese valvar ensaiada.
- d = Comprimento característico (no caso de próteses valvares é o diâmetro interno).
- DY(i) = Derivada, $d(Y)/dt$ em relação ao tempo das variáveis Y_i do(s) modelo(s) matemático(s).
- e = *Generalized effort* ou esforço generalizado.
- f = *Generalized flow* ou vazão generalizada.
- fr = Frequência de pulsação do escoamento.
- g = Aceleração da gravidade = $9,8 \text{ m/s}^2$.
- G.P. = "Gerador de pulso" de pressão (fig. III.1).
- h = Perda de carga.
- K = Constante de aumento na frequência de ensaio.
- K_m = Constante de mola.
- K_v = Coeficiente de perda de carga singular.
- ℓ = Litro
- L_c = Inertância fluida entre a prótese e o capacitor C_{out} .
- L_{out} = Inertância fluida do circuito de retorno.
- M = Massa
- mmHg = Unidade de pressão em milímetros de coluna de mercúrio.
- p = *Generalized momentum* ou impulso generalizado.
- P = Pressão

- P_a = Pascal = N/m^2 .
 P_{ao} = "pressão aórtica" (imediatamente a jusante da válvula).
 P_v = "pressão ventricular" (imediatamente a montante da válvula).
 q = *generalized displacement* ou deslocamento generalizado.
 Q = vazão do fluido.
 R_c = Resistência regulável entre a prótese valvar e C_{out} .
 R_{cin} = Resistência hidráulica na curva de entrada.
 R_e = Números de *Reynolds*.
 R_{gout} = Resistência regulável do circuito de retorno.
 R_{in} = Resistência na entrada da câmara de ensaio.
 R_{out} = Resistência do circuito de retorno.
 R_v = Resistência hidráulica da prótese valvar ensaiada.
 V = Velocidade.
 x = Coordenada que define a posição do baricentro da massa (do sistema massa-mola-amortecedor).
 X = Constante.
 $Y(i)$ = Variável y_i do(s) modelo(s) matemático (s).
 $ZDD(i)$ = Constante "i" do(s) modelo(s) matemático(s).
 α = Parâmetro de *Womersley*.
 ΔP = Diferença entre as pressões a montante e a jusante da prótese valvar ensaiada.
 ζ = Fator de amortecimento.
 μ = Viscosidade dinâmica do fluido.
 ν = Viscosidade cinemática do fluido.
 π = 3.14
 ρ = Densidade do fluido.
 τ = Tensão viscosa ou de cisalhamento.

ϕ = Ângulo de fase.

ω = Freqüência circular = 2π fr.

ω_d = Freqüência de oscilação livre amortecida.

ω_n = Freqüência de oscilação livre não amortecida.

Obs.: As unidades utilizadas são as do Sistema S.I.(m = metro, s = segundo, Kg = kilograma, N = Newton e Pa = Pascal).

CAPÍTULO I
INTRODUÇÃO

CAPÍTULO I

I N T R O D U Ç Ã O

I. 1 - Próteses Valvares

Entre as cardiopatias que afligem o ser humano, aquelas que atingem as valvas do coração merecem destaque. Conhecidas como doenças valvares, são em certos casos corrigidas através de uma cirurgia onde se faz a substituição da valva natural defeituosa por uma outra artificial, chamada de prótese valvar.

Os estudos pioneiros na área das próteses valvares foram feitos na década de 40, sendo que o primeiro implante de uma prótese valvar em animal de experimentação foi realizada em 1951, por DENTON⁴⁸. Em 1952, HUFNAGEL^{16, 31, 48} implantou uma prótese valvar na aorta descendente de um ser humano. Com o advento da máquina de circulação extracorpórea (*máquina coração-pulmão artificial*), tornou-se possível a cirurgia do coração a céu aberto. Assim sendo, HARKEN^{15, 31} implantou, em 1960, uma válvula de bola (fig. 1.1) na posição aórtica de um paciente. Ainda no ano de 1960, STARR³¹ fez o primeiro implante na posição mitral.

As válvulas de bola foram as primeiras próteses valvares que surgiram. Nos últimos 20 anos apareceram várias concepções de válvulas, sendo que algumas estão sendo industrializadas e comercializadas internacionalmente.

Entre as próteses mais utilizadas pode-se mencionar as válvulas biológicas (fig. 1.2) (homólogas - fabricadas com dura-máter ou heterólogas - fabricadas com pericárdio bovino ou valva de porco) e as válvulas mecânicas (fig. 1.3), (*Lillehei-Kaster* - fig. 1.3A, *Björk-Shiley* - fig. 1.3B, *Omnicience* - fig. 1.3C, *Starr-Edwards* - fig. 1.3D etc.).

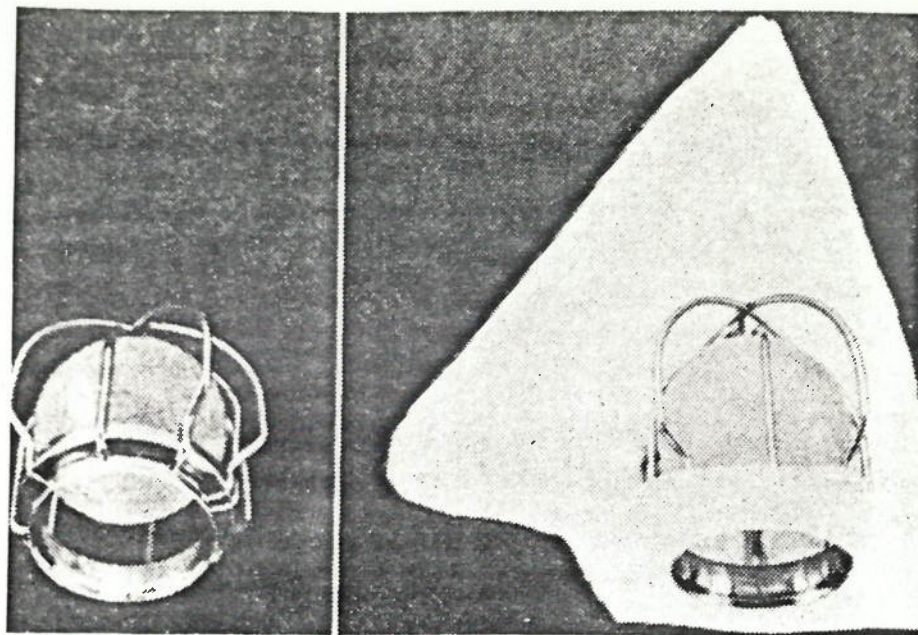


Fig. 1.1 - Válvula de bola implantada em 1960, por HARKEN¹⁵

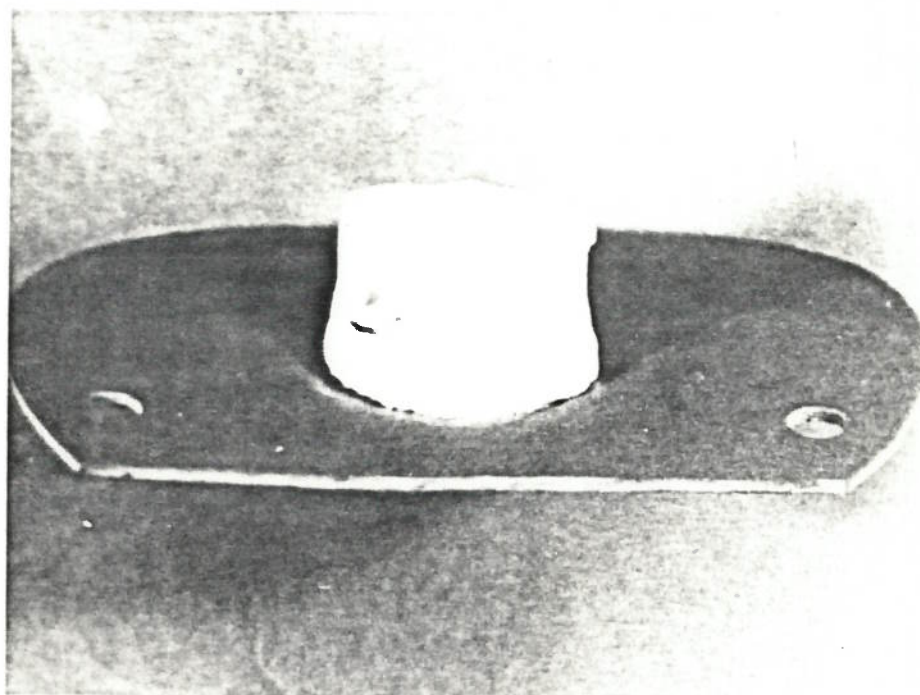


Fig. 1.2 - Valva de dura-mãter

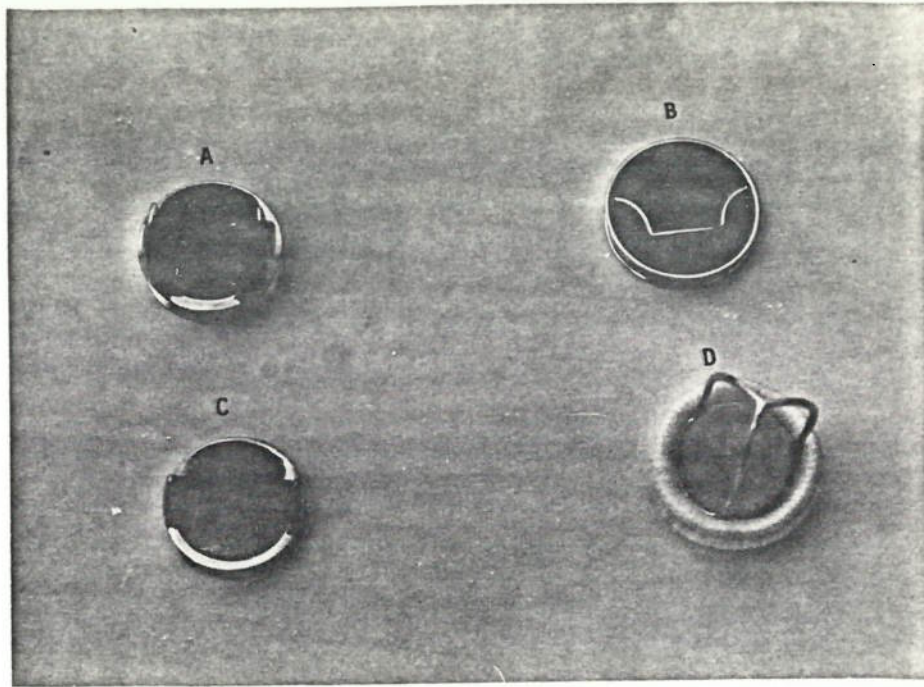


Fig. 1.3 - Válvulas mecânicas.

A - *Lillehei-Kaster*;

B - *Björk-Shiley*;

C - *Omniscience*;

D - *Starr-Edwards*).

As próteses valvares biológicas têm sido as mais utilizadas no Instituto do Coração do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (INCOR-HC.FMUSP).

O resultado de um levantamento quanto ao consumo de próteses valvares no Instituto do Coração (INCOR) ilustra este fato: a tabela 1.1 apresenta a quantidade de próteses consumidas nos últimos dois anos (1981-1982), classificada por modelos de válvulas; a tabela 1.2 mostra o consumo de válvulas biológicas fabricadas na Divisão de Bioengenharia do INCOR, segundo os diversos tamanhos existentes.

TABELA 1.1
Consumo de próteses valvares - Distribuição por modelo

Modelo	1981 quant. (%)	1982 quant. (%)	1981 + 1982 quant. (%)
Valva de dura-mãter	180(78%)	3(1%)	183(37%)
Valva de pericárdio bovino	13(6%)	234(86%)	247(49%)
Valva de porco	- -	6(2%)	6(1%)
<i>Starr-Edwards</i>	21(9%)	14(5%)	35(7%)
<i>Omniscience</i>	7(3%)	10(4%)	17(3%)
<i>Lillehei-Kaster</i>	8(3%)	- -	8(2%)
<i>Björk-Shiley</i>	- -	2(1%)	2(0,4%)
<i>Hall-Kaster</i>	1(0,4%)	- -	1(0,2%)
<i>Bentley-Sorin</i>	- -	2(1%)	2(0,4%)
t o t a l	230(100%)	271(100%)	501(100%)

Fonte: Arquivos da Divisão de Bioengenharia do INCOR-HC.FMUSP.

TABELA 1.2

Consumo de valvas biológicas - INCOR¹

Tamanho	1981 ² quant. (%)	1982 ³ quant. (%)
16	0 (-)	0 (-)
18	11 (6%)	10 (6%)
20	29 (16%)	26 (15%)
22	17 (9%)	35 (20%)
24	48 (27%)	26 (15%)
26	69 (38%)	58 (33%)
28	6 (3%)	19 (11%)
30	0 (-)	0 (-)
T o t a l	180 (100%)	174 (100%)

Fonte: Arquivos da Divisão de Bioengenharia do INCOR-HC.FMUSP.

1 - Próteses fabricadas na Divisão de Bioengenharia do INCOR-HC.FMUSP.

2 - Próteses valvares de dura-mãter.

3 - Próteses valvares de pericárdio bovino.

No desenvolvimento das próteses valvares é necessário estudar as características da mesma. Para tanto, verifica-se o desempenho fluido-dinâmico²⁷, durabilidade^{8,9,42} e compatibilidade biológica⁴, *in vitro* e *in vivo*^{24,29}.

Este trabalho apresenta um equipamento para estudo *in vitro* da durabilidade de próteses valvares.

I. 2 - Aspectos Gerais do Ensaio de Fadiga.

I. 2. 1 - Métodos de Ensaio de Fadiga de Próteses Valvares.

A durabilidade da prótese valvar tem sido uma preocupação constante dos engenheiros, físicos, químicos e médicos que trabalham no desenvolvimento de válvulas cardíacas artificiais.

Este estudo pode ser conduzido de cinco modos diferentes : estudo das propriedades mecânicas dos materiais utilizados na fabricação da prótese valvar, estudo das propriedades mecânicas dos componentes da prótese valvar, avaliação da vida útil da prótese montada (idêntica àquelas usadas em implantes), acompanhamento da durabilidade das próteses implantadas em animais de experimentação e acompanhamento da vida útil de próteses implantadas em seres humanos.

A avaliação da vida útil dos tecidos valvares, a partir das propriedades mecânicas dos materiais utilizados na confecção da mesma, pressupõe que as propriedades mecânicas relevantes em relação à fadiga sejam conhecidas. No caso de materiais metálicos as propriedades são realmente conhecidas, porém o mesmo não acontece com os materiais biológicos.

Alguns trabalhos^{5,41} procuraram caracterizar estas propriedades. SUZUKI⁴¹ levantou a curva de *Wöhler*, tensão de fadiga "versus" número de ciclos, para fadiga de dura-máter (fig. 1.4), e através da medida de tensões nas lascineas da valva de dura-máter (fig. 1.5) estimou a vida útil desta prótese em dez anos⁴¹.

O estudo das propriedades mecânicas dos componentes das próteses valvares, com o intuito de melhorar a durabilidade da prótese como um todo, também é feito. KOORAJIAN *et al.*¹⁹ relataram um ensaio de tração simples nas gaiolas da válvula de bola. SUZUKI *et al.*⁴² relataram o uso da técnica da fotoelasticidade para análise de tensões no anel de polipropileno que havia sido proposto como substituto do anel de aço inoxidável até então utilizado.

Mais recentemente, um relatório do INCOR-HC.FMUSP⁶ descre-

veu a avaliação feita quanto ao fenômeno de fluência (*creep*) e absorção de choques no anel flexível da prótese de dura-mãter.

O implante da prótese valvar em animal de experimentação, ou em seres humanos, com o objetivo de estudar a durabilidade tem como inconveniente a necessidade de acompanhamento por longos períodos (dez a vinte e cinco anos). Nos casos de seres humanos adiciona-se o alto risco que representa para o paciente (veja, por exemplo, o relato de GOLD & HERTZ¹³). No entanto, algumas próteses valvares foram implantadas em seres humanos sem o conhecimento prévio da durabilidade e o resultado do acompanhamento forneceu (e fornece) informações importantes quanto ao desempenho e durabilidade das válvulas implantadas (veja, por exemplo, PUIG *et al.*^{29,30}, CRUPI *et al.*¹¹ e YOGANATHAN *et al.*⁵⁰).

O teste de fadiga da prótese valvar é feita *in vitro* em dispositivos chamados no nosso meio de duplicadores de pulso. Uma nova concepção deste dispositivo é apresentada neste trabalho e será discutida nos itens e capítulos a seguir.

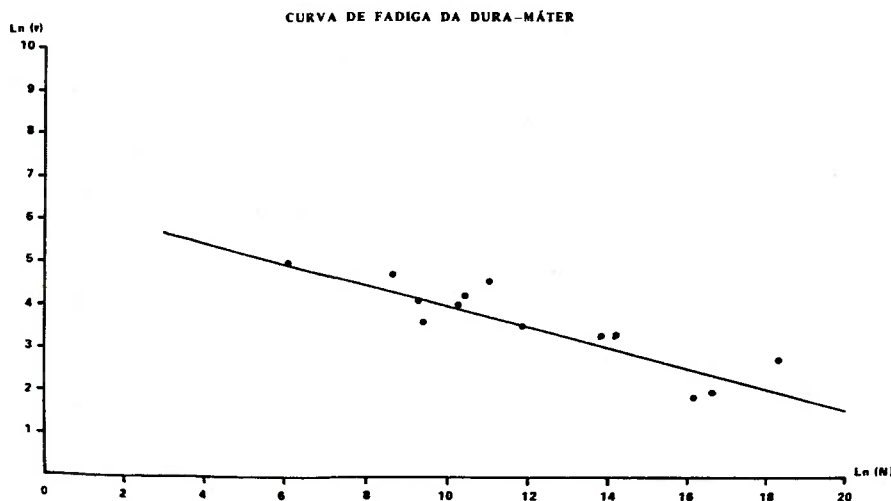


Fig. 1.4 - Curva de Wohler para fadiga mecânica da dura-mãter. Reproduzido de SUZUKI, T.⁴¹.

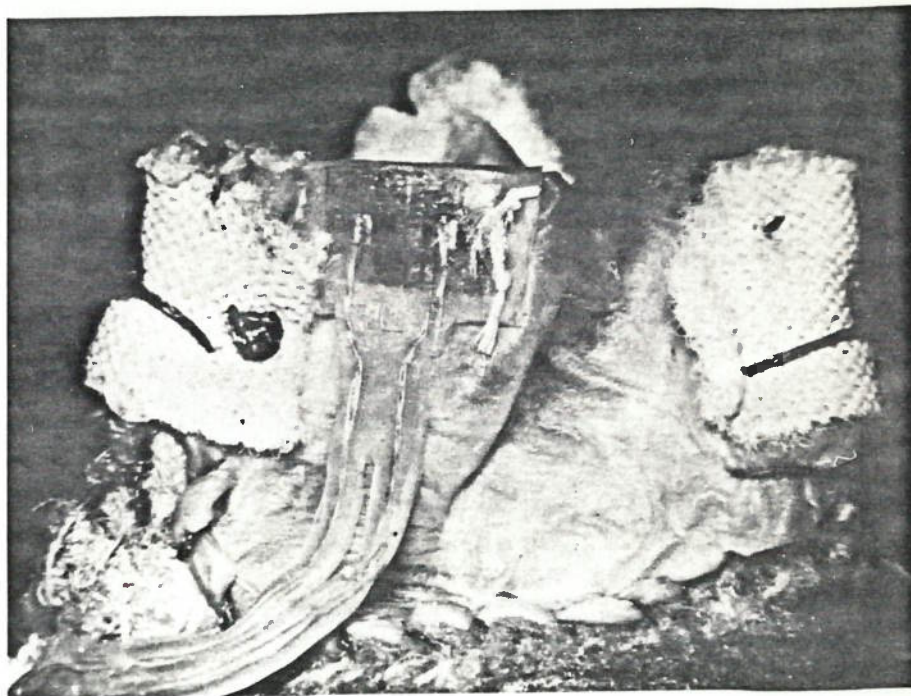


Fig. 1.5 - *Strain-gauge* colado na lascínea da valva de dura-mãter.
Reproduzido de SUZUKI, T.⁴¹.

I. 2.2 - Condições Ideais Para Teste de Fadiga de Próteses Valvares

No ensaio de fadiga é necessário²⁶ obedecer aos princípios básicos da teoria de fadiga²³ e, no duplicador de pulso, os princípios da mecânica dos fluidos⁴³. Estes princípios, juntamente com a necessidade de um ensaio acelerado de fadiga de próteses valvares, especificam as seguintes condições para execução do ensaio:

- a) a frequência de ensaio deve ser maior do que a frequência da batida do coração de um ser humano normal;
- b) a intensidade dos esforços mecânicos nos componentes da prótese deve ser igual àquela que ocorre nas condições fisiológicas normais no homem;
- c) a variação dos esforços mecânicos como função do tempo deve ser igual àquela existente num ser humano normal.

É necessário elevar a frequência de ensaio para encurtar substancialmente a duração do teste. Não seria prático esperar, por exemplo, dez anos de ensaio a uma frequência de 80 ciclos por minuto para obter os resultados de um ensaio de fadiga.

As condições "b" e "c" são conseqüências da teoria de fadiga²³. O ensaio de fadiga deve ser executado de tal forma que a aplicação dos esforços na prótese valvar seja igual àsquelas existentes nas próteses implantadas; se os esforços aplicados forem diferentes, os resultados do teste de fadiga terão uma validade duvidosa.

I. 2.3 - Ensaio de Fadiga de Próteses Valvares - Estudos Realizados por Outros Pesquisadores.

Da pesquisa bibliográfica obteve-se referência a cinco tipos de dispositivos de ensaio de fadiga de próteses valvares: o de QUINTON & SOROFF⁸, o de STEINMETZ⁴⁰, ALMOND², CHETTA⁷ e o de CLARK⁸.

O trabalho pioneiro da área é devido a QUINTON & SOROFF (1959), porém a única informação que se tem é a de que se tratava de um dispositivo simples. Apesar de ter a referência fornecida por CLARK *et al.*⁸, não foi possível obter a referida bibliografia.

STEINMETZ *et al.*⁴⁰ relataram, em 1964, um dispositivo mais complexo. O dispositivo utilizou um eixo entalhado, atuando como válvula rotativa (fig. 1.6), que controlava a abertura das câmaras de ensaio às linhas de pressão e dreno alternadamente.

O fluido de ensaio utilizado era água e a frequência de ensaio era de 2000 ciclos por minuto. Nestas condições a válvula abria e fechava, porém as curvas de pressões na válvula eram diferentes daquelas encontradas nos seres humanos. STEINMETZ *et al.* concluem seu artigo⁴⁰ propondo que se adote fatores de correção para adequar o seu resultado com a realidade.

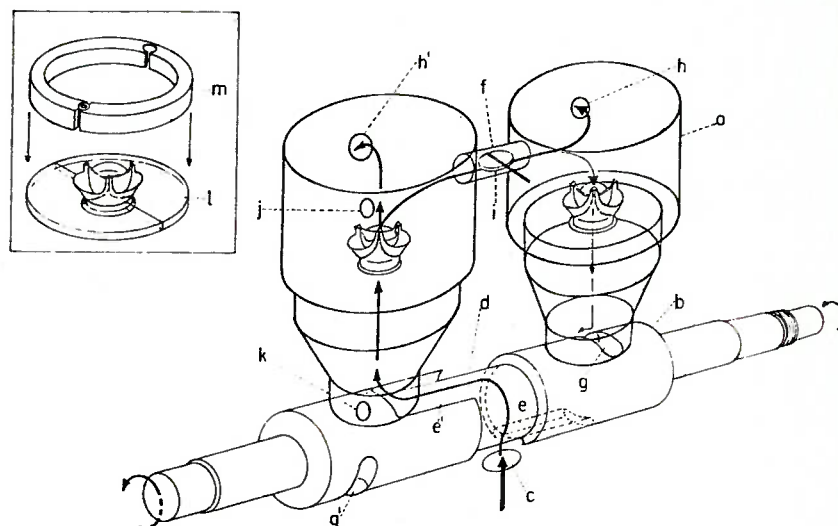


Fig. 1.6 - Dispositivo de ensaio de fadiga de próteses valvares desenvolvido por STEINMETZ *et al.*⁴⁰ (Reprodução).

Em 1974, ALMOND *et al.*² relataram o uso de um duplicador de pulso com bombeamento inercial (fig. 1.7), funcionando a uma frequência de 720 c.p.m. e utilizando sangue de cães como fluido de ensaio. Não houve preocupação do autor em verificar qual era o carregamento na válvula. ALMOND *et al.* verificaram que seus resultados não se correlacionavam com os dados relativos à válvulas implantadas em seres humanos.

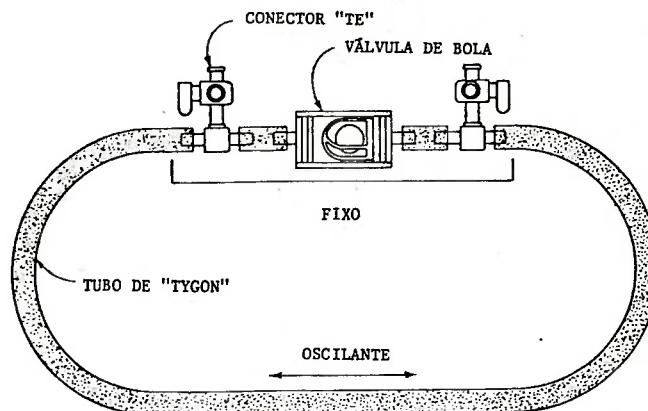


Fig. 1.7 - Duplicador de pulso apresentado por ALMOND *et al.*².
(Reprodução)

CHETTA *et al.*⁷, em 1975, publicaram um trabalho onde apresentam um dispositivo de ensaio de fadiga de próteses valvares (fig. 1.8). O artigo menciona que o ensaio de fadiga foi feito a 1250 ciclos por minuto, porém o fluido utilizado no ensaio é omitido.

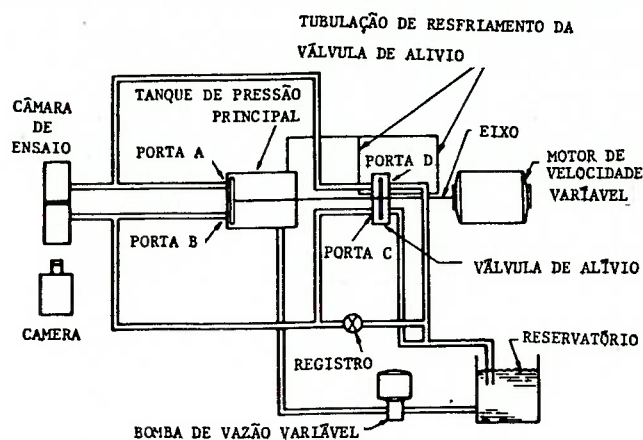


Fig. 1.8 - Dispositivo apresentado por CHETTA *et al.*⁷.
(Reprodução)

CLARK *et al.*⁹, em 1978, publicaram um artigo sintetizando os seus 15 anos de experiência na área de ensaio de fadiga de próteses valvares. O dispositivo utilizado (fig. 1.9) era uma versão aperfeiçoada do equipamento descrito por STEINMETZ *et al.*⁴⁰: a vazão na câmara de ensaio era controlada por um eixo entalhado atuando como válvula direcional. A frequência utilizada era de 33 a 35 ciclos por segundo, utilizando água para válvulas mecânicas e solução de glutaraldeído em água para válvulas biológicas como fluido de ensaio. Não houve preocupação em manter curvas de pressões semelhantes às fisiológicas.

O artigo de CLARK *et al.* apresentou os resultados obtidos e, entre outras coisas, verificou-se que os resultados das válvulas biológicas não se correlacionavam com as informações clínicas, isto é, a durabilidade prevista pelo equipamento (de 3 a 6 meses) foi menor do que a durabilidade conhecida (pelo menos 7 anos)⁹. Estes autores atribuíram esta discrepância ao meio utilizado (solução de glutaraldeído) e aos fatores mecânicos e hidromecânicos. Na sua conclusão, CLARK *et al.*⁹ lembraram que muitos aspectos do ensaio de fadiga de próteses valvares não são bem conhe-

cidos. Eles mencionam o efeito da frequência e temperatura do ensaio bem como o efeito do meio (pH, presença de proteína no fluido de ensaio etc.). Eles observam também que faltam ainda desenvolverem testadores que forneçam pressões fisiológicas (em amplitude e em formato de onda) e perdas de carga através da válvula em níveis fisiológicos mesmo em frequências de ensaio elevadas.

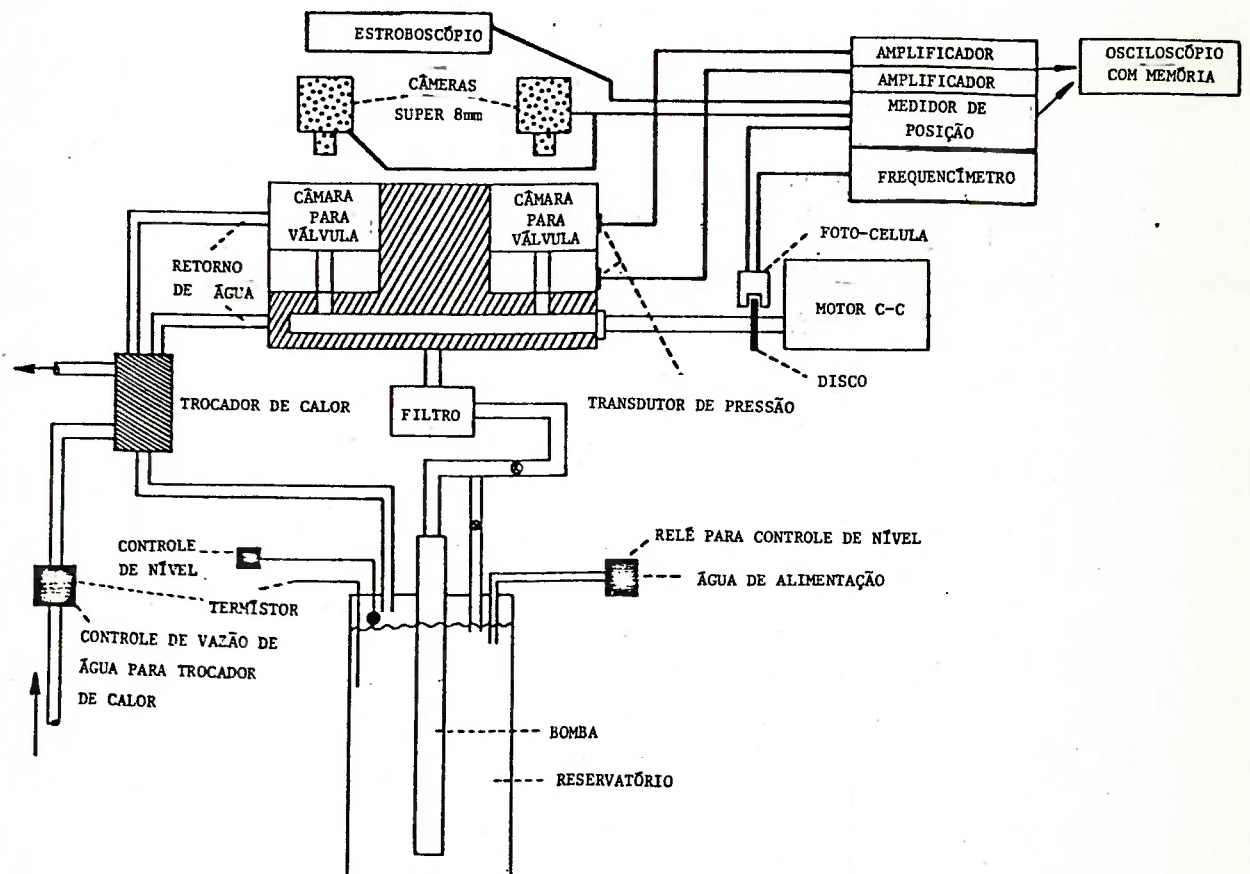


Fig. 1.9 - Duplicador de pulso utilizado por CLARK et al.⁹.
(Reprodução)

Os trabalhos publicados relativos ao ensaio de fadiga de próteses valvares revelam, de imediato, que os autores não se preocuparam (exceção feita a CLARK *et al.*⁹) em reproduzir as curvas de pressões, na válvula testada, semelhante às aquelas fisiológicas.

A não utilização das curvas de pressões semelhantes às curvas de pressões nos seres humanos resulta em tensões mecânicas nas próteses diferentes daquelas encontradas nas válvulas implantadas (as tensões na válvula são devidas, direta e indiretamente, às pressões à jusante e à montante da válvula).

A combinação entre a frequência de ensaio (720 a 2000 ciclos por minuto) e o fluido utilizado (em geral água) também deve ser considerada.

A semelhança dinâmica entre o escoamento de sangue através da prótese valvar em condições normais nos pacientes e o escoamento do fluido através da prótese no duplicador de pulso, implica em manter constante os números adimensionais característicos do escoamento. No próximo item serão discutidos o ensaio de fadiga de próteses valvares visto deste ângulo e os trabalhos realizados até hoje, no que diz respeito a esta teoria.

I. 2.4 - Semelhança Dinâmica do Escoamento.

A teoria de Semelhança Dinâmica do Escoamento desenvolvida na área de Mecânica dos Fluidos (vejam, por exemplo, STREETER³⁹) impõe uma condição para que dois escoamentos distintos possam ocorrer no mesmo regime. Esta condição é a de conservação dos números adimensionais característicos.

No caso de escoamento através da prótese valvar observa-se que as forças inerciais e forças viscosas são as mais importantes. Isto leva a escolher os números adicionais que levem em conta estas forças.

O primeiro número adimensional relevante no escoamento da prótese valvar é o número de Reynolds^{31, 43}. Como o escoamento se dá em re

gime pulsátil, é usualmente definido (veja, por exemplo, ROSCHKE³¹) o número de Reynolds de pico (*Peak Reynolds Number*) — Re :

$$Re = \frac{4 \rho Q}{\pi \mu d} \quad (I.1)$$

onde:

ρ = densidade do fluido

Q = vazão do fluido*

μ = viscosidade dinâmica do fluido

d = comprimento característico (no caso da prótese valvar é o diâmetro interno)

π = 3.14 ...

O segundo número adimensional característico é o parâmetro α de Womersley definido por^{31, 43} :

$$\alpha = \frac{d}{2} \sqrt{\frac{\omega}{\nu}} \quad (I.2)$$

onde:

ω = $2\pi fr$ = frequência circular

fr = frequência da pulsação do escoamento

ν = viscosidade cinemática do fluido = μ/ρ

* No caso do número de Reynolds de pico toma-se o máximo valor da vazão através da prótese valvar.

O quadrado do parâmetro α é proporcional ao produto do número adimensional de *Reynolds* e o número de *Strouhal* (parâmetro utilizado na análise da formação de vórtices³¹).

Estes números adimensionais serão utilizados neste trabalho para fixar a vazão, a frequência e a viscosidade do fluido a ser utilizado nos ensaios.

Pode-se analisar os ensaios de fadiga realizados previamente (STEINMETZ *et al.*⁴¹, ALMOND *et al.*², CHETTA *et al.*⁷ e CLARK *et al.*⁸) à luz da semelhança dinâmica do escoamento. Todos utilizaram água como fluido de ensaio e frequência elevada (720 a 2000 ciclos por minuto contra 72 a 85 batidas por minuto no ser humano).

Sabendo-se que a viscosidade dinâmica do sangue é aproximadamente quatro vezes maior do que a viscosidade dinâmica da água e que a prótese ensaiada é igual àquelas utilizadas nas cirurgias (portanto, o mesmo diâmetro) é possível concluir que nos ensaios realizados^{2,7,8,41} o parâmetro α não foi conservado. Nada pode se dizer a respeito do número de *Reynolds*, pois não há informações quanto à vazão de picos nos ensaios efetuados.

A não conservação do parâmetro α leva a supor que, provavelmente, a distribuição de tensões, ao longo da prótese valvar e ao longo do tempo, durante os ensaios de fadiga realizados^{2,7,8,40} foram diferentes daqueles que ocorrem no homem.

CAPÍTULO II
OBJETIVO

CAPÍTULO II

O B J E T I V O

II. 1 - Ensaio de Fadiga de Próteses Valvares

O ensaio de fadiga *in vitro* de próteses valvares esbarra em duas limitações, ambas ligadas às tensões mecânicas na prótese valvar.

A primeira limitação relaciona-se ao escoamento do fluido através da prótese valvar e ao movimento dos componentes da mesma. O escoamento ideal seria aquele encontrado nas próteses implantadas, porém isto implicaria entre outros requisitos em se adotar a mesma geometria do local do implante (posição aórtica ou mitral). Devido à complexidade desta geometria a mesma não foi adotada, optando-se por uma câmara de ensaio que:

- a) evite distúrbios no escoamento;
- b) aproxime, ainda que grosseiramente, as seções de entrada e saída da prótese testada com as seções de entrada e saída anatômicas.
- c) procure manter o escoamento "laminar".

Para atingir estes objetivos foi adotada uma câmara de ensaio de paredes internas lisas (polidas), sem protuberância ou reentrâncias, de seções de entradas e saídas cônicas e contando com placas perfuradas para estabilizar o escoamento (*straightening valve*³) (vide desenho no anexo A.4).

A segunda limitação diz respeito às condições ideais de teste (item I.2.2). O aumento da frequência de ensaio é realmente necessário. Nas condições de frequência acelerada, deseja-se manter a semelhança dinâmica de escoamento com o objetivo de conservar a mesma distribuição de tensões na prótese valvar ensaiada (item I.2.4). A semelhança dinâmica do escoamento impõe (vide apêndice A.3, expressões A.3.1 e A.3.2) que:

$$\frac{Q_s}{Q_f} = \frac{v_s}{v_f} = \frac{fr_s}{fr_f} = . K$$

onde:

Q = vazão na seção transversal do escoamento na prótese

ν = viscosidade cinemática

f_r = frequência de ensaio

K = constante de aumento na frequência de ensaio

Índices "s" e "f" indicam respectivamente, o sistema duplicador de pulso e o sistema fisiológico (prótese implantada).

Pode-se escrever que:

$$K = f_{r_s} / f_{r_f}$$

$$\nu_s = K \nu_f$$

$$Q_s = K Q_f$$

Avalia-se agora as tensões mecânicas na válvula ensaiada. Para tanto, nota-se que as tensões na válvula deverão ser proporcionais às tensões no fluido do ensaio, isto é, às forças inerciais e viscosas no fluido.

Supondo-se escoamento laminar*, pode-se escrever a expressão para tensão viscosa³⁹:

$$\tau = \mu \frac{dV}{dx}$$

* Trabalhos anteriores^{22, 35, 36} mostram que quando ocorre instabilização do escoamento, tendendo a uma turbulência, a instabilização dura menos que 50 mili-segundos, ou seja, menos de 10% do período da pulsação.

onde:

τ = tensão de cisalhamento ("viscosa")

x = coordenada ortogonal ao eixo longitudinal do escoamento

Admitindo-se que $\rho_s \equiv \rho_f$ (a densidade da água e do sangue são muito próximas), tem-se:

$$v_s = K v_f$$

$$\mu_s = K \mu_f$$

$$\tau_s = \mu_s \frac{dv_s}{dx} \quad e \quad \tau_f = \mu_f \frac{dv_f}{dx}$$

onde:

V = velocidade

Para escoamentos dinamicamente semelhantes, considerando mesma área de escoamento, tem-se:

$$V_s = K V_f$$

resultando:

$$\tau_s = K \mu_f \frac{d}{dx} (K V_f) = K^2 \mu_f \frac{dV_f}{dx} = K^2 \tau_f$$

Portanto, um aumento de "K-vezes" na frequência de ensaio resulta num aumento de "K²-vezes" nas forças viscosas. Com a conservação dos números adimensionais ocorre, também, um aumento de "K²-vezes" nas forças inerciais. Em consequência, as tensões mecânicas terão um aumento proporcional a "K²-vezes". Este fato inviabiliza a condição "b" do ensaio de fadiga (pág.9), ou seja, com a imposição da semelhança dinâmica do escoamento é impossível manter a amplitude das tensões mecânicas das próteses valvares, em níveis fisiológicos, durante os ensaios em ritmo acelerado. Apesar desta limitação, acredita-se que a imposição da semelhança dinâmica deve ser adotada com a finalidade de procurar manter a semelhança na distribuição de tensões na prótese ensaiada.

II. 2 - Objetivo do Trabalho

O objetivo do trabalho descrito nesta dissertação foi projetar e construir um equipamento para ensaio de fadiga acelerado de prótese valvares (equipamento este conhecido no nosso meio como duplicador de pulso).

Devido às limitações descritas anteriormente (II.1), o projeto desenvolvido procurou reproduzir da melhor forma possível, o formato da curva de pressões fisiológicas a montante e a jusante da prótese ensaída.

A distribuição de velocidade do fluido de trabalho na prótese valvar, ou seja, o perfil de velocidades não foi motivo desta dissertação.

O trabalho não teve pretensões de gerar um método de ensaio de fadiga ideal, porém procurou minimizar os aspectos negativos dos ensaios de fadiga de próteses valvares executados previamente (I. 2.3).

II. 3 - Metodologia Adotada no Projeto

Conforme será verificado nos capítulos subsequentes, a metodologia adotada no projeto foi a seguinte:

- A) Estabelecimento de um modelo físico do equipamento: consistiu na escolha de uma concepção de aparelho a ser desenvolvido.
- B) Modelagem matemática do equipamento: visto que o objetivo do trabalho relacionou-se com a resposta dinâmica da máquina, foram desenvolvidos modelos matemáticos para análise dos parâmetros importantes do equipamento.
- C) Construção de um protótipo preliminar: foi construído um protótipo preliminar para teste de algumas soluções do projeto e verificação do modelo matemático.
- D) Análise dos resultados do protótipo preliminar e das simulações com o modelo matemático tendo em vista a construção do protótipo do equipamento.
- E) Construção e ensaios do protótipo.
- F) Início dos ensaios de fadiga de próteses valvares.

CAPÍTULO III
MODELAGEM MATEMÁTICA

CAPÍTULO III

MODELAGEM MATEMÁTICA

III.1 - Modelo Físico

O duplicador de pulso proposto combina o método de obtenção de vazão pulsátil utilizado nos dispositivos de STEINMETZ *et al.*⁴⁰, CHETTA *et al.*⁷ e CLARK *et al.*⁹, com parte dos circuitos de simuladores cardíacos, utilizados por MELO²⁵ e MOHNHAUPT *et al.*²⁷. Esta combinação é consequên - cia da necessidade de gerar ondas de pressão e de controlar o formato des - tas ondas de pressão. O esquema do duplicador de pulso proposto encontra-se na figura III.1. (G.P. = "gerador de pulsos" de pressão; R_{cin} = resistência

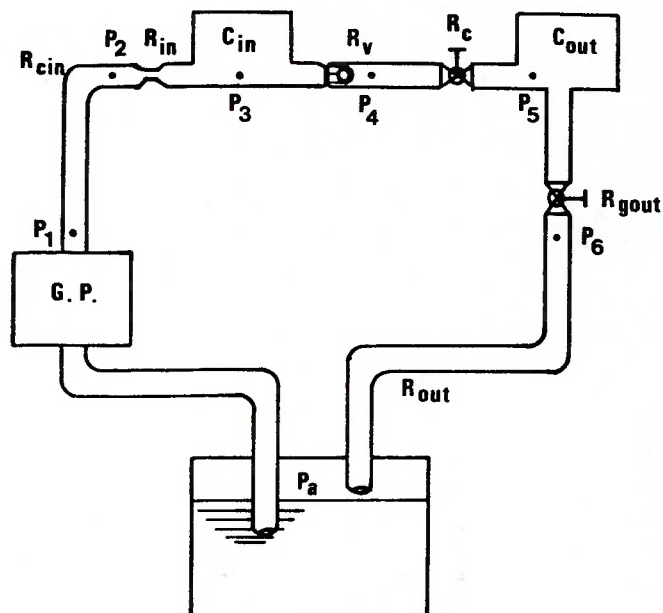


Fig. III.1 - Esquema do circuito hidráulico do duplicador de pulso.

na curva de entrada; R_{in} = resistência na entrada da câmara de ensaio; C_{in} = capacitância hidráulica à montante da prótese valvar ensaiada; R_v = resistência na válvula; R_c = resistência regulável entre a prótese e o capacitor à jusante da prótese; C_{out} = capacitância à jusante da prótese; R_{gout} = resistência regulável no circuito de retorno ao reservatório; R_{out} = resistência do circuito de retorno).

O gerador de pulsos G.P. produz ondas de pressão que irão excitar o sistema. O fluido de trabalho proveniente do gerador G.P. chega na prótese ensaiada, passando pelo circuito hidráulico de entrada, constituída pela tubulação e pelo capacitor hidro-pneumático C_{in} . Os ensaios experimentais com o protótipo mostraram que este capacitor era desnecessário, porém ele foi conservado no modelo matemático. O fluido, após passar pela prótese, retorna ao reservatório, passando pelo capacitor hidropneumático C_{out} e pelas válvulas de regulação R_c e R_{gout} . As capacitâncias e resistências terão a função de simular a impedância do sistema cardiovascular e conformar as curvas de pressão de modo a reproduzir as curvas de pressão em função do tempo do sistema fisiológico do homem.

III. 2 - Hipóteses Adotadas

No desenvolvimento do modelo matemático foram adotadas algumas hipóteses simplificadoras:

- a) os elementos dinâmicos estão discretizados;
- b) os elementos têm comportamento linear, exceto a prótese ensaiada;
- c) o fluido é incompressível e newtoniano;
- d) a prótese ensaiada é suposta ideal, isto é, é suposto que o tempo de fechamento da prótese seja nulo.

Visto que a máquina procurará simular o sistema cardiovascular, a validade destas hipóteses aplicadas ao sistema natural fundamentam a validade das hipóteses aplicadas ao modelo matemático do equipamento.

A hipótese "a" foi fundamental para que fosse possível obter modelos relativamente simples. Este tipo de modelo tem se mostrado confiável³⁵ quando ocorre alta resistência e altas velocidades de propagação de ondas de pressão (por exemplo, modelo de *Windkessel*).

As hipóteses "b" e "c" são justificadas pela observação de que a duração da turbulência, quando esta ocorre no sistema cardiovascular, dura menos do que 10% do ciclo cardíaco. A validade desta hipótese é justificada pelos modelos de NEWGARD²⁸ e LAXMINARAYAN²¹.

Visto que o fluido de trabalho, uma mistura de água com glicerina (para obter a viscosidade desejada)^{28,47} foi submetido a uma pressão baixa (menos de 20 KPa - 2 atm) a hipótese "c" é, de fato, válida.

A validade da hipótese "d" é verificada no caso das próteses biológicas, pelas curvas de vazão na prótese obtida por MOHNHAUPT²⁷. Esta hipótese foi também adotada por SKALAK³⁵.

A veracidade global destas hipóteses seria justificada pela validade do(s) modelo(s) resultante(s).

III. 3 - Modelos Matemáticos

Durante o desenvolvimento do trabalho elaborou-se dois modelos matemáticos: o modelo *Windkessel* modificado (modelo de 4a. ordem) e um modelo de 2a. ordem. Na discretização do sistema para obter modelos agregados fez-se as seguintes hipóteses adicionais:

- toda a perda de carga entre o gerador de pulso e a prótese valvar ensaiada ocorre nas resistências R_{cin} e R_{in} (vide fig. III.1);
- toda perda de carga distribuída na linha de retorno ao reservatório é concentrada em R_{out} ;
- a perda de carga na entrada dos reservatórios hidro-pneumáticos (C_{in} e C_{out}) são desprezíveis (se a perda de carga ocorrer o seu efeito pode ser incorporado no efeito de R_c e R_{gout});
- as capacitâncias são constantes.

Os modelos matemáticos foram desenvolvidos segundo a técnica do BOND-GRAPH^{18,32,33}. Esta técnica foi adotada por apresentar vários aspectos que a tornam muito prática:

- é possível representar e analisar o fluxo de potência e energia diretamente no grafo resultante;
- as relações causais são explicitamente representadas no grafo;
- a convenção de sinal fisicamente escolhido pode ser estabelecida e indicada explicitamente no grafo;
- a obtenção das equações diferenciais representativas do sistema é imediata e as equações resultam na forma normal (sistema de equações diferenciais de 1a. ordem), portanto, convenientes para análises e simulações.

Todos estes aspectos tornam o método bastante eficiente, não só para modelagem como também para análise qualitativa, análise quantitativa (por análise de sistemas lineares) e simulações, quer analógica ou digital.

III. 3.1 - Modelo de 4a. ordem.

O modelo de 4a. ordem, ou de *Windkessel* modificado proposto por LAXMINARAYAN²¹, foi adaptado ao sistema duplicador de pulso devido à confiabilidade e à flexibilidade apresentada²¹ pelo modelo para ajuste e variação de parâmetros.

Para desenvolver este modelo foram feitas mais hipóteses: as inércias fluidas, entre a prótese e o capacitor à jusante e no circuito de retorno estão concentradas junto à R_c e R_{out} .

O circuito do modelo está esquematizado na FIG. III.2.

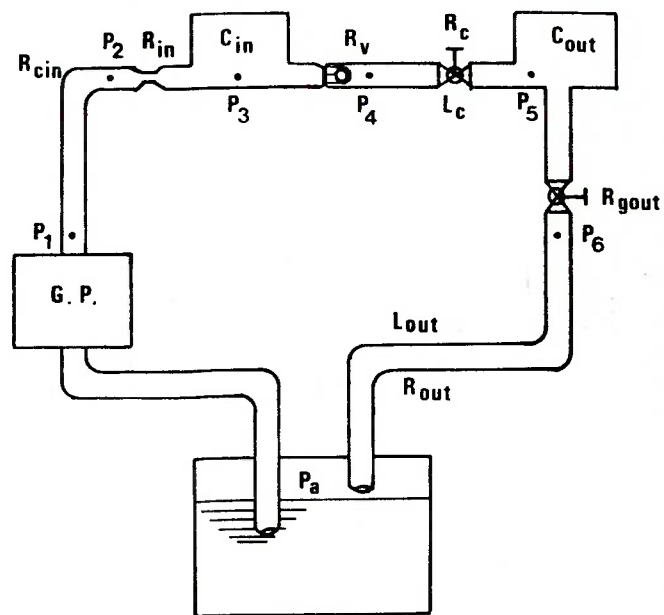


Fig. III.2 - Esquema do circuito hidráulico com inércia fluidas. (L_c = inércia fluida entre a prótese ensaiada e capacitor C_{out} ; L_{out} = inércia fluida no circuito de retorno).

A - BOND-GRAPH aplicado ao "sistema de 4a. ordem".

A fig. III. 3 mostra o diafragma *Bond-Graph* incompleto (faltam indicar as relações causais e as variáveis envolvidas) do circuito da fig. III. 2. A seqüência das fig. III. 3, III. 4, III. 5 mostra a simplificação do *Bond-Graph*.

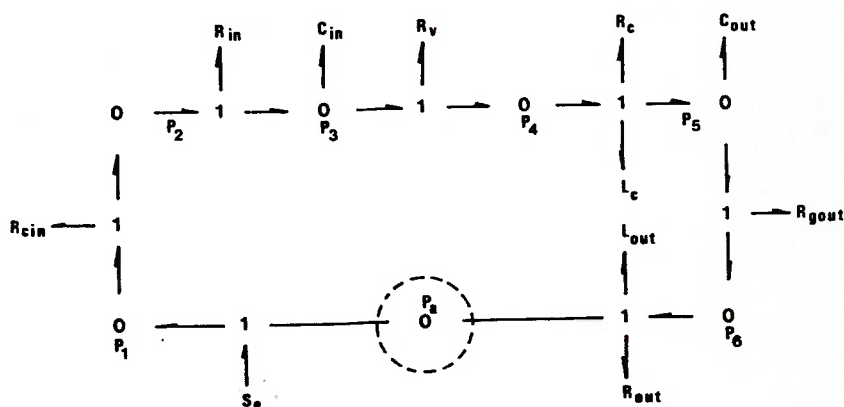


Fig. III. 3 - Diafragma *Bond-Graph* equivalente ao circuito da Fig. III. 2. A equivalência é salientada pela indicação das pressões P_a , P_1 , P_2 etc. No *Bond-Graph* estes pontos são representados por "0"s. As junções foram feitas por "1"s e está indicado o ponto de pressão de referência " P_a " (Pressão atmosférica).

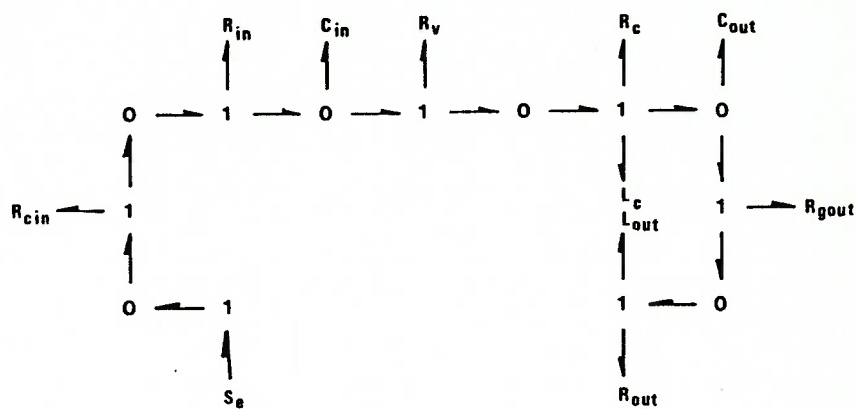


Fig. III. 4 - O *Bond-Graph* com a junção "0" da pressão de referência eliminado. O diagrama está pronto para simplificação.

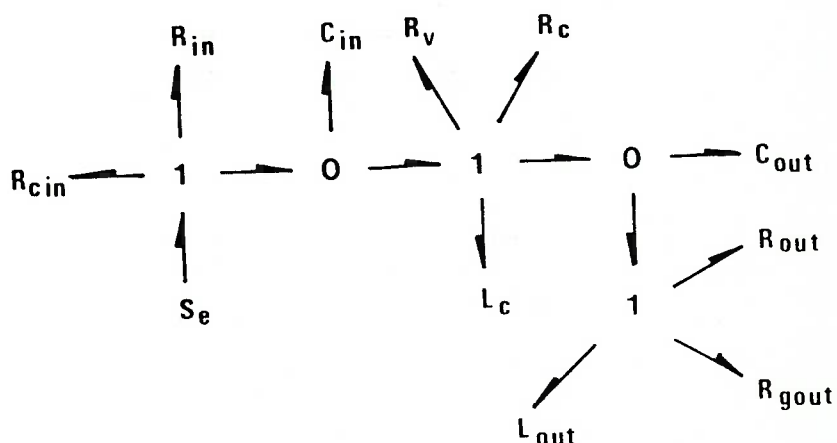


Fig. III. 5 - O *Bond-Graph* simplificado.

As simplificações cabíveis¹⁸ foram feitas. Faltam ainda indicar as variáveis envolvidas e as relações causais.

Desde que se tenha o digrama *Bond-Graph* simplificado, numera-se todas as junções e indica-se as relações causais (fig. III.6). A seguir, indica-se as variáveis de estado do sistema (aquelas que têm relação causal do tipo integral. Esta seqüência é ilustrada pelas fig. III.6 e III.7.

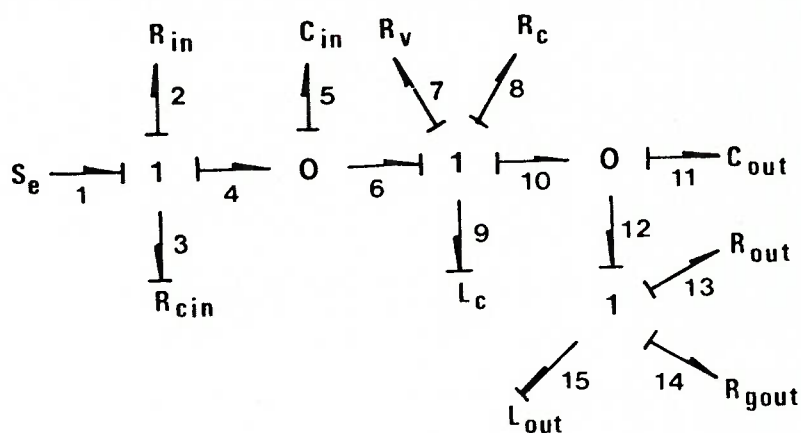


Fig. III.6 - Diagrama *Bond-Graph* com a numeração das junções e com as relações causais já determinadas.

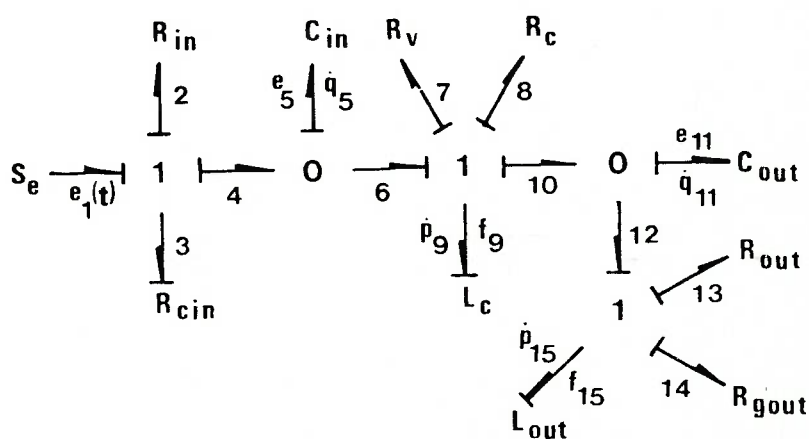


Fig. III.7 - Diagrama *Bond-Graph* completo. As variáveis de estado já estão indicadas (q_5 , p_9 , q_{11} e p_{15}).

B - Formulação das equações de estado.

Com o diagrama *Bond-Graph* completo (fig. III. 7) inicia-se a obtenção das equações de estado. No que se segue tem-se:

q = *generalized displacement* ou deslocamento generalizado (integral de vazão*).

p = *generalized momentum* ou impulso generalizado (integral de pressão*).

e = *generalized effort* ou esforço generalizado (pressão*).

f = *generalized flow* ou vazão generalizada (vazão*).

Desenvolve-se as equações de estado:

$$\begin{aligned} \dot{q}_5 = f_4 - f_6 = f_3 - f_9 &= \frac{e_1 - e_4}{R_2 + R_3} - \frac{1}{L_9} p_9 = \frac{e_1 - e_5}{R_2 + R_3} - \frac{1}{L_9} p_9 = \\ &= \frac{1}{R_2 + R_3} e_1 - \frac{1}{C_5 (R_2 + R_3)} q_5 - \frac{1}{L_9} p_9 \end{aligned}$$

A equação diferencial relacionada com a inércia fluida L_9 (ou L_c) depende do estado (aberto ou fechado) da válvula:

* equivalência para o caso de sistemas hidráulicos.

Válvula aberta:

$$\begin{aligned}\dot{p}_9 &= e_6 - (e_7 + e_8) - e_{10} = e_5 - (R_7 + R_8) f_9 - e_{11} = \\ &= \frac{1}{C_5} q_5 - \frac{R_7 + R_8}{L_9} p_9 - \frac{1}{C_{11}} q_{11}\end{aligned}$$

Válvula fechada:

$$\dot{p}_9 = p_9 = 0 \quad (\text{n\~{a}o h\~{a} escoamento da v\~{a}lvula)}$$

As outras express\~{o}es ficam:

$$\dot{q}_{11} = f_{10} - f_{12} = f_9 - f_{15} = \frac{1}{L_9} p_9 - \frac{1}{L_{15}} p_{15}$$

$$\begin{aligned}\dot{p}_{15} &= e_{12} - (e_{13} + e_{14}) = e_{11} - (R_{13} + R_{14}) f_{15} = \\ &= \frac{1}{C_{11}} q_{11} - \frac{R_{13} + R_{14}}{L_{15}} p_{15}\end{aligned}$$

A imposi\~{c}~{a}o do estado da v\~{a}lvula (aberta ou fechada) \~{e} feita pela compara\~{c}~{a}o das press\~{o}es imediatamente \~{a} montante e \~{a} jusante da pr\~{o}tese valvar ensaiada. Isto \~{e} poss\~{i}vel porque a v\~{a}lvula \~{e} suposta ideal (tempo de fechamento nulo):

ã montante : $P_v =$ pressão "ventricular" = e_5

ã jusante : $P_{ao} =$ pressão "na aorta"

$$P_{ao} = R_8 f_8 + e_9 + e_{10} = R_8 f_9 + e_9 + e_{11} = \frac{R_8}{L_9} p_9 + p_9 + \frac{1}{C_{11}} q_{11}$$

Ou seja:

Se $P_v \geq P_{ao}$ a válvula está aberta

Se $P_v < P_{ao}$ a válvula está fechada

Ou de outra forma:

Se $P_v - P_{ao} = \Delta P \geq 0$ então, a válvula está aberta

Se $P_v - P_{ao} = \Delta P < 0$ então, a válvula está fechada

Assim, pode-se escrever o sistema de equações de estado, não linear:

$$\dot{q}_5 = \frac{1}{R_2 + R_3} e_1 - \frac{1}{C_5 (R_2 + R_3)} q_5 - \frac{1}{L_9} p_9 \quad (3.1)$$

$$e_5 = \frac{q_5}{C_5} \quad (3.2)$$

$$P_{ao} = \frac{R_8}{L_9} p_9 + \dot{p}_9 + \frac{1}{C_{11}} q_{11} \quad (3.3)$$

$$\Delta P = e_5 - P_{ao} \quad (3.4)$$

$$\text{Se } \Delta P \geq 0 \text{ então: } \dot{p}_9 = \frac{1}{C_5} q_5 - \frac{R_7 + R_8}{L_9} p_9 - \frac{1}{C_{11}} q_{11} \quad (3.5a)$$

$$\text{Se } \Delta P < 0 \text{ então: } \dot{p}_9 = p_9 = 0 \quad (3.5b)$$

$$\dot{q}_{11} = \frac{1}{L_9} p_9 - \frac{1}{L_{15}} p_{15} \quad (3.6)$$

$$\dot{q}_{15} = \frac{1}{C_{11}} q_{11} - \frac{R_{13} + R_{14}}{L_{15}} p_{15} \quad (3.7)$$

Pode-se ainda obter as variáveis "de saída" nas formas de pressões ou vazões:

Pressão no capacitor da linha de entrada $C_{in} = e_5$

Pressão no capacitor da linha de saída $C_{out} = q_{11}/C_{11} = e_{11}$ (3.8)

Vazão na prótese valvar ensaiada $= \frac{P_9}{L_9} = f_9$ (3.9)

Vazão na linha de retorno ao reservatório $= \frac{P_{15}}{L_{15}} = f_{15}$ (3.10)

Este conjunto de expressões (3.1) ... (3.10) define o modelo matemático de 4a. ordem. Este modelo foi simulado no "Programa Simulador de Sistemas Dinâmicos - PSSD" (vide item III.4). A versão das equações para a subrotina EQSIM do programa PSSD encontra-se na fig. III.8 e a tabela III.1 mostra a equivalência entre os nomes mnemônicos das variáveis e parâmetros utilizados, os nomes adotados na obtenção das equações e os nomes utilizados na subrotina EQSIM.

Pode-se notar que na subrotina EQSIM existe uma rotina para produzir "onda retangular" de pressão, cujas expressões encontram-se explicadas nas equações (3.11), (3.12a) e (3.12b):

$$y(5) = \text{sen}(\omega t) + A \quad (3.11)$$

onde:

A = termo que provoca um *off-set* na função seno.

$y(5)$ = função de controle do "gerador" de onda retangular.

$$\text{Se } y(5) \geq 0 \quad \text{então:} \quad y(6) = 10^4 \quad (3.12a)$$

$$y(5) < 0 \quad \text{então:} \quad y(6) = 0 \quad (3.12b)$$

onde:

- $y(6)$ = pressão de excitação do sistema.
Varia entre dois estados: 10^4 Pa e Zero Pa.

Obs.: O termo "A" tem a função de controlar a largura de pulso da função $y(6)$.


```

SUBROUTINE EQSIM
INTEGER ZN
COMMON ZDD(100), Y(31), ZH, DY(31), ZSTIME, ZFTIME, ZN, ZCI(31),
*LU, LU2, LU3, LU4, LU5, T, ZZ(31)
C
C SIMULACAO DO DUPLICADOR DE PULSO:
C :::SISTEMA DE QUARTA ORDEM :::
C
      Y(15)=SIN(ZDD(12)*Y(31))+ZDD(13)
      IF(Y(15).GE.0.)GO TO 10
      Y(16)=0.
      GO TO 20
10     Y(16)=1E4
20     DY(1)=ZDD(20)*Y(16)-ZDD(21)*Y(1)-Y(2)/ZDD(7)
      Y(11)=Y(1)/ZDD(3)
      Y(12)=Y(2)/ZDD(7)
      Y(13)=Y(3)/ZDD(8)
      Y(14)=Y(4)/ZDD(11)
      Y(17)=ZDD(24)*Y(2)+DY(2)+Y(13)
      Y(18)=Y(11)-Y(17)
      IF(Y(18).GE.0.)GO TO 30
      DY(2)=0.
      Y(2)=0.
      ZZ(2)=0.
      Y(12)=0.
      GO TO 40
30     DY(2)=Y(11)-ZDD(22)*Y(2)-Y(13)
40     DY(3)=Y(12)-Y(14)
      DY(4)=Y(13)-ZDD(23)*Y(4)
C
      RETURN
      END

```

Fig. III. 8 - Listagem da subrotina EQSIM do modelo de 4a. ordem. Nota-se que alguns parâmetros foram agrupados.

TABELA III.1

Equivalência entre os nomes das variáveis e parâmetros do modelo de 4a. ordem

Nome mnemônico	Nome nas equações	Nome na subrotina
-	q_5	y(1)
-	p_9	y(2)
-	q_{11}	y(3)
-	p_{15}	y(4)
função de controle	-	y(15)
pressão de excitação	-	y(16)
-	P_{ao}	y(17)
-	ΔP	y(18)
pressão no capacitor C_{in}	e_5	y(11)
vazão na prótese	f_9	y(12)
pressão no capacitor C_{out}	e_{11}	y(13)
vazão na linha de retorno	f_{15}	y(14)
R_{in}	R_2	-
R_{cin}	R_3	-
C_{in}	C_5	ZDD(3)
R_v	R_7	-
R_c	R_8	-
L_c	L_9	ZDD(7)
C_{out}	C_{11}	ZDD(8)
R_{out}	R_{13}	-

Nome mnemônico	Nome das equações	Nome na subrotina
R_{gout}	R_{14}	-
L_{out}	L_{15}	ZDD(11)
-	ω	ZDD(12)
-	A	ZDD(13)
-	$\frac{1}{R_2 + R_3}$	ZDD(20)
-	$\frac{1}{C_5 (R_2 + R_3)}$	ZDD(21)
-	$\frac{R_7 + R_8}{L_9}$	ZDD(22)
-	$\frac{R_{13} + R_{14}}{L_{15}}$	ZDD(23)
-	$\frac{R_8}{L_9}$	ZDD(24)

III. 3.2 - Modelo de 2a. ordem

Simulações feitas durante o desenvolvimento do modelo matemático do sistema mostravam que a influência das inertâncias fluidas eram limitadas e que, devido à geometria do duplicador de pulso estas inertâncias fluidas poderiam ser eliminadas do modelo.

Esta simplificação foi feita e o esquema do circuito hidráulico é aquele apresentado na fig. III. 1 e que por questão de comodidade é repetida na fig. III.9.

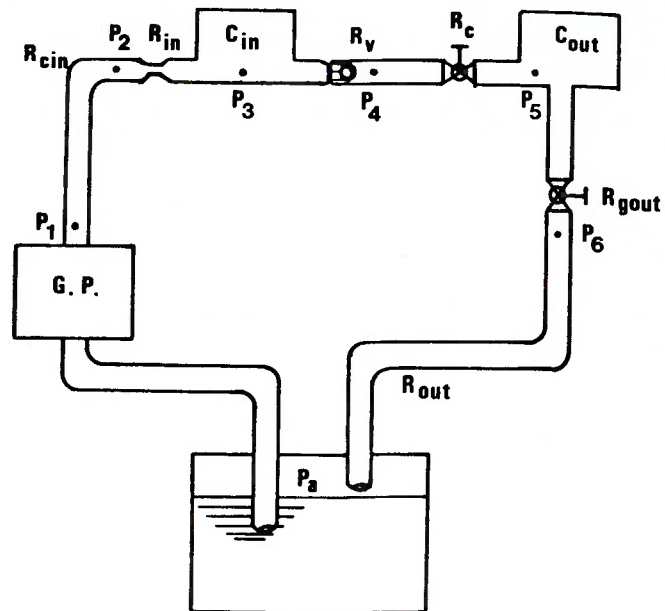


Fig. III. 9 - Esquema do circuito hidráulico

A - BOND-GRAPH aplicado ao "sistema de 2a. ordem.

O circuito da fig. III.9 foi modelado e a seqüência das fig. III. 10, III. 11 e III. 12 mostra o processo de simplificação do Bond-Graph.

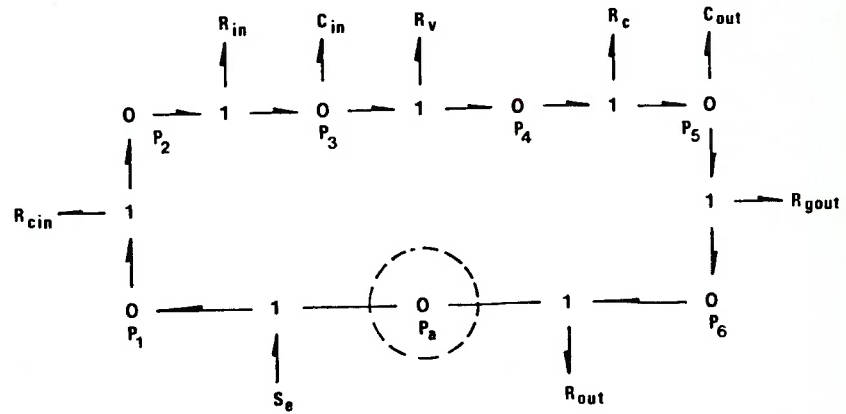


Fig. III.10 - Diagrama *Bond-Graph* equivalente ao circuito da fig. III.9. A equivalência é salientada pela indicação das pressões P_A , P_1 , P_2 etc. A pressão de referência é P_A (pressão atmosférica).

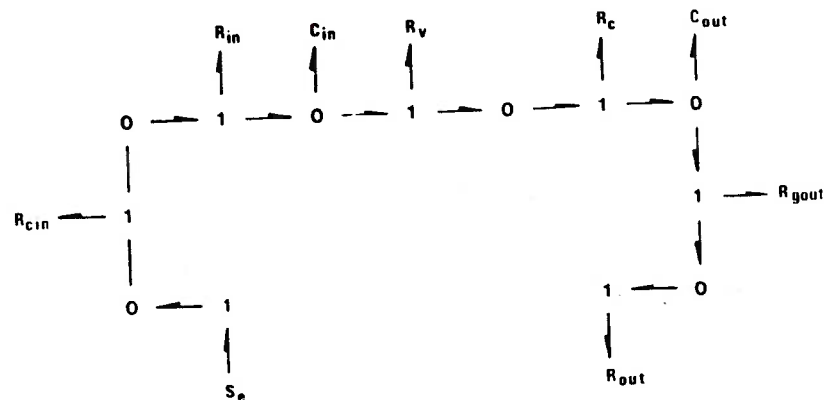


Fig. III.11 - O *Bond-Graph* com a junção "0" da pressão de referência eliminada. O diagrama está pronto para simplificação.

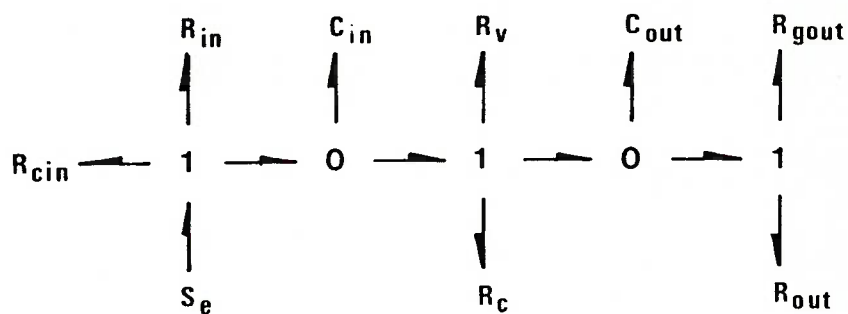


Fig. III. 12 - O *Bond-Graph* simplificado.

As simplificações cabíveis¹⁸ foram feitas.
Faltam indicar as variáveis envolvidas e as relações causais.

No diagrama *Bond-Graph* simplificado numera-se todas as junções e indica-se as relações causais (fig. III. 13). A seguir, indica-se as variáveis do estado do sistema. Este processo é apresentado nas fig. III.13 e III. 14.

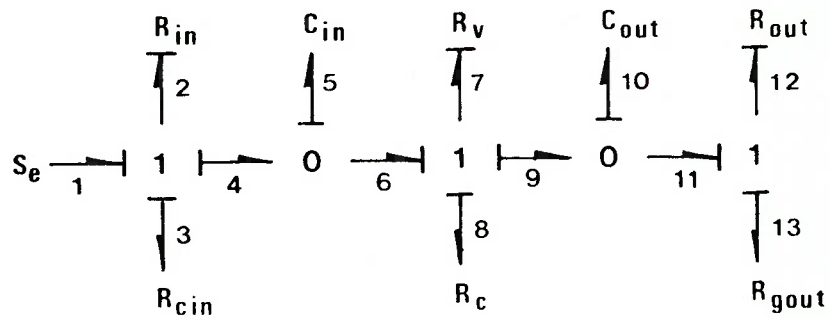


Fig. III. 13 - Diagrama *Bond-Graph* com a numeração das junções e com as relações causais já determinadas.

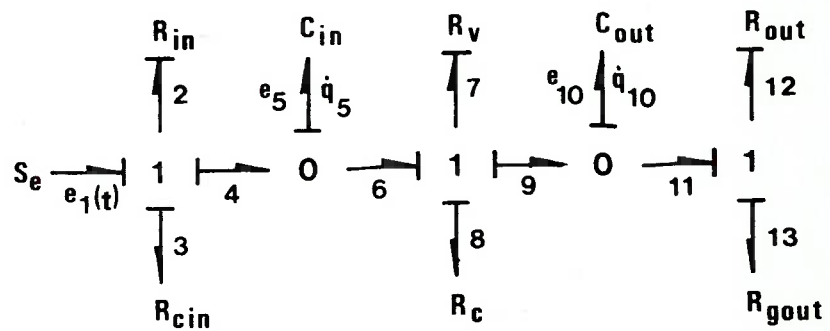


Fig. III. 14 - Diagrama *Bond-Graph* completo. As variáveis de estado já estão indicadas (q_5 e q_{10}).

B - Formulação das equações de estado.

A partir do diagrama *Bond-Graph* completo (fig. III.14) desenvolve-se as Equações de Estado. As variáveis "q", "p", "e" e "f" têm os mesmos significados apresentados previamente.

No desenvolvimento das Equações de Estado será necessário conhecer a expressão da vazão na prótese valvar (f_7), que por sua vez, dependerá das pressões \bar{e}_5 montante e \bar{P}_{ao} jusante da prótese:

$$e_5 = \frac{q_5}{C_5}$$

$$P_{ao} = R_8 f_7 + \frac{q_{10}}{C_{10}}$$

$$\text{Se } e_5 \geq P_{ao} \quad \text{então: } f_7 = \frac{1}{R_7 + R_8} \left(\frac{q_5}{C_5} - \frac{q_{10}}{C_{10}} \right)$$

$$\text{Se } e_5 < P_{ao} \quad \text{então: } f_7 = 0$$

Obs.: Este é o modelo matemático da válvula ideal: a vazão se torna nula assim que a pressão \bar{e}_5 montante se torna menor do que \bar{P}_{ao} jusante da válvula.

$$\dot{q}_5 = f_4 - f_6 = f_2 - f_7 = \frac{e_1 - e_4}{R_2 + R_3} - f_7 =$$

$$= \frac{1}{R_2 + R_3} (e_1 - e_5) - f_7 = \frac{1}{R_2 + R_3} \left(e_1 - \frac{q_5}{C_5} \right) - f_7$$

$$\dot{q}_{10} = f_9 - f_{11} = f_7 - f_{12} = f_7 - \frac{1}{R_{12} + R_3} e_{11} =$$

$$= f_7 - \frac{1}{R_{12} + R_{13}} e_{10} = f_7 - \frac{1}{R_{12} + R_{13}} \frac{q_{10}}{C_{10}}$$

As variáveis de saída, de interesse, para efeito de comparação são:

Pressão no capacitor C_{in} : $e_5 = \frac{q_5}{C_5}$

Pressão no capacitor C_{out} : $e_{10} = \frac{q_{10}}{C_{10}}$

Pressão imediatamente a jusante da prótese: P_{ao}

Vazão na prótese valvar: f_7

Resumindo as equações:

$$e_5 = \frac{q_5}{C_5} \quad (3.13)$$

$$P_{ao} = R_8 f_7 + \frac{q_{10}}{C_{10}} \quad (3.14)$$

$$\Delta P = e_5 - P_{ao} \quad (3.15)$$

$$\text{Se } \Delta P > 0 \quad \text{então: } f_7 = \frac{1}{R_7 + R_8} \left(\frac{q_5}{C_5} - \frac{q_{10}}{C_{10}} \right) \quad (3.16a)$$

$$\text{Se } \Delta P \leq 0 \quad \text{então: } f_7 = 0$$

$$\dot{q}_5 = \frac{1}{R_2 + R_3} \left(e_1 - \frac{q_5}{C_5} \right) - f_7 \quad (3.17)$$

$$\dot{q}_{10} = f_7 - \frac{1}{R_{12} + R_{13}} \frac{q_{10}}{C_{10}} \quad (3.18)$$

$$e_{10} = \frac{q_{10}}{C_{10}} \quad (3.19)$$

Este modelo matemático - expressões 3.13 até 3.19 - foi simulado através do programa PSSD. A sua versão para a subrotina EQSIM encontra-se na fig. III.15 e a tabela III.2 mostra a equivalência entre os nomes das variáveis e dos parâmetros. Pode-se notar que foi também introduzido um "gerador de onda retan-

gular" de pressão de excitação e que houve também um agrupamento de variáveis para reduzir o tempo de processamento no computador.

```

SUBROUTINE EQSIM
  INTEGER ZN
  COMMON ZDD(100), Y(31), ZH, DY(31), ZSTIME, ZFTIME, ZN, ZCI(31),
  *LU, LU2, LU3, LU4, LU5, T, ZZ(31)
C
C  SIMULACAO DO DUPLICADOR DE PULSO:
C  :::SISTEMA DE SEGUNDA ORDEM :::
C
C  GERACAO DA EXCITACAO      :::::
C
  Y(6)=SIN(ZDD(1)*Y(31))
  IF(Y(6).GT.0.)GOTO 10
  Y(7)=0.
  GO TO 20
10  Y(7)=ZDD(10)
C
C  SISTEMA DUPLICADOR DE PULSO :::::
C
20  Y(11)=Y(1)/ZDD(4)
  Y(12)=Y(2)/ZDD(7)
  Y(8)=ZDD(6)*Y(9)+Y(12)
  Y(10)=Y(11)-Y(8)
  IF(Y(10).GE.0.)GO TO 30
  Y(9)=0.
  GO TO 40
30  Y(9)=ZDD(13)*(Y(11)-Y(12))
40  DY(1)=ZDD(11)*(Y(7)-Y(11))-Y(9)
  DY(2)=Y(9)-ZDD(12)*Y(12)
C
  RETURN
  END

```

Fig. III. 15 - Listagem da subrotina EQSIM referente ao modo matemático de 2a. ordem.

TABELA III. 2

Equivalência entre os nomes das variáveis e parâmetros do modelo de 2a. ordem

Nome mnemônico	Nome nas equações	Nome nas subrotinas
-	q_5	y(1)
-	q_{10}	y(2)
Função de controle do gerador de pressão	-	y(6)
Pressão de excitação	-	y(7)
-	P_{ao}	y(8)
Vazão na prótese valvar	f_7	y(9)
-	ΔP	y(10)
Pressão no capacitor C_{in}	e_5	y(11)
Pressão no capacitor C_{out}	e_{10}	y(12)
-	ω	ZDD(1)
R_{in}	R_2	-
R_{cin}	R_3	-
C_{in}	C_5	ZDD(4)
R_v	R_7	-
R_c	R_8	-
C_{out}	C_{10}	ZDD(7)
R_{cout}	R_{12}	-
R_{out}	R_{13}	-
Pressão de excitação máxima	-	ZDD(10)
-	$\frac{1}{R_2 + R_3}$	ZDD(11)
-	$\frac{1}{R_{12} + R_{13}}$	ZDD(12)
-	$\frac{1}{R_7 + R_8}$	ZDD(13)

III. 4 - Programa de Simulação.

As simulações, a partir dos modelos matemáticos desenvolvidos, foram feitas num computador digital HP 2100*. No início, estas simulações foram feitas utilizando o programa "CSMP - *Continuous System Modeling Program* numa versão do programa feito para o computador IBM 1130¹⁰, 17. Este é um programa que simula computadores analógicos e, sendo assim, incorpora alguns recursos disponíveis nos computadores analógicos. Deve-se notar que os recursos, que tornam o CSMP vantajoso para estas simulações, não existem na versão adaptada ao computador *Burroughs B-6700*.

Este programa apresenta uma grande vantagem que é a interação direta entre o programa e o usuário. O usuário não precisa conhecer o funcionamento do programa, pois basta colocar os dados à medida que lhe são solicitados. Outra vantagem é a possibilidade de opções ao final de uma simulação: é possível repetir a simulação tal como foi feita na vez anterior, ou fazer uma outra simulação alterando os dados, ou refazer a simulação com outras condições iniciais, ou refazer a simulação com condições de integração diferentes etc. (vide CORREA¹⁰). Estas opções são feitas através de chaves existentes no painel do computador HP-2100.

Porém, havia um inconveniente, este resolvido na versão da *Burroughs*, que é a necessidade de preparar um esquema para simulação para computador analógico (fig. III.16), para posteriormente traduzi-lo para utilização no CSMP. Quando é feito apenas um modelo matemático, sem alterá-lo este inconveniente não toma vulto, porém quando se faz freqüentes modificações no modelo, ou se deseja simular vários modelos diferentes, este inconveniente torna-se um problema.

Para controlar este problema, sem abrir mão das vantagens dos recursos existentes no CSPM, desenvolveu-se um novo programa que incorpora as

*Micro-computador da *Hewlett-Packard*, existente na Divisão de Informática Médica do INCOR-HC.FMUSP.

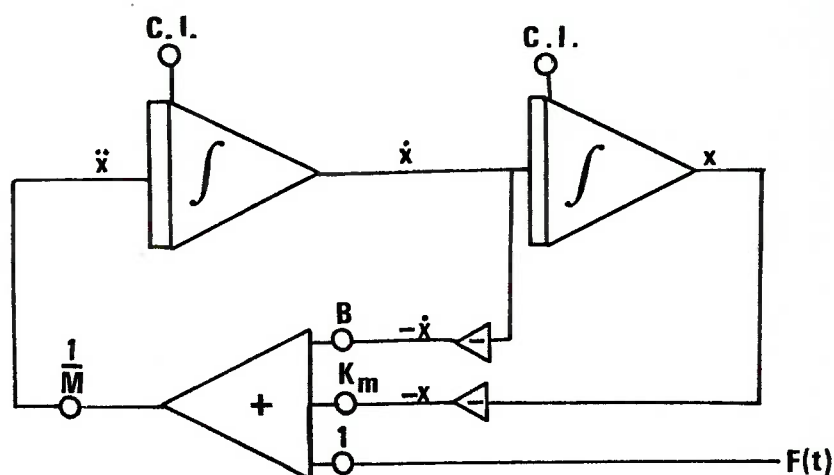


Fig. III. 16 - Circuito para o computador analógico

vantagens do CSMP. Este novo programa permite que o modelo matemático seja colocado no programa através de uma subrotina (ã exemplo do que ocorre no programa *DYSIS*^{*}). O programa foi denominado de "PSSD - Programa Simulador de Sistemas Dinâmicos".

A - Descrição do programa PSSD.

O programa PSSD simula sistemas dinâmicos representados por seus modelos matemáticos constituídos de sistemas de equações diferenciais ordinárias na forma normal (sistema de equações diferenciais ordinárias de primeira ordem). Estas equações podem ser lineares, não-lineares, autônomas ou não-autônomas.

* *DYSIS* é um programa de simulação existente no *Burroughs B-6700* do C.C.E.- Centro de Computação Eletrônica da USP). Este programa trabalha apenas na forma "JOB".

Este programa foi desenvolvido inicialmente para o computador HP-2100 e uma versão simplificada foi adaptado ao micro-computador HP - 85*. A versão original foi desenvolvida em *FORTRAN* e a versão simplificada para o HP - 85 em *BASIC*. Ambas as versões encontram-se no apêndice A.2.

O programa completo é constituído de um programa principal e de oito subrotinas (incluindo o EQSIM). Utiliza ainda funções e subrotinas de biblioteca do sistema da HP-2100. Far-se-á uma rápida descrição do programa:

- programa principal: tem a função de controlar o fluxo do processamento, executa as chamadas das subrotinas e executa a integração numérica do sistema de equações diferenciais. A integração numérica é feita através do algoritmo de *Runge-Kutta* de 4a. ordem¹.
- subrotina DADOS: tem a função de ler os valores dos dados (parâmetros) do sistema. Calcula, quando necessário, parâmetros derivados dos dados lidos.
- subrotina INTGR: lê as condições de integração (incremento e o intervalo de tempo de integração).
- subrotina DIMP: lê o intervalo de impressão (1 para cada incremento; 2 para cada 2 incrementos etc.) na impressora ou na "tela gráfica".
- subrotina VARIM: lê as variáveis (atê cinco) cujos valores serão imprimidos na impressora.
- subrotina VARGR: lê as variáveis a serem colocadas na forma de gráfico (*plotter* ou "tela de vídeo"). Lê ainda a escala do gráfico.
- subrotina PRGRA: desenha os eixos (abscissa e ordenada) do gráfico(*plotter* ou "vídeo").
- subrotina CDINI: lê as condições iniciais a serem especificadas às variáveis do sistema.
- subrotina EQSIM: contém as equações que definem o modelo matemático. As

* Micro-computador *desk-top* ("pessoal") da *Hewlett-Packard* disponível na Divi são de Bioengenharia do INCOR-HC.FMUSP.

expressões do modelo matemático podem ser quaisquer (expressões algébricas, instruções lógicas etc.), porém deve existir pelo menos uma equação diferencial ordinária na forma normal.

B - Teste do Programa PSSD.

Para se testar o programa PSSD simula-se o modelo matemático do sistema mecânico: massa - mola - amortecedor cuja solução analítica é conhecida.

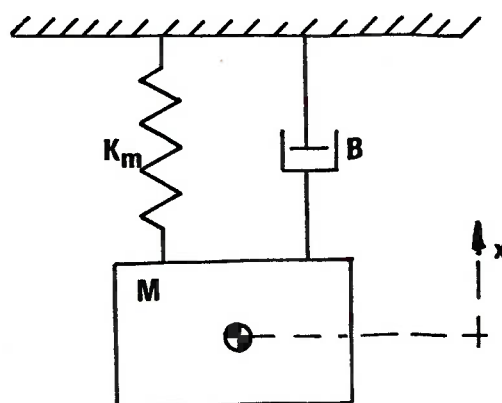


Fig. III. 17 - Sistema massa-mola-amortecedor.

Tomando-se a origem da coordenada "x" no baricentro da massa "m" na posição de equilíbrio estático e supondo que não há nem movimento de massa nas direções normais ao eixo "x" e nem rotações em torno dos eixos, pode-se aplicar o teorema do movimento do baricentro-TMB¹²:

$$M \ddot{x} = - B \dot{x} - K_m x \quad (3.20)$$

Visto que a velocidade da massa V é:

$$V = \dot{x}$$

Tem-se o sistema de equações diferenciais ordinárias:

$$\dot{x} = V \quad (3.21)$$

$$\dot{V} = - \frac{B}{M} V - \frac{K_m}{M} x \quad (3.22)$$

Reescrevendo a expressão (3.20):

$$M \ddot{x} + B \dot{x} + K_m x = 0$$

Cuja solução (veja, por exemplo, VIERCK⁴⁶) é:

$$x = X e^{-\zeta \omega_n t} \text{sen} (\omega_d t + \phi) \quad (3.23)$$

onde:

$$\omega_n = \text{freqüência natural de oscilação livre, não amortecida, do sistema} = \sqrt{\frac{K_m}{M}} \quad (3.24)$$

$$C_c = \text{amortecimento crítico} = 2 M \omega_n \quad (3.25)$$

$$\zeta = \text{fator de amortecimento} = \frac{B}{C_c} < 1 \quad (3.26)$$

$$\omega_d = \text{freqüência de oscilação amortecida livre do sistema} = \sqrt{1 - \zeta^2} \omega_n \quad (3.27)$$

X e ϕ são constantes que dependem das condições iniciais.

Determina-se o comportamento do sistema para uma dada combinação dos parâmetros m , K_m e B .

Seja:

$$M = 1 \text{ kg}$$

$$B = 20 \text{ N s/m}$$

$$K_m = 4000 \text{ N/m}$$

De (3.24):

$$\omega_n = \frac{4000}{1} = 63,25$$

De (3.25):

$$C_c = 2 \cdot 1 \cdot 63,25 = 126,50$$

De (3.26):

$$\zeta = \frac{20}{126,50} = 0,158$$

De (3.27):

$$\omega_d = \sqrt{1 - 0,158^2} \cdot 63,25 = 62,45. \text{ Este resultado}$$

corresponde a uma frequência de oscilação de:

$$f_r = 9,9 \text{ Hz} \cong 10 \text{ Hz}$$

A amplitude de oscilação ao fim de três períodos completos é dado por (3.23):

$$t = 3T = \frac{3}{10} = 0,3 \text{ s}$$

$$x = X e^{-0,158 \cdot 63,25 \cdot 0,333}$$

$$\frac{x}{X} = 0,04$$

Isto é, a amplitude resulta em 4% da amplitude inicial.

Para testar o programa adota-se as condições iniciais:

$$x_0 = 1 \text{ m}$$

$$V_0 = 0 \text{ m/s}$$

Isto é, a massa é abandonada do repouso de uma altura de 1 m.

O resultado da simulação é dada pela fig. III. 18. O incremento utilizado nesta simulação é de 0,002 seg., sendo que o intervalo de tempo é de 0 a 0,4 seg.

Do gráfico da fig. III. 18 pode-se verificar que a oscilação resultante teve o período de 0,1 segundo, isto é, a frequência é de aproximadamente 10 Hz. A amplitude após 3 oscilações (0,3 seg.) é de 0,048 m (obtida da listagem). Portanto, os resultados das simulações estão coerentes com as soluções analíticas, mostrando que o programa de simulação está funcionando corretamente.

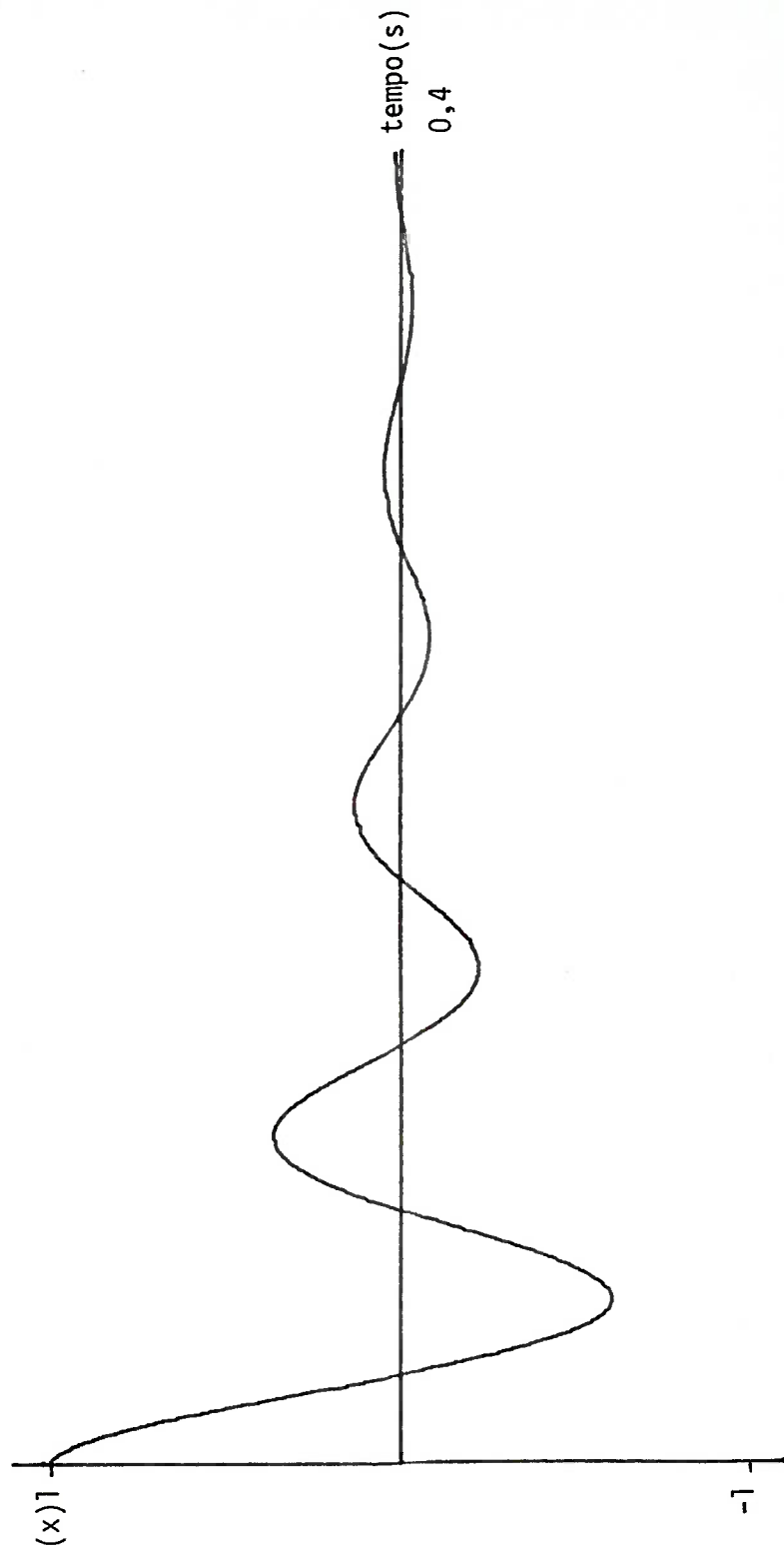


Fig. III. 18 - Oscilação do sistema Massa-Mola-Amortecedor

III. 5 - Análise de Autovalores, Simulações Preliminares e Escolha do Modelo Matemático Adequado.

Na seleção do modelo matemático foi necessário estimar os valores numéricos dos parâmetros do sistema (R_v , R_{in} , C_{in} etc.), assim como o formato da curva de pressão de excitação.

Num trabalho anterior²⁶ foi estimado a ordem de grandeza dos valores destes parâmetros. Deve-se observar que é impossível calcular o valor "exato" destes parâmetros, pois as pressões e vazões no sistema variam com o tempo. Os valores previamente estimados²⁶ foram ajustados através das simulações digitais, procurando obter curvas de pressão que melhor se aproximem das curvas de pressão e vazões fisiológicas.

O formato da curva de pressão de excitação é difícil de ser estimado. O gerador de "onda de pressão" é um sistema de válvula direcional e a pressão é "gerada" por uma bomba centrífuga. Deste modo, o gerador não é um gerador ideal visto que a válvula direcional tem o coeficiente de perda de carga variável com o tempo e a pressão na saída da bomba centrífuga depende da vazão fornecida pela mesma. Sendo assim, a pressão de excitação real (desconhecida) foi, nas simulações preliminares, substituída por ondas retangulares de pressão.

A - Simulações preliminares.

Durante o desenvolvimento do equipamento, foram feitas inúmeras simulações com o objetivo de estudar a influência dos diversos parâmetros do sistema. As fig. III. 19, III, 20, III. 21, III. 22, III.23 e III.24 ilustram alguns dos resultados obtidos nestas simulações preliminares.

Estas simulações mostraram que o modelo de 4a. ordem apresenta uma maior versatilidade do que o modelo de 2a. ordem, versatilidade esta trazida como maior facilidade na conformação de curvas (por exemplo, produzindo oscilações nas curvas de pressões). Por outro lado, o modelo de 2a. ordem é mais simples e apresenta resultados semelhantes ao da 4a. ordem (quando ajustados para "produzir" curvas semelhantes às fisiológicas).

A análise dos resultados obtidos permitiu que se tirasse algumas

conclusões a respeito das influências dos parâmetros:

- as inertâncias fluidas não influem sensivelmente quando o seu valor é variado dentro de limites "racionais" (compatíveis com o sistema proposto);
- o aumento da(s) resistência(s) e/ou capacitâncias aumenta o tempo de resposta (o que era esperado);
- o aumento da(s) resistência(s) a jusante do capacitor C_{out} eleva os níveis de pressão na válvula, alterando também o tempo de resposta;
- o aumento da resistência R_c eleva o nível de pressão na região da válvula ensaiada sem alterar o tempo de resposta do sistema a jusante da válvula durante a "diástole*".

Estas conclusões são algumas das obtidas durante as simulações, pois há um número muito grande de combinações possíveis entre os parâmetros do sistema.

Um dos fatores mais importantes nestas simulações foi a familiarização com a resposta do sistema decorrente(s) da(s) modificação(ões) feita(s) no(s) parâmetro(s).

Esta familiarização foi importantíssima durante a fase de regulação do equipamento construído.

Outro resultado importantíssimo decorre das melhores curvas obtidas nas simulações com o modelo de 4a. ordem e com o modelo de 2a. ordem (fig. III. 22 e III. 24, respectivamente). A comparação destas duas curvas mostra uma possível equivalência entre os modelos. Este fato foi confirmado pela análise dos autovalores.

* O termo "sístole" é utilizado para indicar a parte do ciclo em que há vazão através da prótese ensaiada (válvula aberta), enquanto que o termo "diástole" indica a parte do ciclo em que a prótese ensaiada permanece fechada e, portanto, não há vazão na válvula.

$$\begin{aligned}
 R_{in} &= 10^6 \text{ (Pa.s.m}^{-3}\text{)} & R_v &= 3 \cdot 10^6 \text{ (Pa.s.m}^{-3}\text{)} & C_{out} &= 1,9 \cdot 10^{-9} \text{ (m}^3\text{.Pa}^{-1}\text{)} \\
 R_{cin} &= 10^6 \text{ (Pa.s.m}^{-3}\text{)} & R_c &= 5 \cdot 10^6 \text{ (Pa.s.m}^{-3}\text{)} & R_{out} &= 1 \cdot 10^8 \text{ (Pa.s.m}^{-3}\text{)} \\
 C_{in} &= 1 \cdot 10^{-9} \text{ (m}^3\text{.Pa}^{-1}\text{)} & L_c &= 3 \cdot 10^4 \text{ (Pa.s}^2\text{.m}^{-3}\text{)} & R_{gout} &= 5 \cdot 10^7 \text{ (Pa.s.m}^{-3}\text{)} \\
 & & & & L_{out} &= 4 \cdot 10^4 \text{ (Pa.s}^2\text{.m}^{-3}\text{)}
 \end{aligned}$$

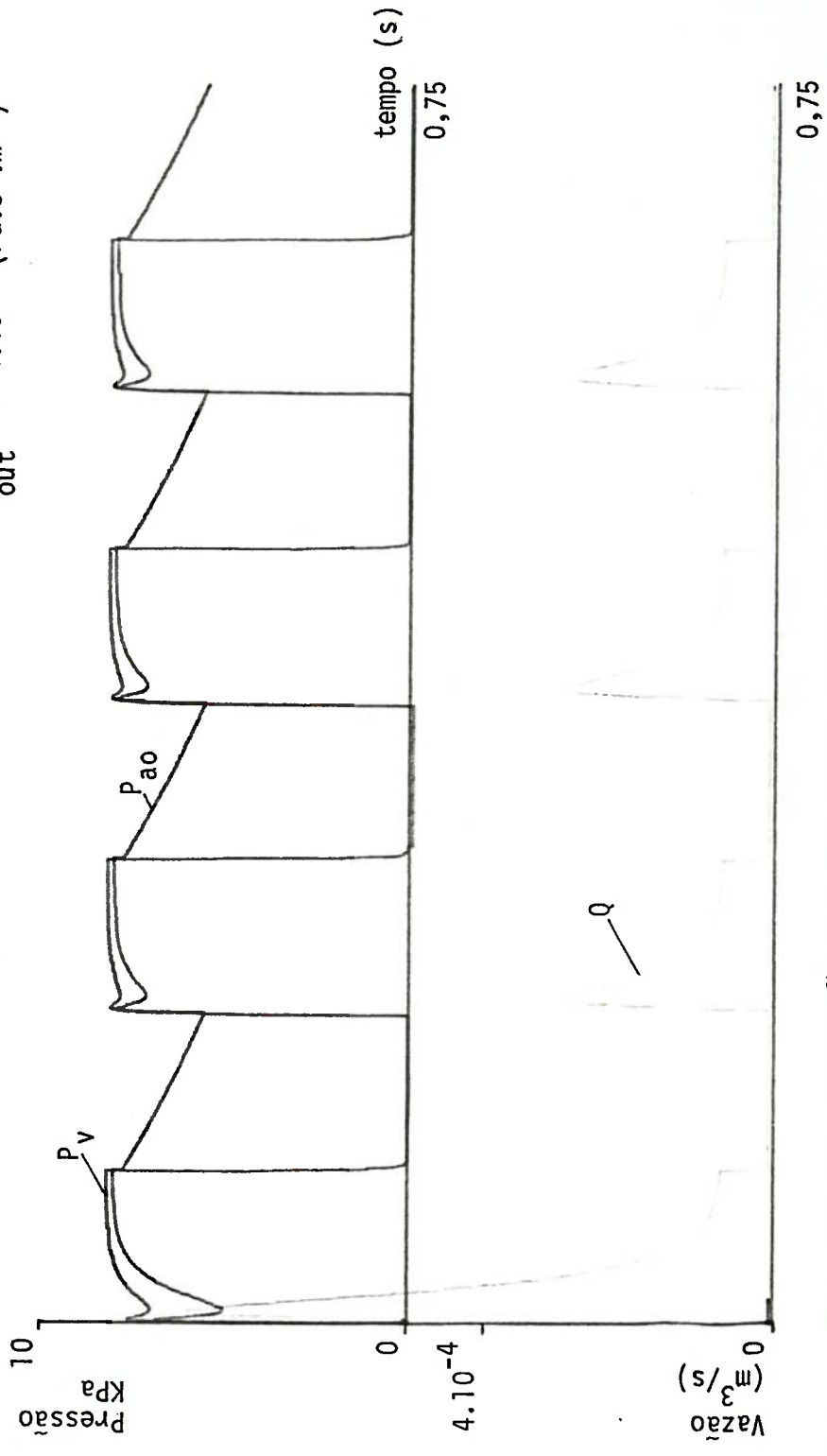


Fig. III. 19 - Simulação do modelo de 4a. ordem - 1

P_v - pressão à montante da válvula; P_{ao} - pressão à jusante da válvula; Q - vazão através da válvula.

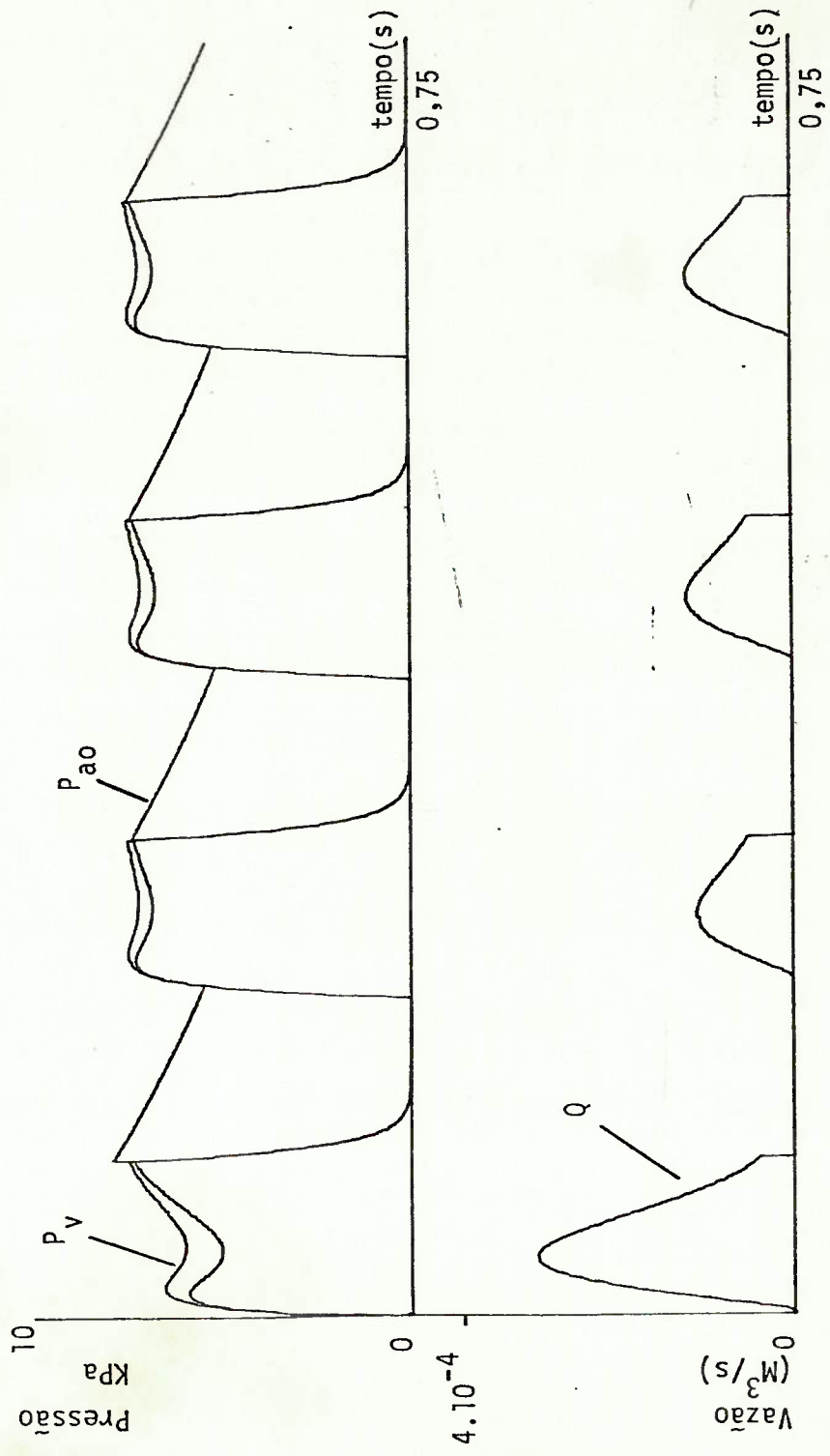


Fig. III.20 - Simulação do modelo de 4a. ordem - 2
 P_v - Pressão à montante da válvula; P_{ao} - pressão à jusante da válvula;
 Q - vazão através da válvula.
 Os mesmos parâmetros da fig. III.19 exceto: $R_{in} = 5 \cdot 10^6$; $C_{in} = 1,2 \cdot 10^{-9}$;
 $L_c = 3 \cdot 10^{-4}$.

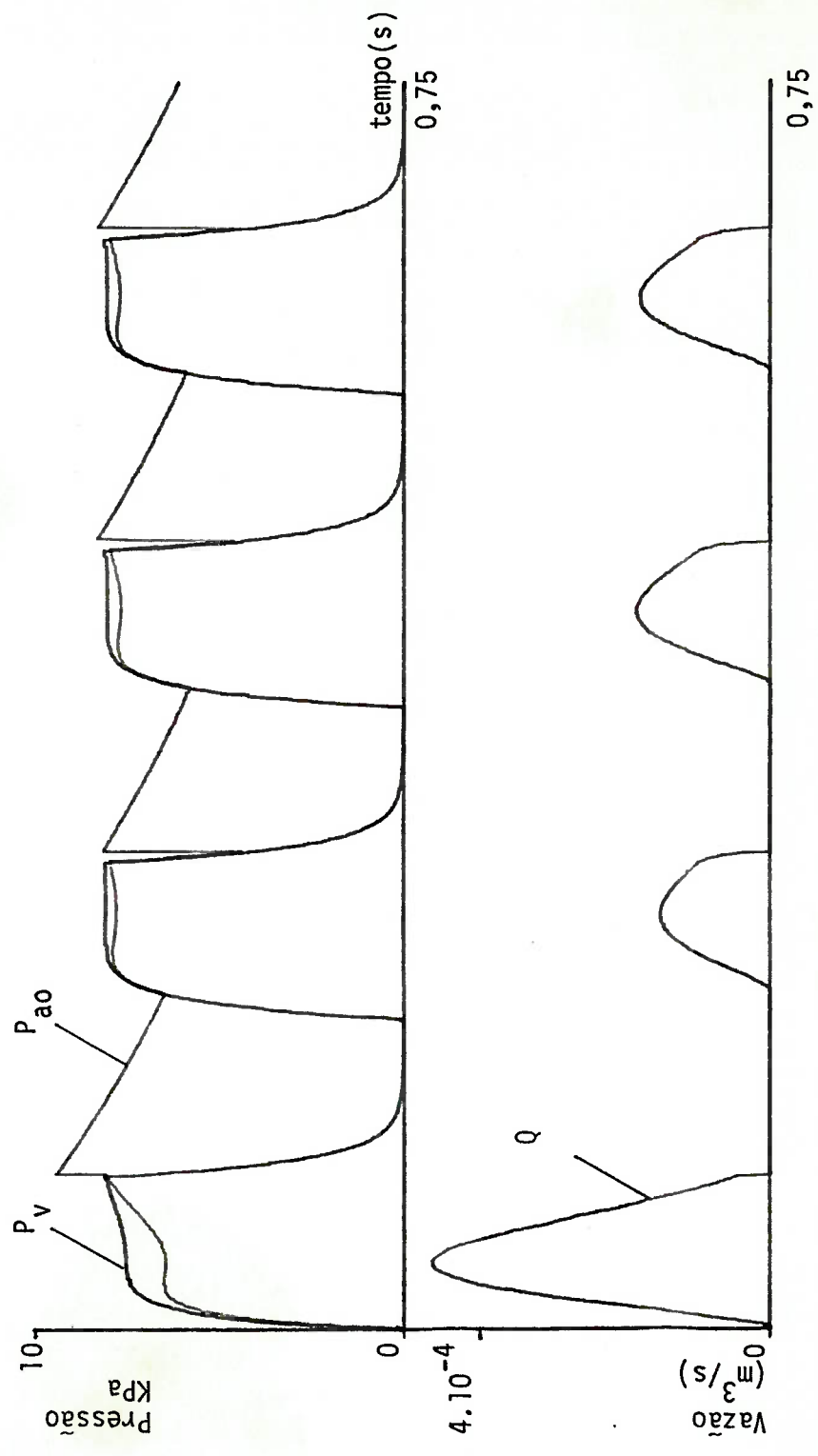


Fig. III. 21 - Simulação do modelo de 4a. ordem - 3

P_v - Pressão à montante da válvula; P_{ao} - Pressão à jusante da válvula; Q - Vazão através da válvula.

Os mesmos parâmetros da fig. III.19 exceto: $C_{in} = 5 \cdot 10^{-9}$; $L_c = 3 \cdot 10^5$; $R_{gout} = 10^8$

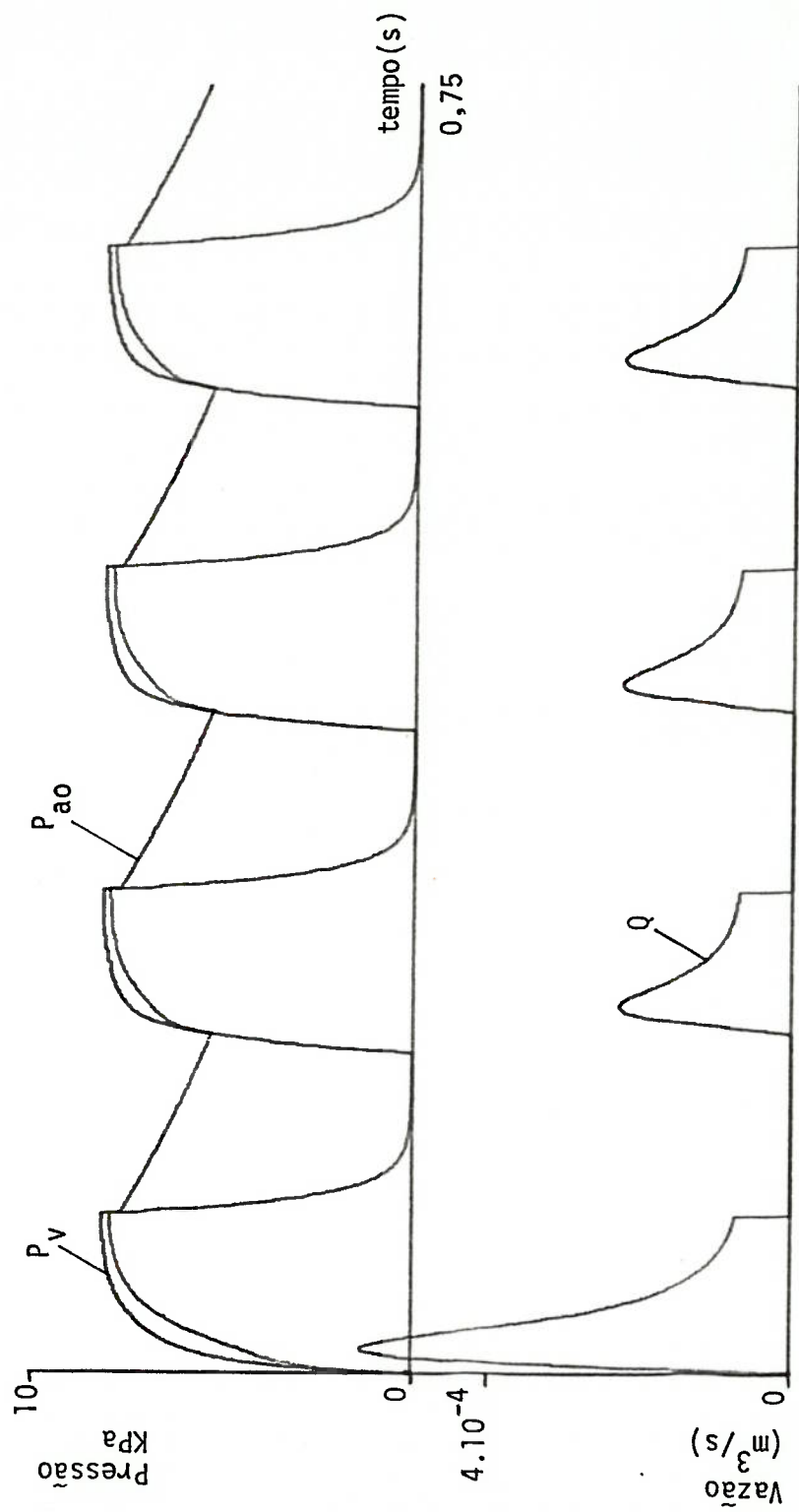


Fig. III. 22 - Simulação do modelo de 4a. ordem - 4.

P_v - Pressão à montante da válvula; P_{ao} - Pressão à jusante da válvula; Q - Vazão através da válvula.

Os mesmos parâmetros da fig. III.19 exceto: $C_{in} = 5 \cdot 10^{-9}$

$$\begin{aligned}
 R_{in} &= 10^6 \text{ (Pa.s.m}^{-3}\text{)} & R_v &= 3 \cdot 10^6 \text{ (Pa.s.m}^{-3}\text{)} & R_{cout} &= 2 \cdot 10^7 \text{ (Pa.s.m}^{-3}\text{)} \\
 R_{cin} &= 10^6 \text{ (Pa.s.m}^{-3}\text{)} & R_c &= 5 \cdot 10^6 \text{ (Pa.s.m}^{-3}\text{)} & R_{out} &= 5 \cdot 10^7 \text{ (Pa.s.m}^{-3}\text{)} \\
 C_{in} &= 5 \cdot 10^{-9} \text{ (m}^3 \cdot \text{Pa}^{-1}\text{)} & C_{out} &= 1,9 \cdot 10^{-9} \text{ (m}^3 \cdot \text{Pa}^{-1}\text{)}
 \end{aligned}$$

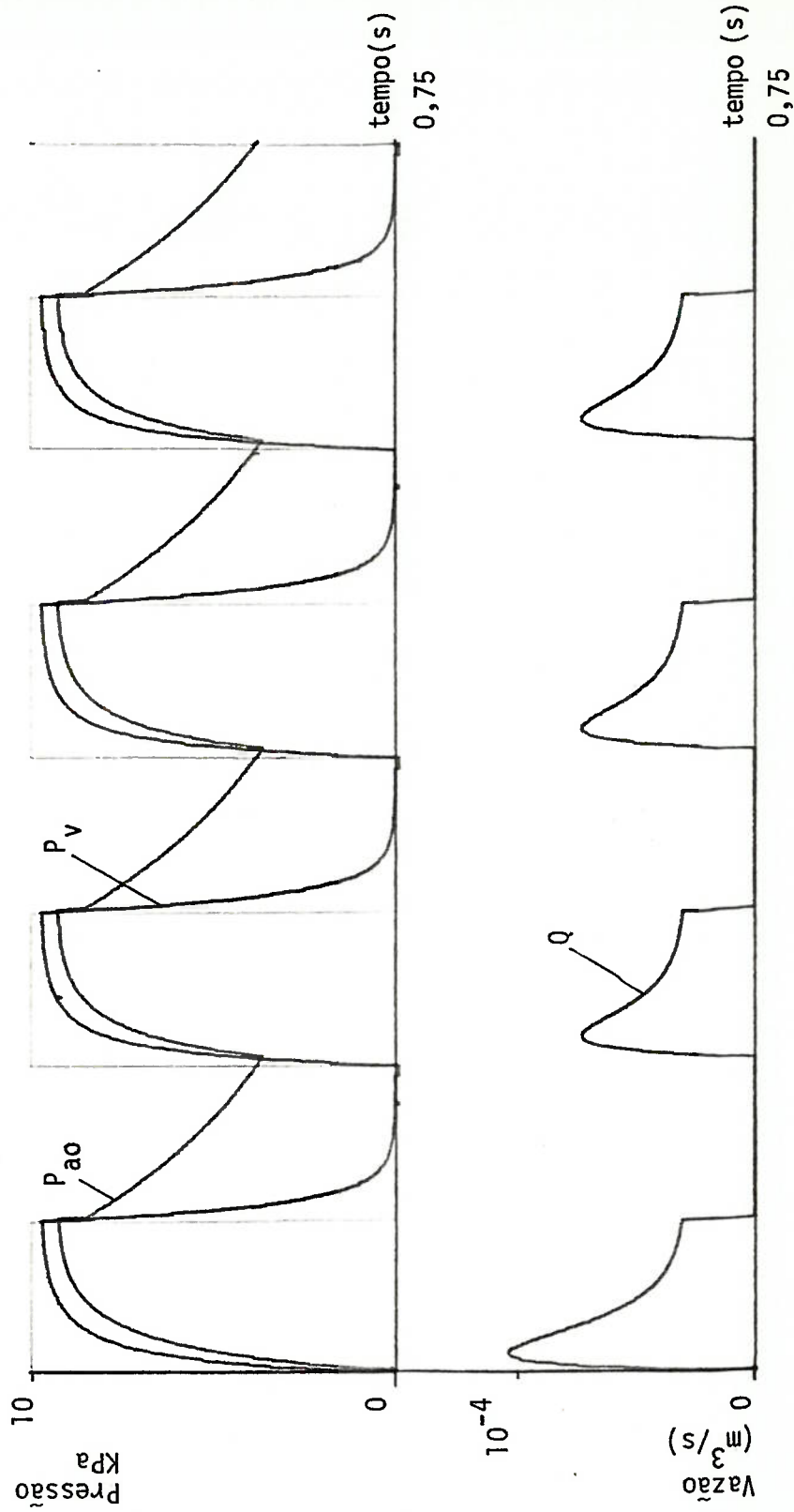


Fig. III.23 - Simulação do modelo de 2a. ordem - 1º caso

P_v - Pressão à montante da válvula; P_{ao} - Pressão à jusante da válvula

Q - Vazão na válvula

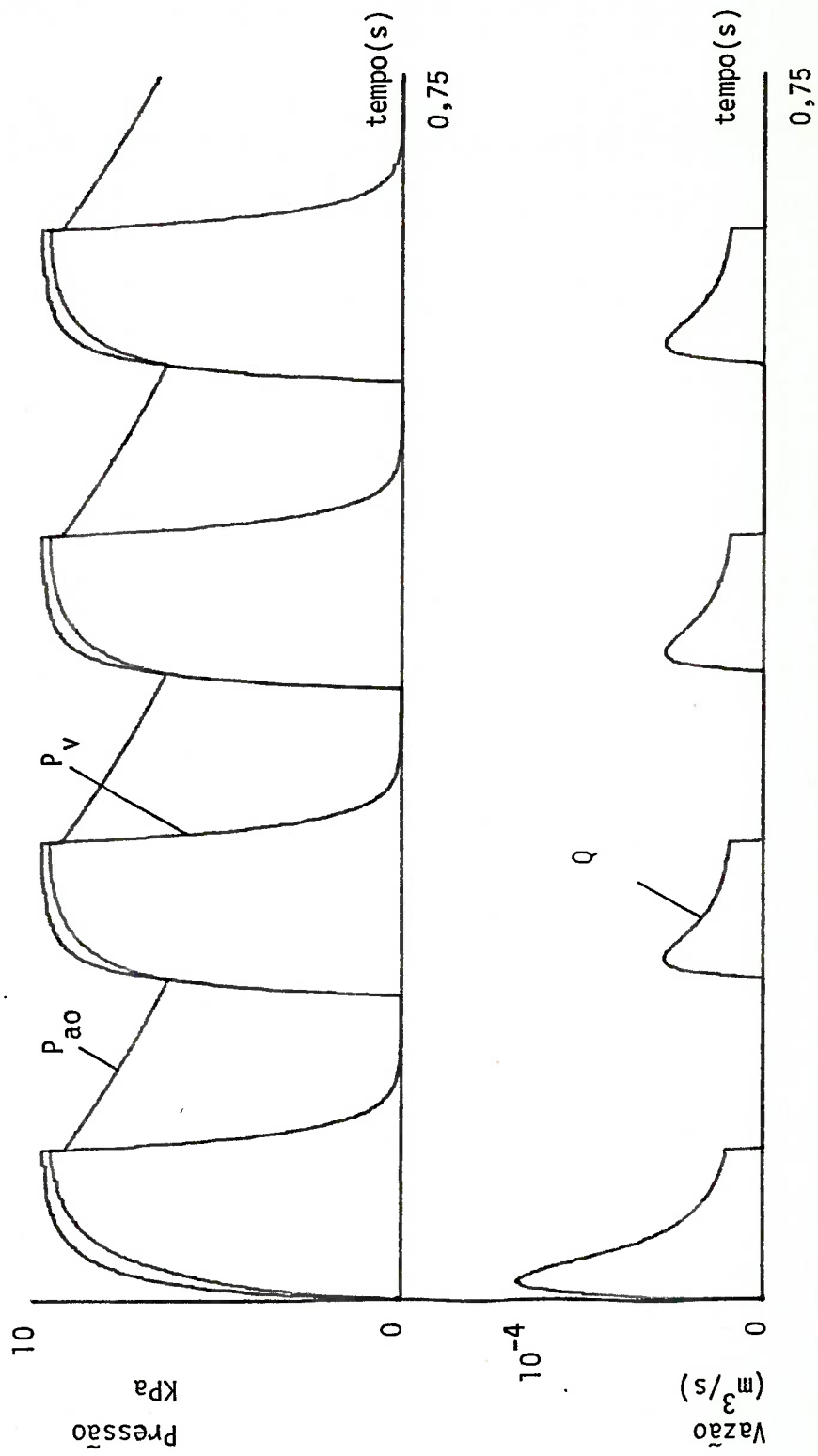


Fig. III.24 - Simulação do modelo de 2a. ordem - 2º caso

Parâmetros: os mesmos da fig. III.23, exceto $R_{gout} = 1.10^8$

B - Análise dos Autovalores.

O objetivo da análise dos autovalores foi confirmar a equivalência entre os modelos matemáticos desenvolvidos. As simulações mostravam que os modelos poderiam ser equivalentes e a análise de autovalores iria evidenciar a equivalência ou diferença entre os modelos adotados.

Estas análises foram feitas para ambos os modelos matemáticos na condição de válvula aberta. A condição de válvula aberta foi escolhida porque nesta condição que surgiram as maiores diferenças nas respostas dos modelos (vide fig. III.19 até III. 24).

O cálculo do autovalor do modelo de 4a. ordem (válvula aberta) foi feita através da subrotina EIGVAL da Biblioteca de Subrotinas INSL, implantada no computador B-6700 do Centro de Computação Eletrônica da USP-CCE-USP.

O cálculo do autovalor do modelo de 2a. ordem foi feito através do programa simples baseado na equação característica associada às equações diferenciais.

Os autovalores do modelo de 4a. ordem foram calculados, utilizando os valores dos parâmetros que deram origem aos gráficos da fig. III. 22.

Os valores dos parâmetros são:

$$\begin{array}{ll}
 R_{in} & = 10^6 \quad (\text{pa.s.m}^{-3}) \\
 R_{cin} & = 10^6 \quad (\text{Pa.s.m}^{-3}) \\
 C_{in} & = 5.10^{-9} \quad (\text{m}^3. \text{Pa}^{-1}) \\
 R_v & = 3.10^6 \quad (\text{pa.s.m}^{-3}) \\
 R_c & = 5.10^6 \quad (\text{Pa.s.m}^{-3}) \\
 L_c & = 3.10^4 \quad (\text{pa.s}^2.\text{m}^{-3}) \\
 C_{out} & = 1,9 . 10^{-9} \quad (\text{m}^3. \text{Pa}^{-1}) \\
 R_{out} & = 1.10^8 \quad (\text{Pa.s.m}^{-3})
 \end{array}$$

$$R_{gout} = 5 \cdot 10^7 \quad (\text{Pa.s.m}^{-3})$$

$$L_{out} = 4 \cdot 10^4 \quad (\text{Pa.s}^2.\text{m}^{-3})$$

Os autovalores calculados foram:

$$A_1 = 0$$

$$A_2 = -100$$

$$A_3 = 0$$

$$A_4 = -3,3 \cdot 10^{-5}$$

Os autovalores A_1 e A_3 nulos, e o autovalor A_4 muito próximo de zero, mostram a existência, na solução das equações de estado, de termos que são potências do tempo t (t, t^2). O autovalor A_2 fornece um termo exponencial na solução. Visto que não houve "divergência" da solução na simulação (fig. III.22) observa-se que os termos associados aos autovalores múltiplos A_1, A_3 e A_4 não influenciaram na solução, predominando a solução do tipo exponencial, isto é, solução devido ao segundo autovalor $A_2 = -100$. Conclui-se que, quando a válvula está aberta, o sistema tem uma resposta semelhante a um sistema de 1a. ordem.

Os autovalores do modelo de 2a. ordem foram calculados com os mesmos valores de parâmetros, exceto L_c e L_{out} que não existem no modelo de 2a. ordem.

Os autovalores calculados foram:

$$A_1 = -99.9$$

$$A_2 = -101.4$$

No modelo de 2a. ordem tem-se dois autovalores muito próximos de -100. Tomando-os como sendo autovalores múltiplos, iguais a -100, pode-se dizer pelos mesmos motivos discutidos no modelo de 4a. ordem, que o termo em "t" não teve influência, predominando a solução exponencial, como se fosse um sistema de 1a. ordem.

C - Escolha do Modelo Matemático Adequado

Os resultados das simulações (fig. III.22 e III.24) e os autovalores calculados mostraram que a resposta do sistema é do tipo exponencial e, sendo assim, um modelo matemático descrito por uma equação diferencial de 1a. ordem seria o modelo mais simples que representa o sistema duplicador de pulso (enquanto a válvula permanece aberta). No entanto, quando a válvula fecha a vazão através da mesma se anula e as equações que regem o comportamento antes e depois da válvula se desacoplam.

Devido a este fato, adotou-se nos estudos o modelo matemático de 2a. ordem que representa o sistema durante todo o período (válvula aberta ou fechada) e evita a redundância do modelo de 4a. ordem. Assim, sabe-se que o modelo representa bem o sistema desde que não se aumente substancialmente o comprimento das tubulações à jusante da prótese ensaiada, desprezando a inércia fluida.

CAPÍTULO IV
DESENVOLVIMENTO DO EQUIPAMENTO

CAPÍTULO IV

DESENVOLVIMENTO DO EQUIPAMENTO

IV. I - Primeiro Protótipo.

No projeto do primeiro protótipo foram considerados alguns requisitos, tais como reprodução de curvas de pressões fisiológicas, não contaminação de prótese ensaiada, durabilidade do equipamento e custo.

A reprodução das curvas de pressão é, como já foi discutido anteriormente, o objetivo principal do equipamento proposto e é o requisito principal considerado no projeto.

O aspecto custo do protótipo foi limitado através da utilização de componentes facilmente encontráveis no mercado. O projeto de componentes especiais foi limitado ao mínimo necessário.

Os outros requisitos, não contaminação da prótese e durabilidade do equipamento, não foram considerados a fundo. O aspecto da contaminação não foi considerado, por ser de difícil controle quer devido à duração do ensaio, quer devido a muitos pontos de provável contaminação (os ensaios feitos por CLARK *et al.*⁹ também foram executados em condições não estéreis devido aos mesmos motivos). A questão da durabilidade foi considerada, procurando utilizar os componentes em condições favoráveis (solicitando-os menos do que as especificações das peças). Isto foi feito devido à natureza complexa das solicitações (vibrações e "pulsões" inerentes à máquina) o que complicaria o cálculo estrutural. Visto que o cálculo estrutural não fazia parte deste trabalho, isto não foi feito.

O protótipo construído é, na verdade, a metade do equipamento, sendo que a outra metade seria a cópia do que foi construído. A fig. IV. 1 mostra qual seria o esquema geral do equipamento completo.

O protótipo construído equivale a uma metade, por exemplo, linha de ensaio-1 e linha de ensaio-2.

Há necessidade de sincronizar os dois "geradores de pulso" para que

a "sístole*" da linha de ensaio-1 coincida com a "sístole" da linha de ensaio-3, enquanto que no mesmo instante as linhas 2 e 4 devem estar em "diástole*".

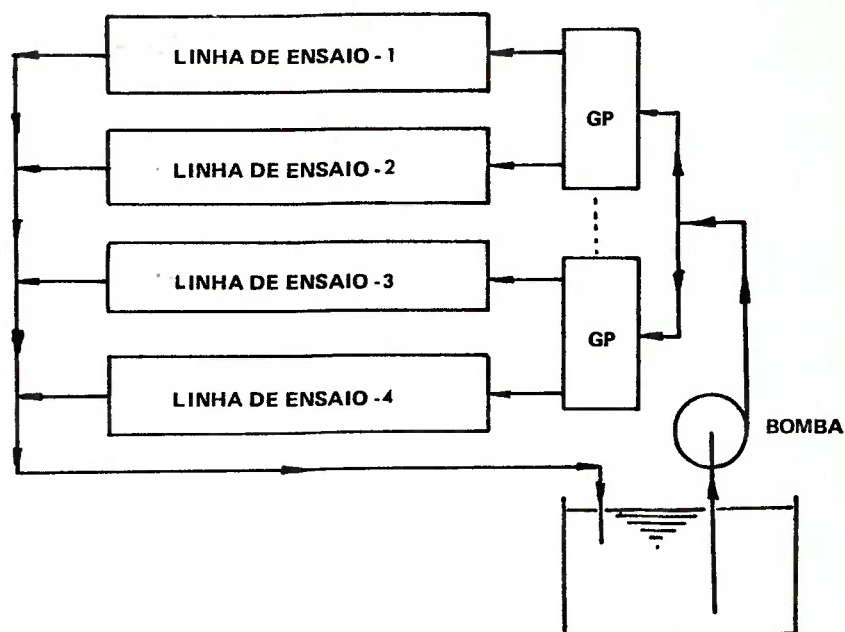


Fig. IV. 1 - Esquema geral do equipamento completo. "Linha de ensaio" significa todo o subconjunto que conforma as ondas de pressão "geradas" no "gerador de pulsos" - GP e que engloba a própria câmara onde vai montada a prótese ensaiada. A linha tracejada entre os dois "geradores de pulso" indica que deve haver uma sincronização entre os dois.

* Sístole e diástole são termos biomédicos referentes à fase de contração e relaxamento do ventrículo esquerdo. Aqui, sístole significa a fase em que há passagem de fluido de ensaio através da prótese ensaiada (válvula aberta) enquanto que diástole significa o período de tempo em que a válvula permanece fechada não havendo escoamento através da prótese.

Desta forma, embora tenha se construído a metade do equipamento, os diâmetros das tubulações hidráulicas foram dimensionadas, tendo em vista o equipamento completo. O diâmetro na entrada do "gerador de pressão" e nas linhas de ensaio foi determinado em uma polegada (0,0254 m) (a vazão do pico é de $1,7 \cdot 10^{-3} \text{ m}^3/\text{s}$ e, nestas condições, a velocidade média é de 3,5 m/s, portanto, aceitável). Entre a bomba e a bifurcação entre os dois geradores de pressão - GP foi utilizado o diâmetro de 2 polegadas (0,0508 m) (a vazão de pico é de $3,4 \cdot 10^{-3} \text{ m}^3/\text{s}$ e, nestas condições, a velocidade média é de 1,7 m/s). Estas tubulações foram feitas com tubos de PVC.

A bomba utilizada* foi também dimensionada para atender o equipamento completo nas condições de pico. Desta forma, a pressão na saída da bomba deveria ser de 20 KPa (conforme cálculos de perda de carga feitos anteriormente²⁶) quando a vazão fosse de $3,4 \cdot 10^{-3} \text{ m}^3/\text{s}$.

Outros componentes, tais como câmara de ensaio, capacitor hidropneumático e "gerador de pulso", foram construídos especialmente para este equipamento. A câmara de ensaio, devido à transparência necessária para visualizar o movimento da válvula, foi construída em epóxi transparente. Os capacitores hidropneumáticos foram construídos, um totalmente construído em acrílico e outro em aço inoxidável com tampa de acrílico.

O "gerador de pulso" foi o componente mais problemático de todo o equipamento. Inicialmente, devido ao seu uso mais divulgado, foi escolhido a concepção apresentada por STEINMETZ⁴¹ e depois aproveitada por CLARK⁹. Este gerador (modelo-1) de pulso utilizava um eixo entalhado (fig. IV.2 e IV.3) que funcionava como uma válvula rotativa.

O eixo entalhado foi feito em aço ABNT - 1040 e a vedação foi feita em nylon. As conexões foram feitas em alumínio e os mancais eram com rolamento. Os desenhos deste gerador de pressão encontram-se no Anexo A. 4.

*

Bomba Mark, modelo KM-5.

Este gerador apresentou problemas desde a sua fabricação. Foi difícil tornejar o furo longitudinal no nylon para fazer a vedação do eixo rotativo. Resolvido este problema e posto em funcionamento, a vedação de nylon apresentou dilatação (o que se atribui ao fenômeno de absorção de água simultaneamente com a dilatação térmica) terminando por travar o eixo. Foram tentadas correções através do ajuste da vedação prevendo a dilatação, porém o travamento perdurou. Com os sucessivos aumentos no diâmetro da vedação começou a ocorrer um vazamento excessivo sem solucionar o problema do travamento. Após inúmeras tentativas e muitas discussões com o engenheiro de fabricação e com os técnicos da oficina mecânica optou-se por abandonar esta concepção.

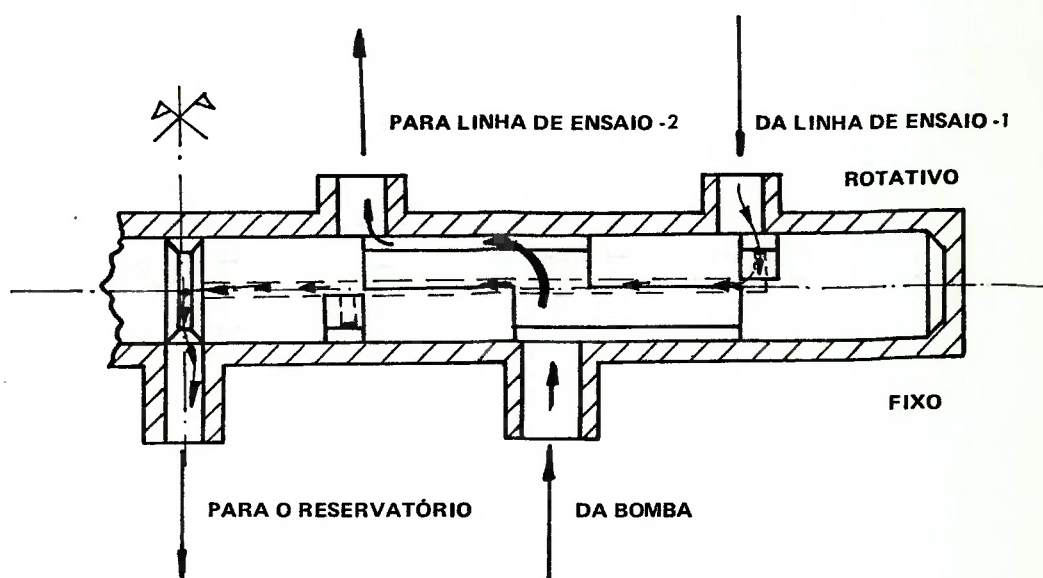
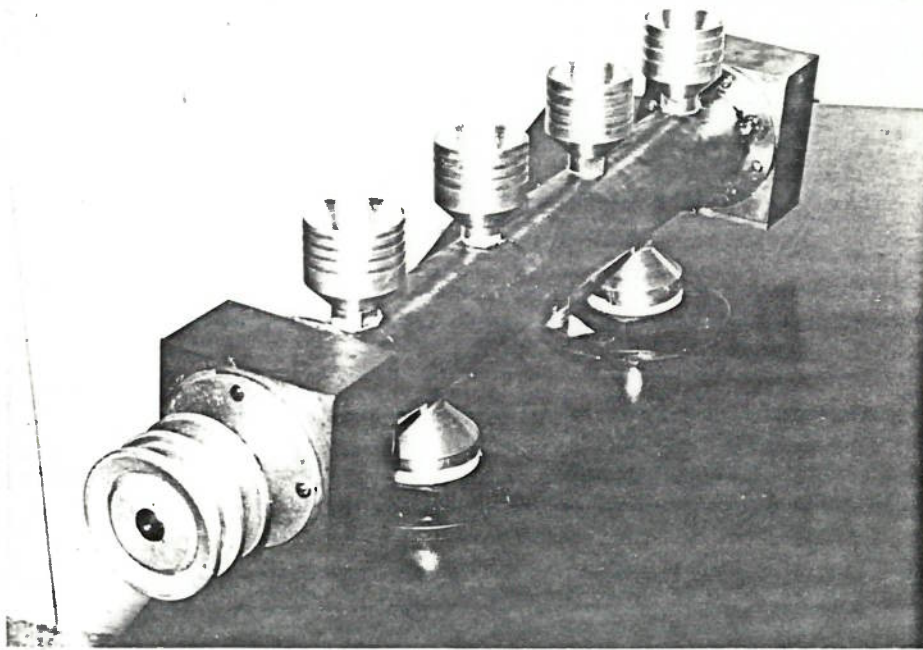


Fig. IV. 2 - Esquema do gerador de pressão, utilizando o eixo entalhado.

a)



b)

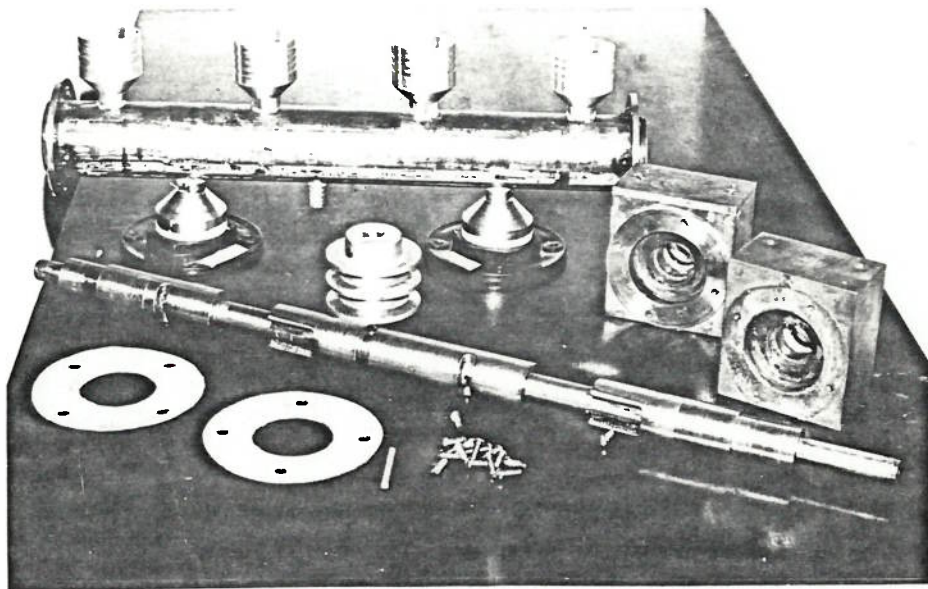


Fig. IV. 3 - O primeiro modelo de "gerador de pulso".

a) o gerador montado.

b) o gerador desmontado.

O segundo gerador de pulso (modelo II) construído, aproveitou uma parte do modelo utilizado por CHETTA⁷. Trata-se também de uma válvula direcional rotativa, porém o elemento ativo é uma placa circular com dois furos. A fig. IV.4 mostra este gerador desmontado, enquanto a fig. IV.5 mostra o gerador montado e a fig. IV.6 ilustra o princípio de funcionamento.

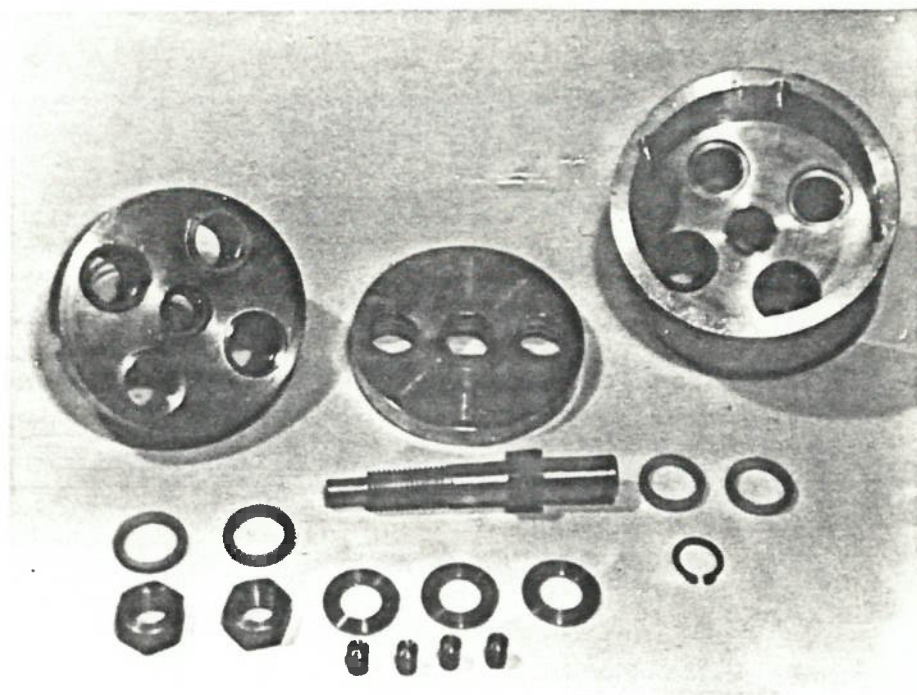


Fig. IV. 4 - O segundo gerador de pulso desmontado.

Os desenhos de fabricação e de montagem relativos a este segundo gerador de pulso encontram-se no Anexo A.4.

Este gerador foi montado no circuito de teste e um primeiro protótipo foi, assim, construído. A fig. IV. 7 mostra a vista geral do

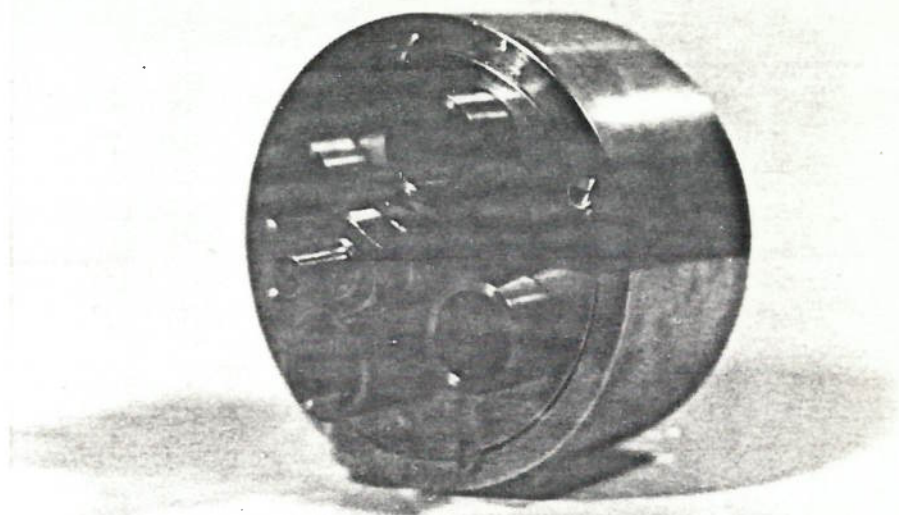


Fig. IV. 5 - Vistas externas do segundo gerador de pulso.

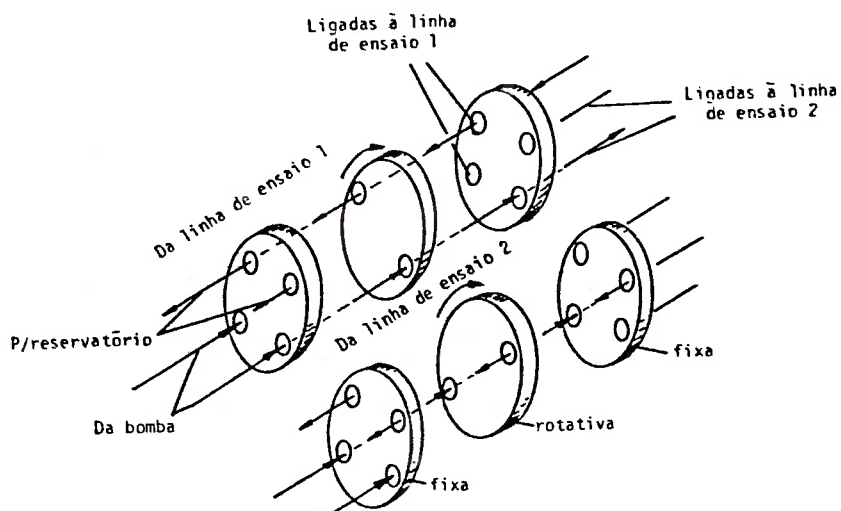


Fig. IV. 6 - Ilustração do princípio de funcionamento do gerador de pulso. Pode-se notar a alteração que houve quando a placa rotativa girou de 90° . Uma rotação adicional de 90° levaria o furo 2 à posição em que estava o furo 1 na figura "a", e o furo 1 iria a posição de furo 2. Com isto o ciclo estaria se repetindo.

equipamento montado. Ensaio feitos com equipamentos mostraram que este sistema funcionava devidamente, embora tenham ocorrido alguns problemas. Estes problemas serão discutidos no item a seguir e os resultados dos ensaios serão apresentados no próximo capítulo.

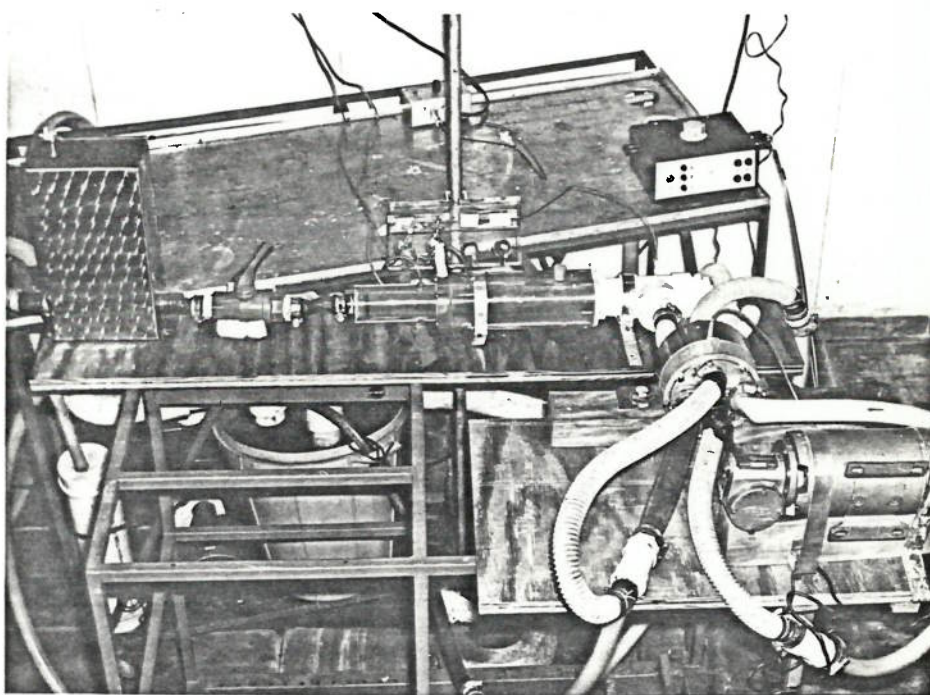


Fig. IV. 7 - Vista geral do 1º protótipo montado - 1.

IV. 2 - Problemas no Primeiro Protótipo.

O primeiro protótipo construído apresentou bons resultados (vide capítulo V), porém os problemas ocorridos obrigaram a execução de modificações no protótipo.

Os dois problemas ocorridos foram: vazamentos pelas vedações das partes móveis do gerador de onda de pressão e entrada de pequenas bolhas de ar, também pelas vedações das partes móveis do mesmo gerador de onda de pressão.

Tentou-se solucionar, ou ao menos amenizar os problemas, melhorando o ajuste nas vedações. Porém, por se tratar de uma questão de tolerância na fabricação não se conseguiu reduzir estes vazamentos a níveis aceitáveis.

Dada a dificuldade encontrada, optou-se por modificar o protótipo, não eliminando o vazamento, mas contornando este problema (não eliminado).

IV. 3 - Protótipo Modificado.

As modificações feitas no primeiro protótipo tiveram três objetivos: contornar o problema do vazamento e entrada de ar na linha de ensaio, tornar o equipamento mais compacto e melhorar o acesso à válvula montada na câmara de ensaio.

O acesso à prótese valvar ensaiada foi melhorada modificando a linha de ensaio. Todo o circuito de entrada na câmara de ensaio foi refeito, colocando-se placas perfuradas para estabilizar o fluxo (*straightening vanes*³) (fig. IV. 8) e alterando o sistema de ensaio. O capacitor hidropneumático também foi refeito, sendo construído totalmente em acrílico. Ensaio feito com o primeiro protótipo mostraram que o capacitor à montante da prótese valvar era desnecessário e, sendo assim, este capacitor foi dispensado nesta modificação. A fig. IV. 9 mostra a linha de ensaio desmontadas enquanto a fig. IV. 10 mostra a linha de ensaio já montada. A fig. IV. 11 mostra o novo capacitor hidropneumático e a fig. IV. 12 ilustra a linha de ensaio montada, inclusive com o capacitor e a válvula que controla a resistência entre a prótese e o capacitor.

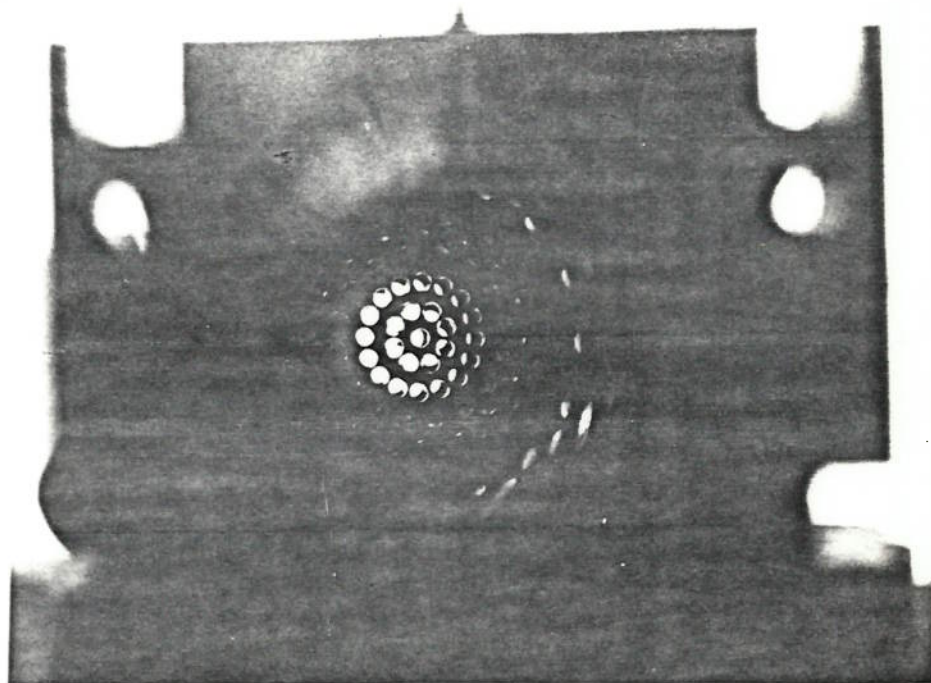


Fig. IV. 8 - Detalhe da placa perfurada (*Straightening vanes*).

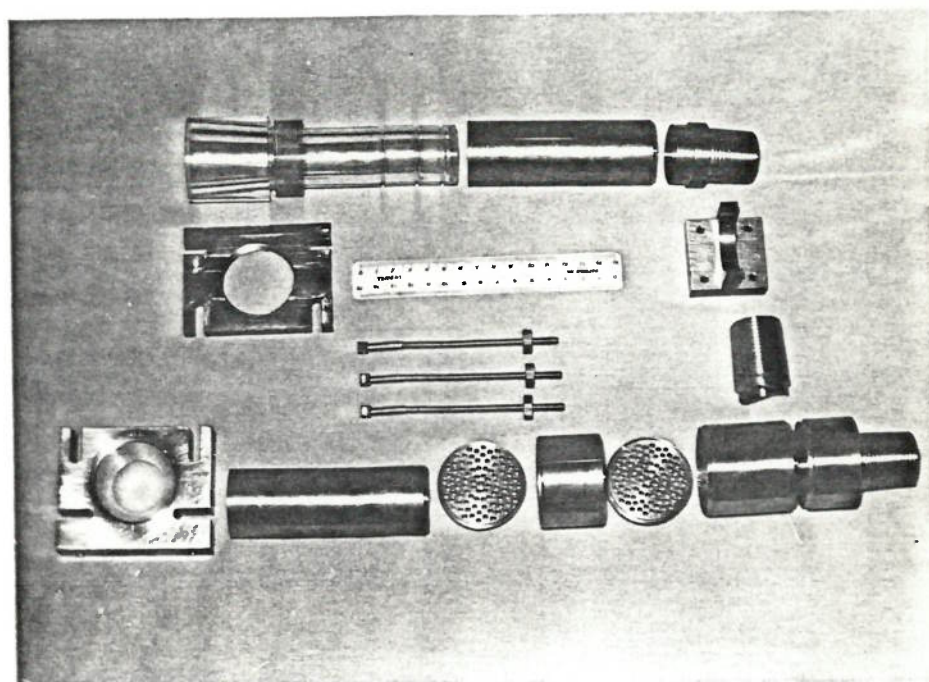
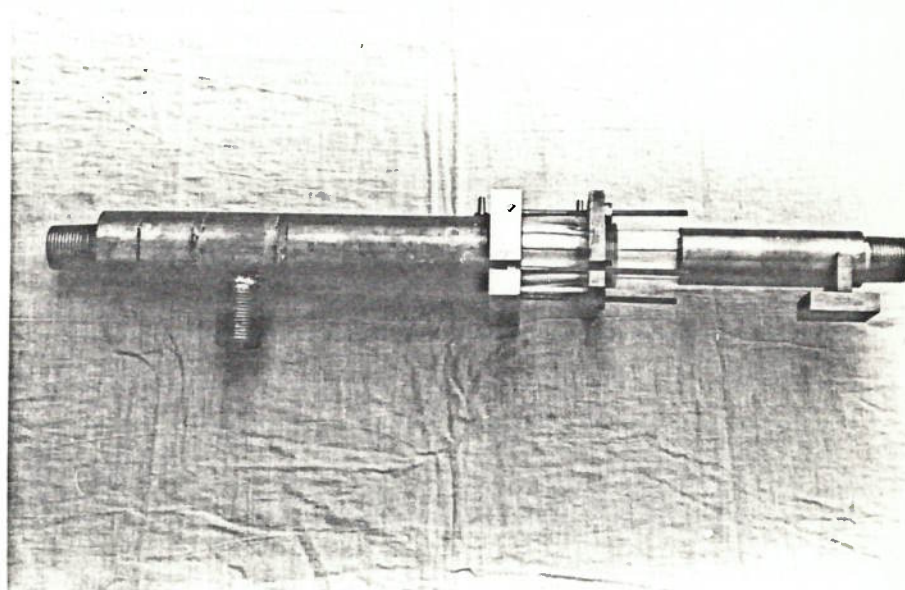


Fig. IV. 9 - A linha de ensaio desmontada

a)



b)

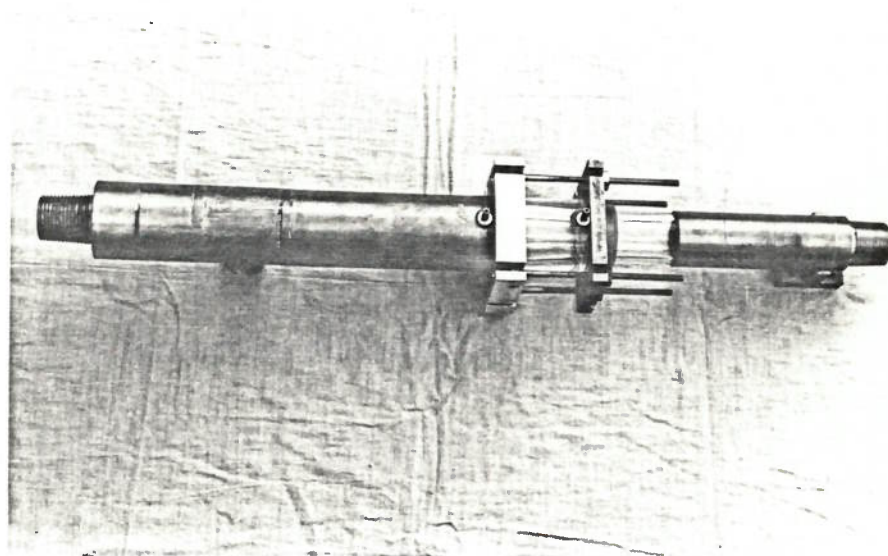


Fig. IV. 10 - A linha de ensaio montada.

Pode-se notar a câmara de ensaio de acrílico e as tomadas de pressão a montante e a jusante da prótese ensaiada.

a) vista lateral.

b) vista superior.

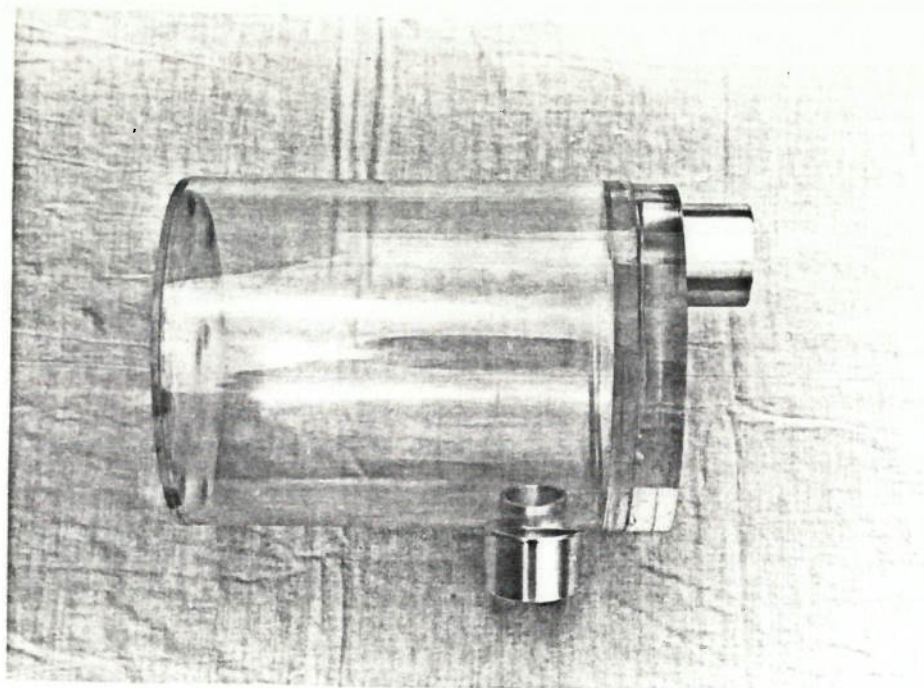


Fig. IV. 11 - O novo capacitor hidropneumático.

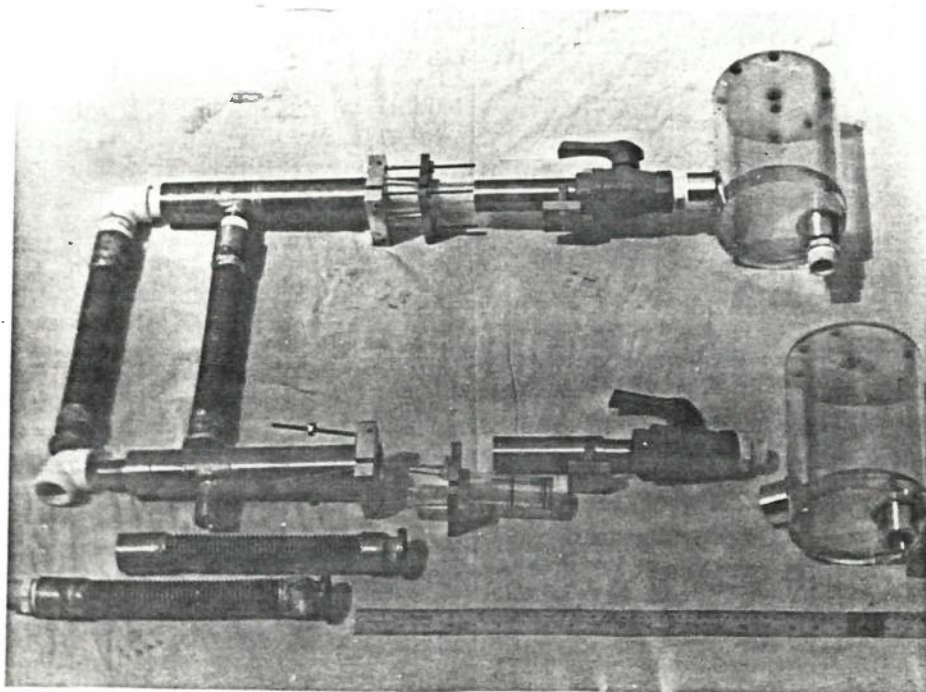


Fig. IV. 12 - O circuito de ensaio completo.

A redução nas dimensões globais foi obtida através de uma melhoria no arranjo físico do equipamento.

Os problemas do vazamento e da entrada de ar são, na verdade, os mesmos problemas decorrentes de um ajuste imperfeito nas vedações da parte móvel. Dado o insucesso na solução deste problema, a alternativa encontrada foi montar o gerador de pressão imerso num reservatório (auxiliar) onde houvesse fluido de ensaio suficiente para cobri-lo e os excessos (devido ao vazamento no gerador) recolhidos de volta a um reservatório central, de onde a bomba estaria succionando para alimentar o circuito. Com a existência do reservatório em torno do gerador de pulso foi possível também abrir a saída, que conduzia ao reservatório central, diretamente no reservatório auxiliar. As conexões entre o gerador de ondas de pressão ("gerador de pulso") e a linha de ensaio foram melhoradas, utilizando-se tubos flexíveis de cobre com conexões flangeadas (Fig. IV. 12).

A tubulação de entrada, proveniente da bomba, foi substituída por um bloco de alumínio com furos para fazer a distribuição na válvula.

A fig. IV. 13 mostra o gerador de pulso após as modificações efetuadas. A fig. IV.14 mostra o gerador de pulso montado no reservatório.

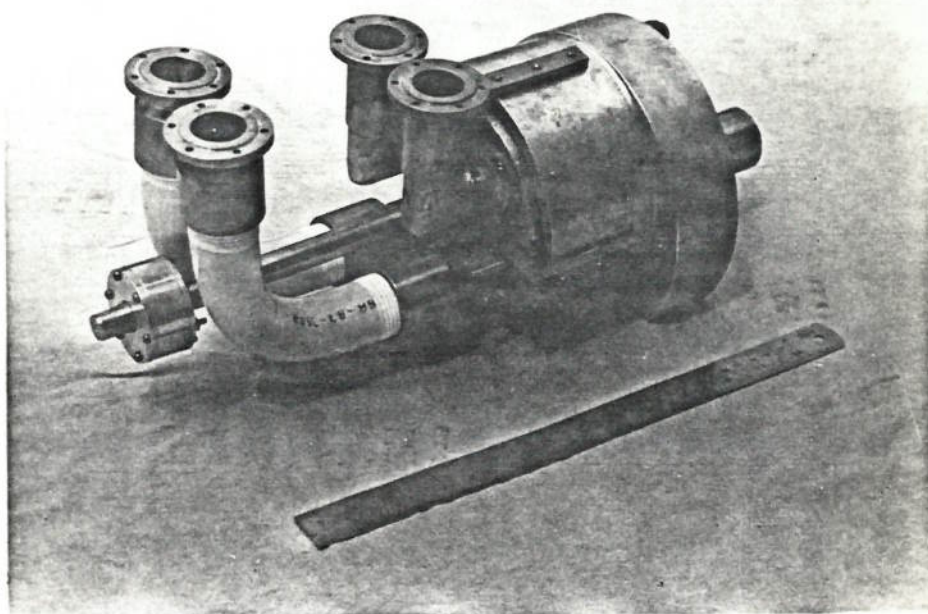
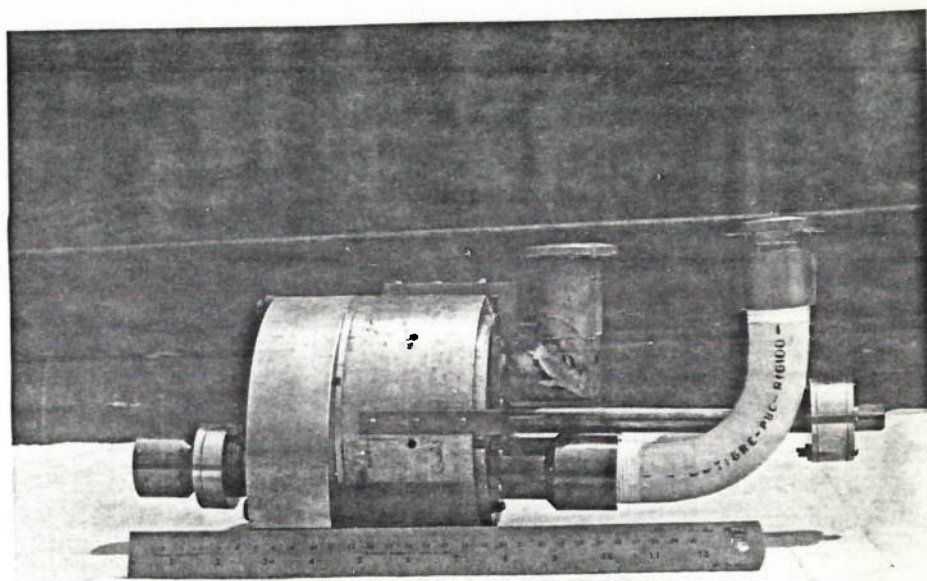


Fig. IV. 13 - O gerador de onda de pressão após as modificações efetuadas.

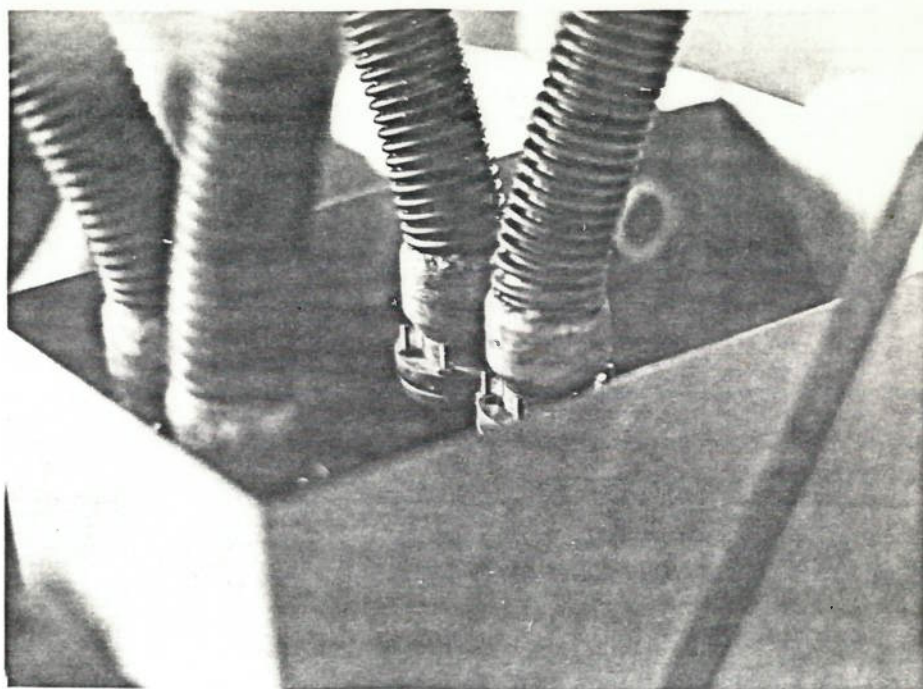


Fig. IV. 14 - O gerador de onda de pressão montado no reservatório.

Todo o protótipo foi remontado com modificação, e a nova configuração pode ser verificada pelas fig. IV. 15 e IV. 16. Todos os desenhos relevantes à construção deste equipamento encontram-se no anexo A.4.

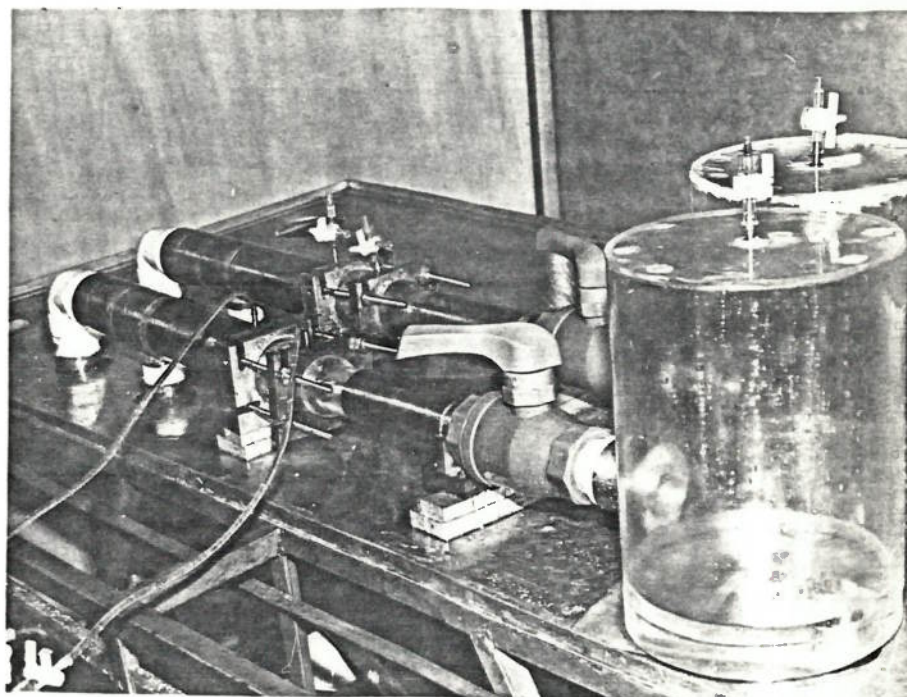


Fig. IV. 15 - Vista da linha de ensaio montado na mesa do equipamento.

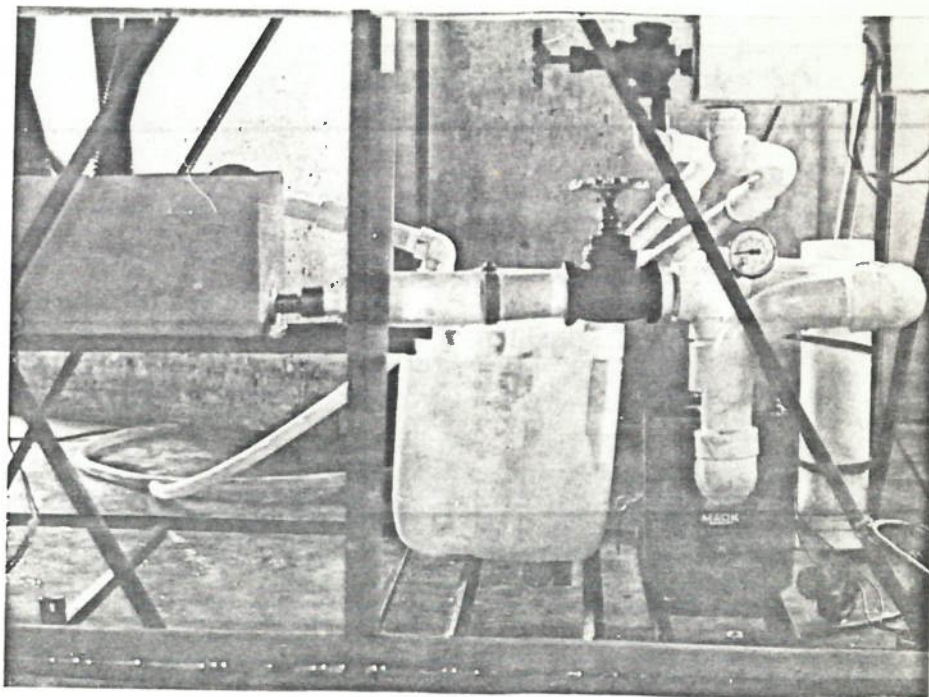


Fig. IV. 16 - Vista do equipamento. Pode-se ver o reservat̄orio do gerador de pulso (ã esquerda), o reservat̄orio principal e a bomba (ã direita). Em cima da mesa estão as linhas de ensaio.

CAPÍTULO V
R E S U L T A D O S

CAPÍTULO V

R E S U L T A D O S

Antes da apresentação dos resultados serão descritos os instrumentos utilizados:

- Transdutor de pressão:

Para medir as pressões à montante e à jusante da prótese ensaiada foram utilizados os transdutores da *Hewlett-Packard* (HP), modelo 1280C. Para medir a pressão de excitação (no primeiro protótipo) foi utilizado o transdutor da *Millar Instruments*, modelo PC-471, controlada através da unidade de controle de transdutor modelo TC-100.

- Condicionador de sinal:

O condicionador de sinal utilizado foi o condicionador da HP, modelo ... 8.805C

- Gravador de sinal (3 canais):

Os sinais de alguns dos ensaios foram gravados no gravador de sinais da HP, modelo 3960.

- Osciloscópio:

A visualização do sinal foi feita no osciloscópio da HP, modelo 81A com o gerador de base de tempo, modelo 1821 A e amplificador de 4 canais, modelo 1804 A.

- Máquina fotográfica - 1:

Os sinais foram fotografados da tela do osciloscópio através de uma máquina fotográfica acoplável ao osciloscópio da HP, modelo 197 A, utilizando o filme *polaroid*, tipo 667.

- Máquina fotográfica -2:

Visto que o filme *polaroid* deixou de ser fornecido durante os ensaios, utilizou-se para fotografar os sinais da tela uma máquina fotográfica *ASAHI PENTAX ME* com objetiva de 50 mm (1:1.7) com lente *close-up Asahi Pentax S -25*. O filme utilizado foi o *ILFORD HP-5* de 400 ASA.

A instrumentação disponível impôs algumas limitações nos ensaios.

A pressão máxima de trabalho dos transdutores disponíveis é de 5,26 KPa (400 mmHg) (conforme o fabricante):

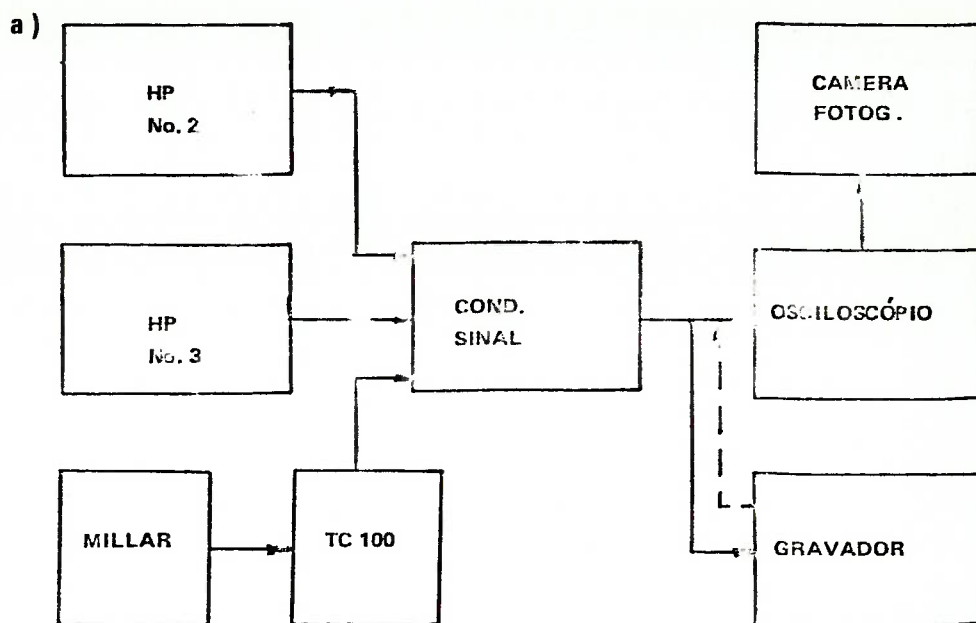
Este fato irá limitar a vazão no circuito, pois o regime de trabalho previsto iria ultrapassar a máxima pressão admissível.

Outra limitação se deve à resposta em frequência do transdutor. Ensaio feitos com transdutores de pressão (Apêndice A.6) mostraram que estes transdutores, combinados com os tubos de conexões, respondiam com segurança até a frequência de 15 Hz. Esta limitação alterou a frequência de ensaio pretendida. Estudos relativos à curva de pressão ventricular, fisiológicas, tomadas como padrão mostraram que o quinto harmônico é ainda significativo (Apêndice A.5). Sendo assim, a frequência de ensaio teve de ser reduzida para 3 Hz (180 ciclos por minuto, ou seja, $180/5 = 3$ Hz) de modo a viabilizar a monitorização com a instrumentação disponível.

As novas condições de ensaio foram então reestudadas. A nova frequência de ensaio foi fixada em (aproximadamente) 180 ciclos por minuto. Nestas condições a viscosidade do fluido deve ser ajustado para (aproximadamente) 6 centistokes ($6 \cdot 10^{-6} \text{ m}^2/\text{s}$).

A vazão de pico não foi pré-fixada porque não foi possível medir a vazão (variável no tempo) por falta de instrumento adequado. A instrumentação utilizada nos ensaios é ilustrada pela fig. V.1.

TRANSDUTORES:



b)

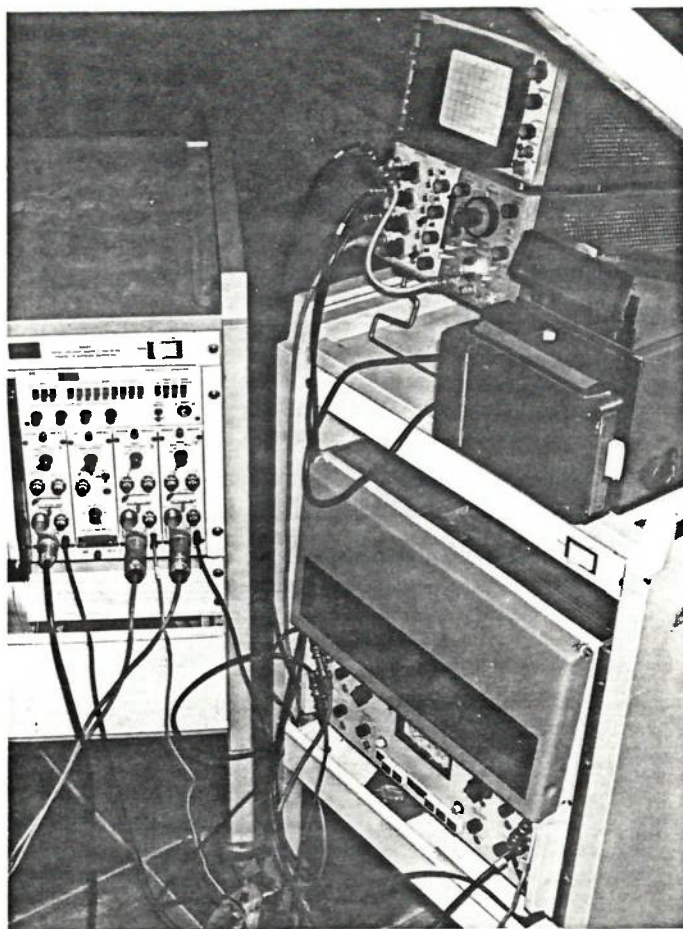


Fig. V.1 - Instrumentação utilizada nos ensaios: a) esquema das ligações dos instrumentos; b) vista geral dos instrumentos utilizados.

V. 1 - Ensaio do Primeiro Protótipo.

O primeiro protótipo foi ensaiado na frequência pré-fixada (3,03 Hz ou 182 ciclos por minuto), utilizando uma solução de água com glicerina (60% em peso) que resulta⁴⁷, aproximadamente na viscosidade desejada. A prótese ensaiada é a prótese de dura-mãter, tamanho 22, em perfeitas condições de funcionamento.

A ligação dos transdutores à câmara de ensaio é ilustrada pela fig.V.2

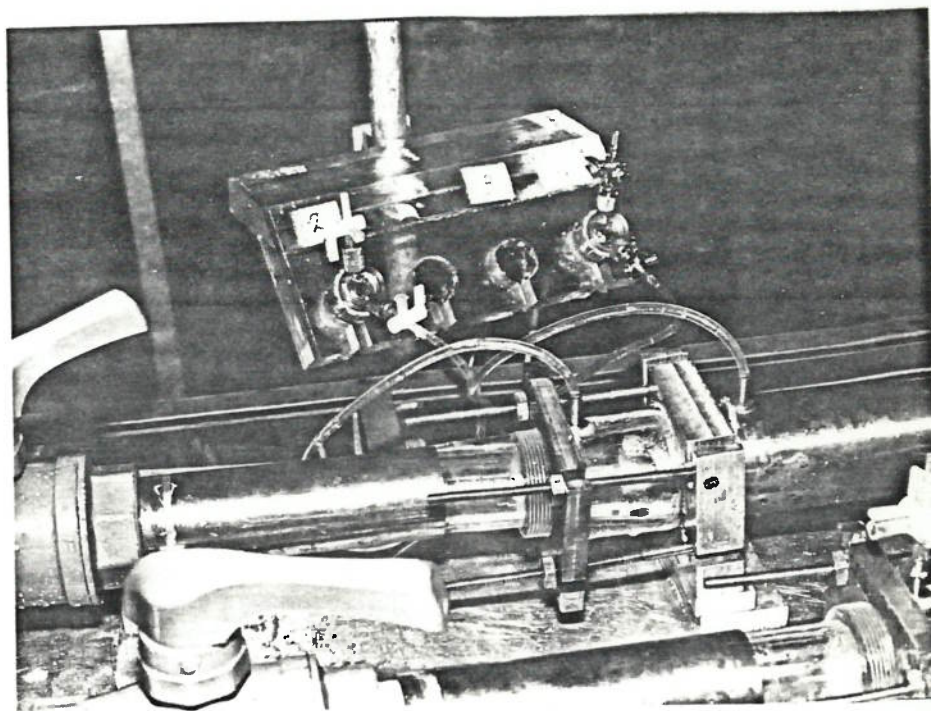


Fig. V. 2 - Detalhe de ligação dos transdutores de pressão à câmara de ensaio.

Entre os vários resultados obtidos nos ensaios feitos com o primeiro protótipo, apresentam-se os mais relevantes no sentido de validar o equipamento e o modelo matemático.

V. 1.1 - Comparação com Resultados Encontrados na Bibliografia.

Durante o desenvolvimento do equipamento adotou-se as curvas de pressão apresentadas por SPENCER³⁸ como padrões (fig. V.3).

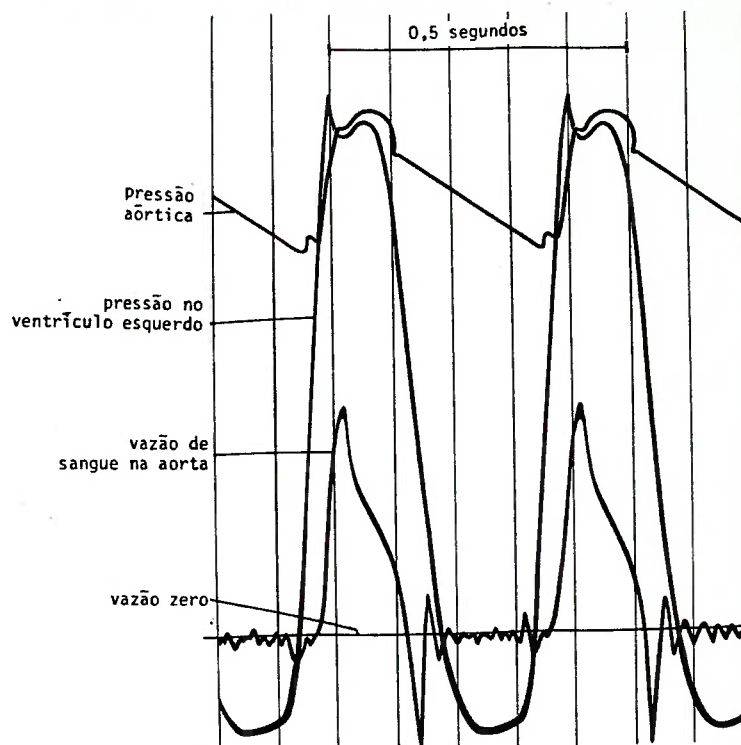


Fig. V. 3 - Curvas de pressão apresentadas por SPENCER³⁸₂₀ (Reproduzida da *Physiology of Man* - LANGLEY, pag. 313).

Deve-se lembrar que, apesar das curvas da Fig. V. 3 serem tomadas como padrões, estudos feitos por SPENCER³⁸ em indivíduos normais, mostraram que havia uma grande variação no formato destas curvas.

Os resultados que se seguem são aqueles que mais se assemelham às curvas obtidas nos simuladores cardíacos de diversos pesquisadores do que a curva apresentada na fig. V.3. A apresentação destes resultados procura mostrar a boa flexibilidade na conformação das curvas de variações de pressão ao longo do tempo) à montante da válvula " P_v " ventricular e à jusante da válvula " P_{ao} " aórtica).

KLAIN¹⁴, em 1969, apresentou as curvas de pressões obtidas no simulador. Nota-se um forte transitório após o fechamento da válvula que oscila em torno de um nível de pressão constante. Uma curva semelhante foi obtida nos ensaios do primeiro protótipo. O transitório hidráulico após o fechamento da válvula tem uma amplitude menor, porém a oscilação se dá também em torno de um nível de pressão constante.

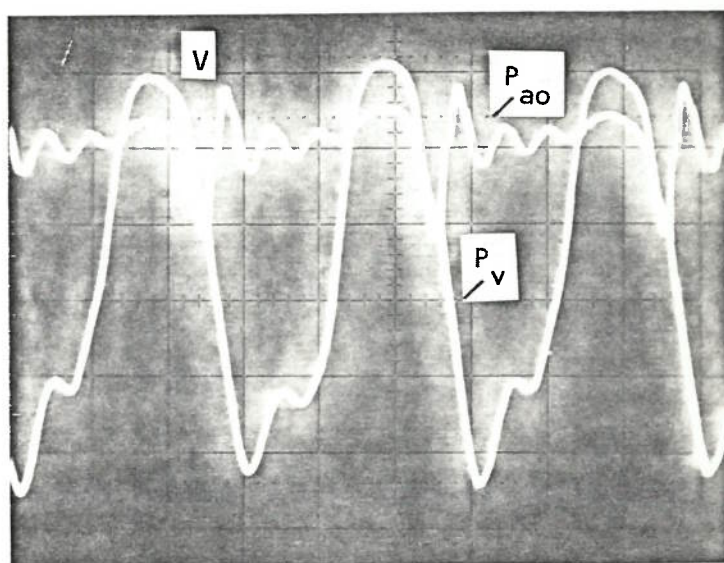
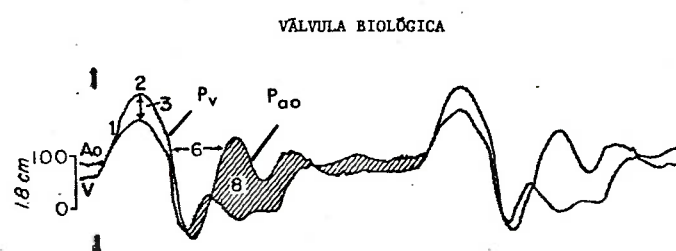
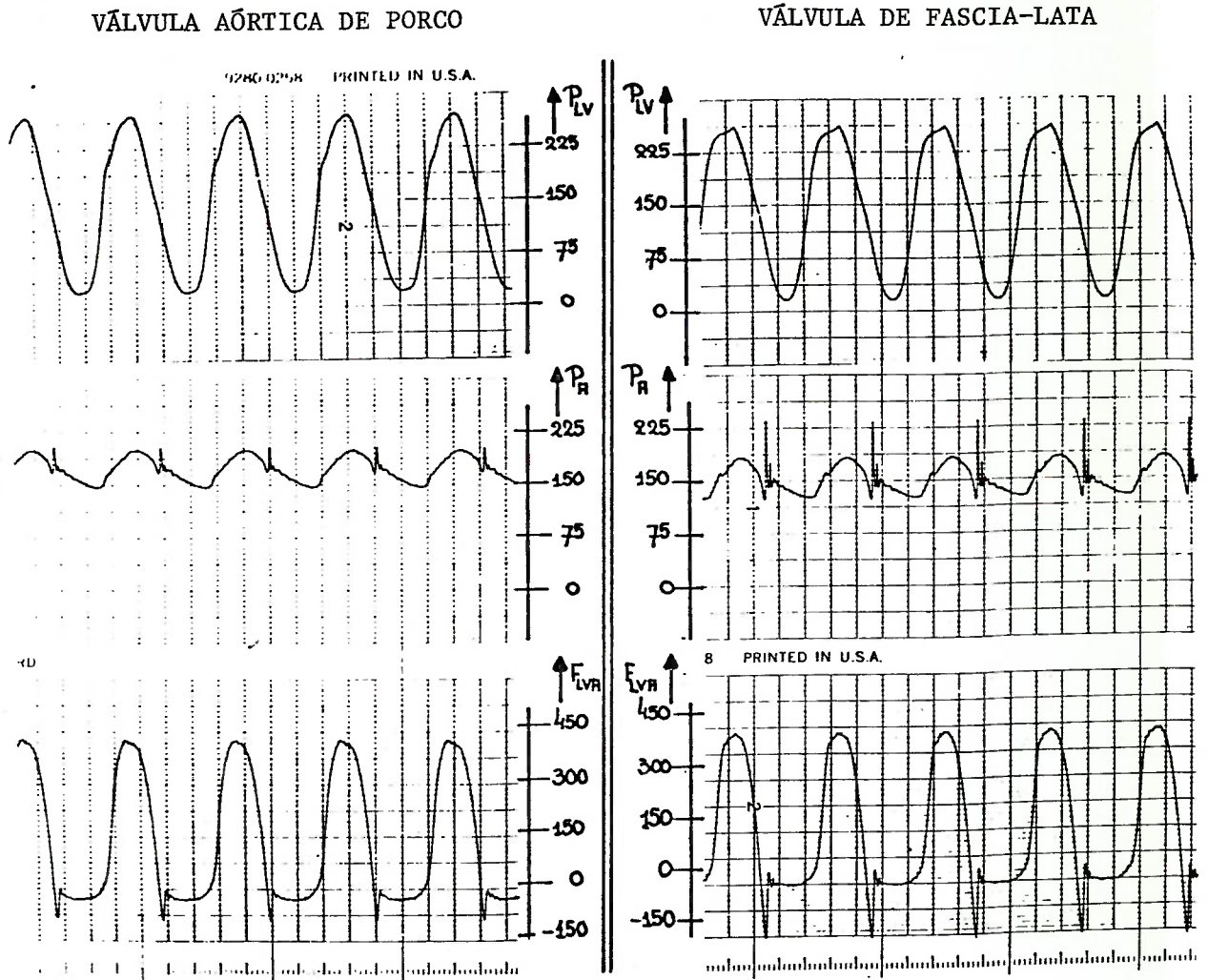


Fig. V. 4 - Resultados de um ensaio comparado com o resultado obtido por KLAIN¹⁴. Abaixo a curva obtida no ensaio (base de tempo: 0,1 seg/divisão, amplitude: 25 mmHg (3,3 KPa)/divisão). O transitório hidráulico ocorreu após o fechamento da válvula (indicada com o sinal "V"). Acima, a curva apresentada por KLAIN.

SPAAN³⁶, em 1975 e YOGANATHAN⁵¹, em 1979, apresentaram as curvas de pressão obtidas nos seus simuladores. Evidencia-se o transitório hidráulico após o fechamento da válvula e as oscilações acompanham um nível de pressão continuamente decrescente até a próxima sístole. A fig. V. 5 ilustra o resultado obtido por SPAAN³⁷ e a fig. V. 6 mostra a curva obtida por YOGANATHAN⁵¹ juntamente com a curva obtida no primeiro protótipo.



- P_{LV} = Pressão no ventrículo esquerdo (mmHG)
- P_A = Pressão na aorta imediatamente após a válvula (mmHg)
- F_{LVA} = Vazão através da válvula (ml./seg.)

Fig. V. 5 - Resultados obtidos por SPAAN *et al.*

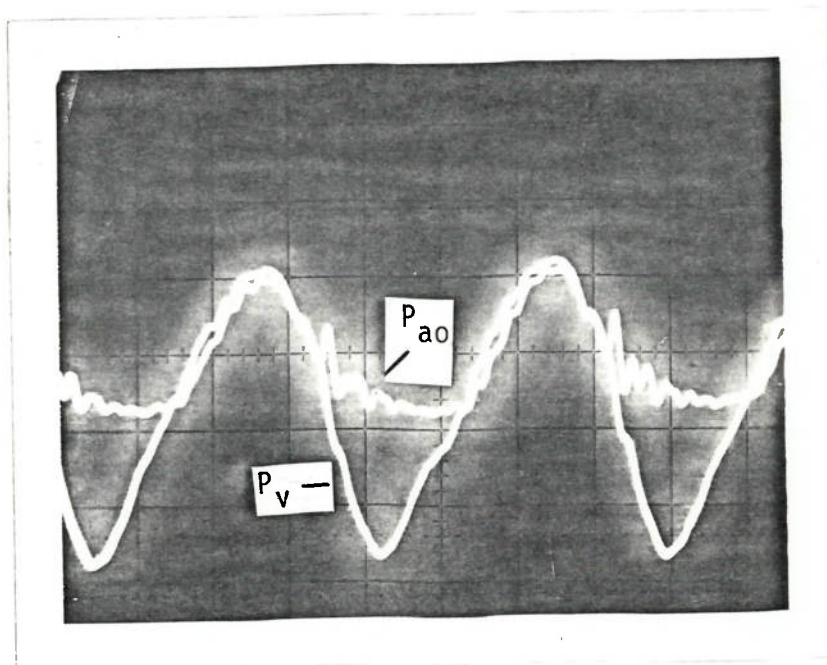
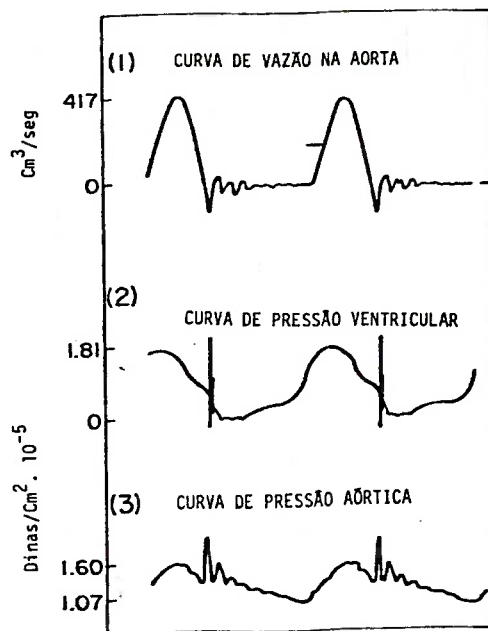


Fig. V.6 - Resultado obtido por YOGANATHAN comparado com o obtido no ensaio do primeiro protótipo.

V. 1.2 - Melhor Resultado e Comparação com o Modelo Matemático.

As curvas apresentadas no item anterior apresentaram oscilações (transitórios hidráulicos) na fase diastólica que não aparecem na curva apresentada por SPENCER³⁸ (fig. V. 3). Para uma melhor apresentação das curvas de pressão e para um ensaio de fadiga de prótese valvares mais confiável, acreditou-se que fosse conveniente amortecer estas oscilações (que devem causar tensões mecânicas na válvula não desprezíveis e de frequência elevada*).

Foi possível melhorar o formato da curva através de uma regulação mais conveniente (aumento na resistência R_c e leve redução na resistência R_{gout}).

A curva obtida é apresentada na fig. V. 7. Pode-se notar que a oscilação foi, sensivelmente amortecida e se assemelha mais à curva apresentada por SPENCER, embora esteja ainda longe de ser idêntica.

O sistema "duplicador de pulso" foi simulado, utilizando o modelo matemático de 2a. ordem, utilizando o programa PSSD.

A pressão de excitação do sistema foi medida durante os ensaios (experimentais) do equipamento. No caso do ensaio, de onde foram registrados as curvas da fig. V. 7 a curva de pressão de excitação e a curva de pressão à montante da válvula (PV) coincidiram.

A curva de pressão de excitação foi utilizada como excitação do modelo matemático nas simulações. Esta curva foi introduzida no mode

* A fadiga mecânica depende²³, entre outras coisas, da amplitude da tensão aplicada e do número de ciclos aplicado. MINER propôs²³ um critério em que decompõe uma curva complexa, de tensão mecânica, em uma somatória de funções senoidais e considera, para a fadiga, a influência de cada uma destas ondas senoidais.

lo matemático através da série de *Fourier* correspondente obtida com um programa que executa a transformação de *Fourier* (Apêndice A.5).

A série de *Fourier* obtida foi:

A=	224.295	B=	0.000	C=	224.295
A=	-75.366	B=	-1.403	C=	75.379
A=	-8.411	B=	-3.971	C=	9.302
A=	-7.352	B=	5.051	C=	8.920
A=	.916	B=	2.049	C=	2.245
A=	.574	B=	3.201	C=	3.252
A=	1.226	B=	.716	C=	1.420
A=	.732	B=	-.285	C=	.786
A=	1.098	B=	-.878	C=	1.406
A=	.246	B=	-.632	C=	.678
A=	-.280	B=	-.030	C=	.281

O modelo matemático foi ajustado (*tuning* do modelo) através de simulações sucessivas. O melhor ajuste foi obtido com os parâmetros da tabela V. 1 e o resultado da simulação é mostrado na fig. V. 8.

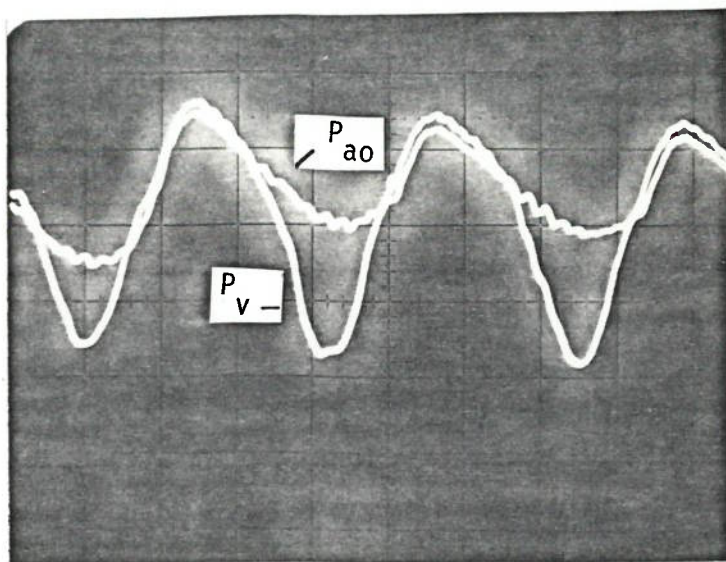


Fig. V. 7 - Curvas de pressão ao longo do tempo melhoradas. A curva já se encontra mais semelhante àquelas fisiológicas: a curva de pressão aórtica cai exponencialmente e as oscilações estão atenuadas (base de tempo: 0,1 seg/divisão; amplitude: 50 mmHg/divisão).

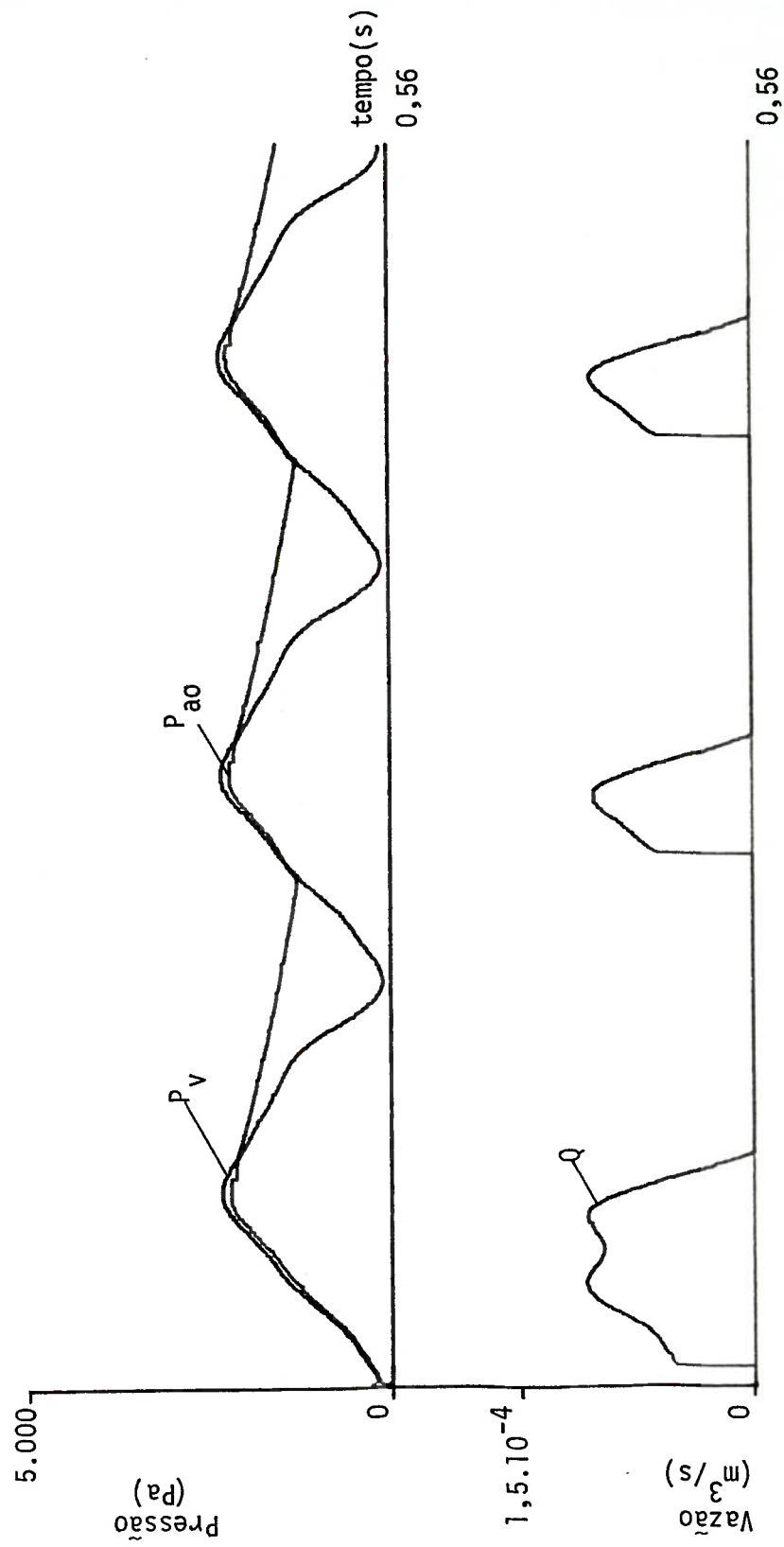


Fig. V. 8 - Resultado da simulação com o parâmetro ajustado

TABELA V. 1

Parâmetros ajustados para o modelo de 2a. ordem

Parâmetro	Valor numérico	Unidades
R_{in}	0	$(Pa.s.m^{-3})$
R_{gin}	$1,6.10^6$	$(Pa.s.m^{-3})$
C_{in}	$1,10^{-10}$	$(m^3.Pa^{-1})$
R_v	$1,6.10^7$	$(Pa.s.m^{-3})$
R_c	2.10^7	$(Pa.s.m^{-3})$
C_{out}	3.10^{-10}	$(m^3.Pa^{-1})$
R_{out}	0	$(Pa.s.m^{-3})$
R_{gout}	8.10^8	$(Pa.s.m^{-3})$

V. 2 - Ensaio do Protótipo Modificado.

O protótipo modificado foi ensaiado, utilizando próteses de pericárdio bovino, tamanho 22 (Incor) , obtendo-se os resultados apresentados nas fig. V. 9, V. 10 e V. 11. Pode-se notar que ocorreu oscilação amortecida, após o fechamento da válvula, em torno de um nível constante (fig. v. 9) e , em torno de um nível decrescente (fig. V.10 e V. 11).

Deve-se notar também que estas oscilações sempre estiveram presentes nestes ensaios.

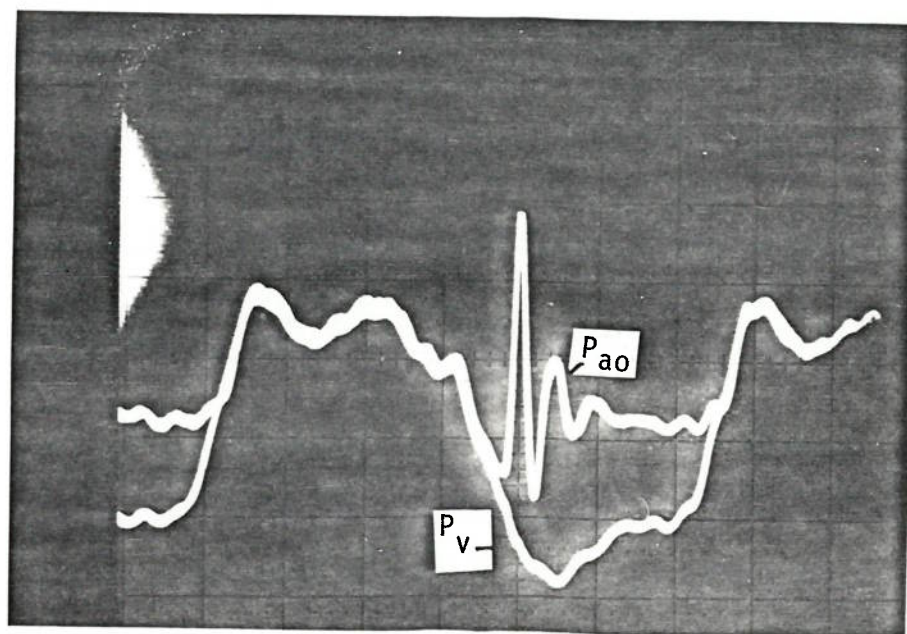


Fig. V. 9 - Resultado do ensaio do protótipo modificado-1.

Base de tempo: 0,05 seg/divisão
Amplitude: 50 mmHg/divisão

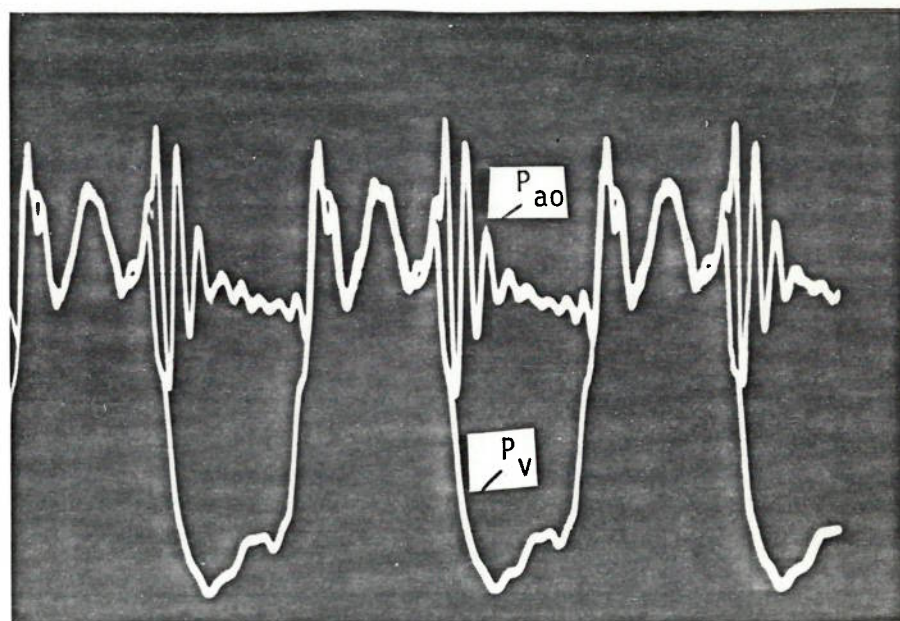


Fig. V. 10 - Resultado do ensaio do protótipo modificado-2.

Base de tempo: 0,1 seg/divisão
Amplitude: 50 mmHg/divisão

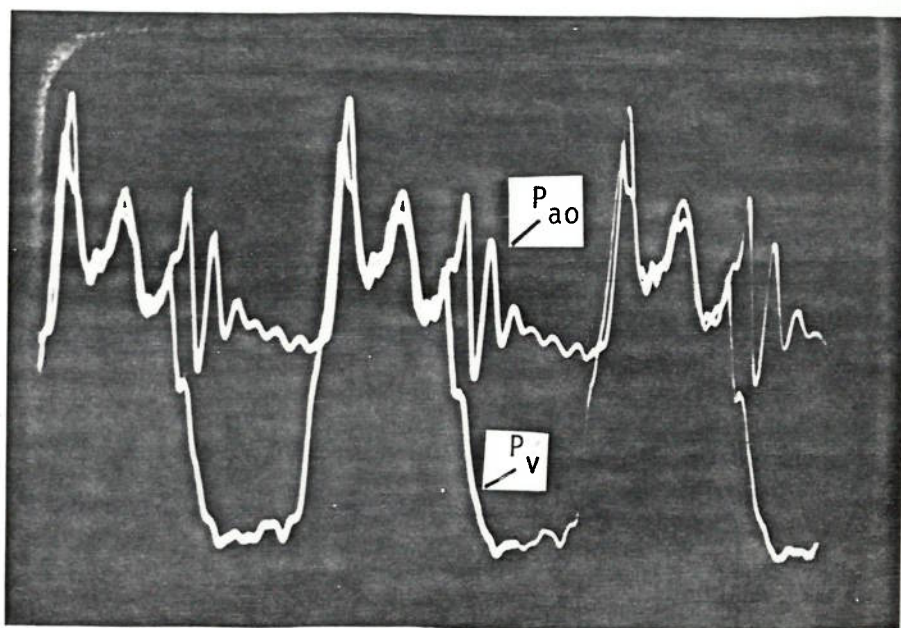


Fig. V. 11 - Resultado do ensaio do protótipo modificado-3.

Base de tempo: 0,1 seg/divisão
Amplitude: 50 mmHg/divisão

CAPÍTULO VI
ANÁLISE DOS RESULTADOS

CAPÍTULO VI

ANÁLISE DOS RESULTADOS

VI. 1 - Validação do Modelo Matemático.

Na validação, ou não validação, do modelo matemático deve se ter em mente a finalidade para a qual o modelo foi desenvolvido, isto é, a finalidade de auxiliar nos estudos qualitativos da resposta dinâmica do equipamento.

O modelo matemático e as simulações digitais foram mais utilizadas enquanto não se tinha um protótipo a ser ensaiado. Após a construção do protótipo, a experiência adquirida nas simulações foi aplicada nas regulagens do equipamento.

No entanto, como contribuição para futuros trabalhos, mostrou-se neste item a validade do modelo matemático quando regulado para simular o sistema duplicador de pulso nas condições desejadas de funcionamento (pressões semelhantes às aquelas fisiológicas).

A comparação das fig. V. 7 e V. 8 mostra "visualmente" a validade do modelo matemático. As simulações e comparações anteriores (cronologicamente falando) à obtenção das curvas da fig. V. 7 endossam esta afirmação.

Estes estudos foram baseados em testes realizados com o primeiro protótipo (ensaios preliminares), utilizando a solução glicerina-água e a prótese de *Starr-Edwards*, tamanho A-13.

Os resultados dos ensaios experimentais estão na fig. VI. 1.

O ajuste de parâmetros do modelo matemático levou aos valores numéricos apresentados na tabela VI. 1, resultando nas curvas apresentadas na fig. VI. 2.

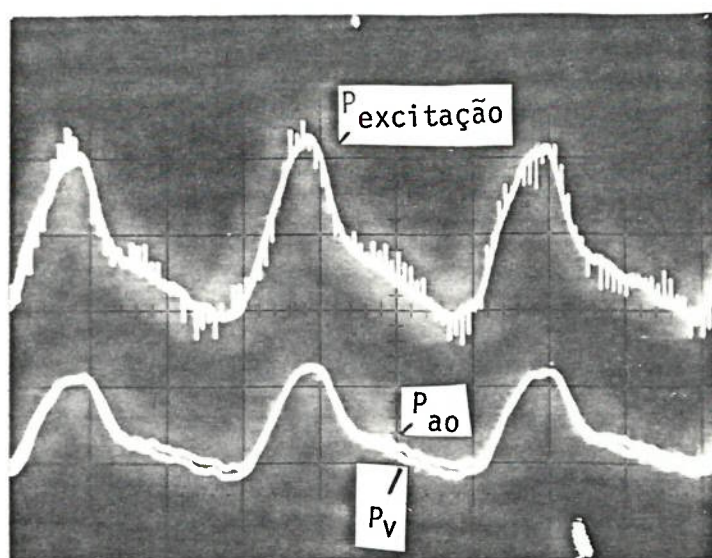


Fig. VI. 1 - Resultado de um ensaio utilizando a prótese de *Starr-Edwards*. (varredura: 0,1 seg/divisão; amplitude: 10 mmHg/divisão. Durante os ensaios podia se ver o movimento de abertura e fechamento da válvula, mas as curvas mostravam que o fechamento se fazia de modo ineficiente.

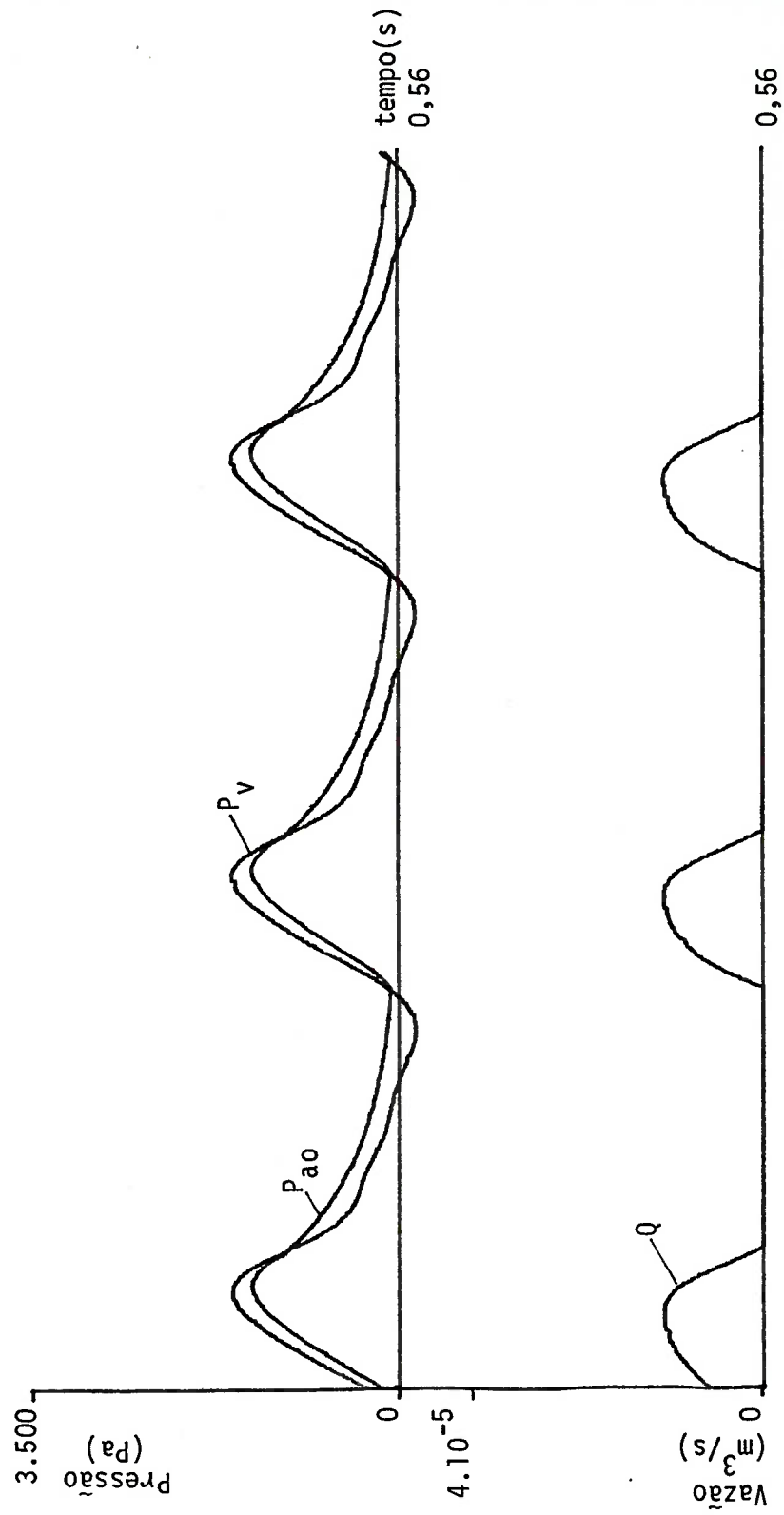


Fig. VI. 2 - Resultados da simulação com parâmetros ajustados aos resultados dos ensaios preliminares.

TABELA VI. 1

Valores numéricos dos parâmetros do modelo matemático
Ensaio preliminares

Parâmetro	Valor numérico	Unidade
R_{in}	0	(Pa.s.m ⁻³)
R_{gin}	$1,6 \cdot 10^6$	(Pa.s.m ⁻³)
C_{in}	$1 \cdot 10^{-10}$	(m ³ .Pa ⁻¹)
R_v	$1,6 \cdot 10^7$	(Pa.s.m ⁻³)
R_c	$2 \cdot 10^7$	(Pa.s.m ³)
C_{out}	$3 \cdot 10^{-10}$	(m ³ .Pa ⁻¹)
R_{out}	0	(Pa.s.m ⁻³)
R_{gout}	$1 \cdot 10^8$	(Pa.s.m ⁻³)

Pode-se notar a boa concordância existente entre o resultado da simulação (fig. VI.2) e o resultado dos ensaios (fig. VI.1).

Feito o ajuste (*tuning*) dos parâmetros procedeu-se a alteração do parâmetro R_{gout} que resultaram nas curvas das figuras VI.3 e VI.4. Os parâmetros assumiram, nestas últimas simulações, os valores indicados na tabela VI.2.

TABELA VI. 2

Variação nos valores numéricos dos parâmetros

Ensaio preliminares

Parâmetros	Valor numérico	
	Para a fig. VI. 3	Para a fig.VI. 4
R_{in}	0	0
R_{gin}	$1,6 \cdot 10^6$	$1,6 \cdot 10^6$
C_{in}	$1 \cdot 10^{-10}$	$1 \cdot 10^{-10}$
R_v	$1,6 \cdot 10^7$	$1,6 \cdot 10^7$
R_c	$2 \cdot 10^7$	$2 \cdot 10^7$
C_{out}	$3 \cdot 10^{-10}$	$3 \cdot 10^{-10}$
R_{out}	0	0
R_{gout}	$4 \cdot 10^8$	$8 \cdot 10^8$

As alterações feitas entre a simulação referente à fig. VI.2 e as simulações referentes à fig. VI. 3 e VI. 4 serviram de referência para a regulagem do equipamento.

A diferença na pressão de excitação entre a fig. VI. 1 e a fig. V. 7 se deve à influência do sistema no gerador de pulso (gerador "não ideal").

Observa-se a boa correlação existente entre as fig. VI.1 e VI.2. Este fato é também observado entre as fig. V.7 e V.8. Estas observações mais a semelhança nos procedimentos de regulagem do equipamento e do modelo matemático, mostram a validade do modelo matemático para estudos quanto à regulagem do equipamento.

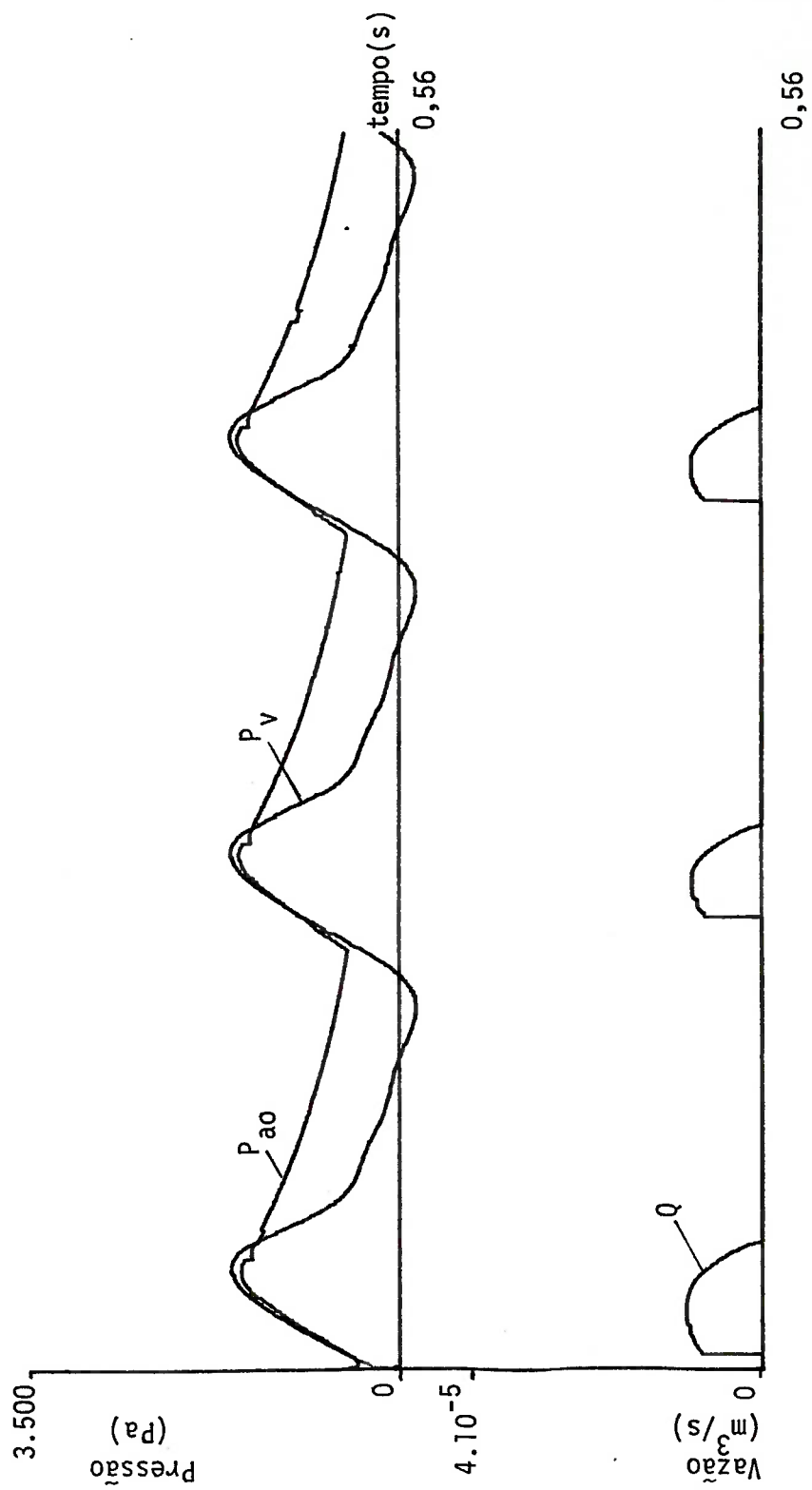


Fig. VI. 3 - Simulação com variação do parâmetro - 1
Aumento da resistência R_{gout}

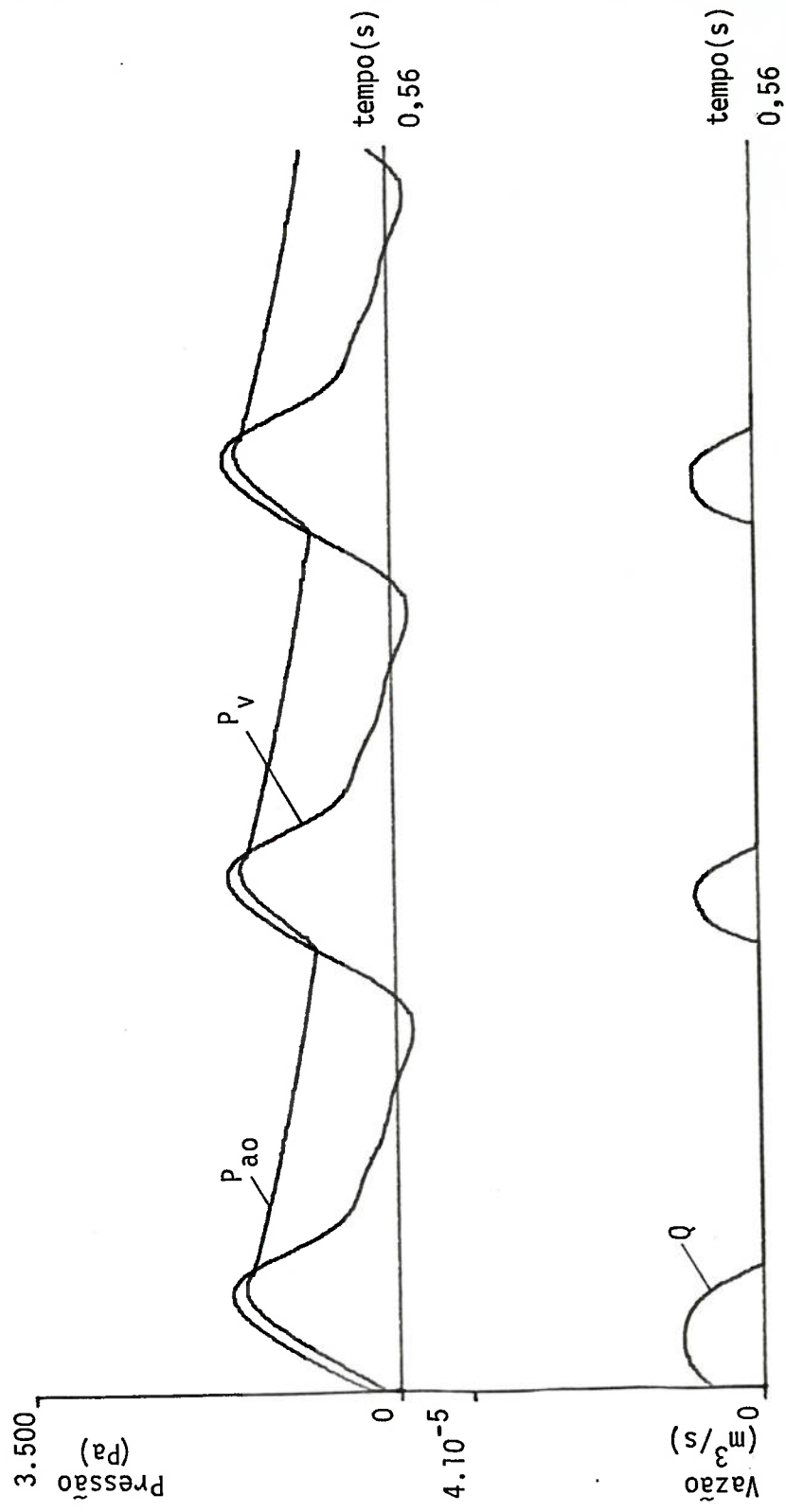


Fig. VI. 4 - Simulação com variação de parâmetro - 2
Aumento na resistência R_{gout}

VI. 2 - Comparação do Desempenho do Equipamento Construído em Relação ao Desempenho dos Equipamentos Apresentados nas Referências Bibliográficas.

A comparação com outros equipamentos deveria ser feita em relação a outros testadores de fadiga de próteses valvares. Porém, visto que nenhum dos testadores de ensaio de fadiga até hoje apresentados^{2,7,9,40} reproduziram as ondas de pressões fisiológicas (e seus autores, com exceção de CLARK *et al.*⁹, nem mesmo mencionaram este aspecto do ensaio de fadiga), as comparações foram feitas com simuladores cardíacos.

Estes simuladores cardíacos são dispositivos que simulam o sistema circulatório com o objetivo de analisar o comportamento dinâmico da válvula, de analisar o escoamento no coração ou na artéria aorta e/ou de analisar a impedância da artéria aorta. Estes simuladores não pretendem, e nem se prestam, a estudar a durabilidade das próteses valvares. Tendo em vista a aplicação dos simuladores cardíacos, espera-se destes equipamentos uma reprodução fiel das ondas de pressão encontradas nos seres humanos. Escolheu-se, para efeito de comparação, as curvas de pressão produzidas em simuladores cardíacos para analisar o comportamento dinâmico de próteses valvares. Estas curvas são aquelas obtidas por KLAIN *et al.*¹⁴, SPAAN *et al.*³⁶ e YOGANATHAN *et al.*⁵¹, apresentadas nas fig. V. 4, V. 5 e V. 6.

Nas figuras apresentadas pode-se verificar que as curvas obtidas pelos três pesquisadores apresentam a proporção entre o tempo de sístole e o tempo de diástole coerente com a realidade (o tempo de sístole é de 30 a 50% do período total do ciclo cardíaco) e após o fechamento da válvula ocorre um transitório hidráulico na pressão "aórtica" caracterizado por oscilações amortecidas.

As oscilações das curvas apresentadas por SPAAN *et al.* e YOGANATHAN *et al.*, durante a diástole ocorre em torno de um nível decrescente (aparentemente exponencial) o que ocorre de certa forma é coerente com o decrescimento exponencial da curva de pressão aórtica real (em seres humanos), mas a curva obtida de KLAIN *et al.* tem a oscilação ocorrendo em torno de um nível constante, fugindo totalmente ao padrão da curva de pressão aórtica fisiológica.

Visando aproximar-se destes resultados, apresentados pelos três pesquisadores, procurou-se, com sucesso, reproduzir estas curvas nos ensaios do primeiro protótipo do duplicador de pulso construído. Estes resultados foram apresentados nas fig. V. 4 e V. 6 juntamente com os resultados de KLAIN *et al.* e YOGANATHAN *et al.*

Na comparação pode-se perceber que houve a reprodução do transitório hidráulico, quer em torno de um nível constante, quer em torno de um nível decrescente. Um aspecto que deveria ser melhorado no primeiro protótipo é o formato da curva de pressão (ventricular - P_v) à montante da válvula.

No ensaio do protótipo modificado obteve-se resultados bastante diferentes das do primeiro protótipo. A curva de pressão durante a sístole apresentou (sempre) oscilações (não existentes nas curvas de pressão apresentadas na bibliografia), à princípio indesejáveis. Durante a diástole, logo após o fechamento ocorreu o transitório hidráulico cujas oscilações ocorreram em torno de níveis constantes ou decrescentes (esta "inclinação" foi perfeitamente controlável). Se a "inclinação" foi controlável, o mesmo não ocorreu com a amplitude da oscilação. Esta pôde ser amortecida, mas não foi possível eliminá-la.

Devido à ocorrência destas oscilações, acredita-se que o equipamento construído seja aparentemente inferior, em relação aos simuladores cardíacos apresentados, porém melhores do que os testadores de fadiga de próteses valvares (duplicadores de pulso) apresentadas nas bibliografias, pois nem mesmo procuram reproduzir os formatos das curvas de pressão fisiológicas.

O equipamento apresenta uma capacidade em potencial, em melhorar a reprodução das curvas de pressão fisiológicas, potencialidade esta demonstrada pelos ensaios do primeiro protótipo.

VI. 3 - Desempenho do Equipamento Como Testador de Fadiga de Próteses Valvares.

O desempenho do Equipamento como um *simulador cardíaco* que reproduza as curvas de pressões fisiológicas, foi considerado bom, tendo em vista os resultados obtidos com o primeiro protótipo, porém as oscilações de pressões (transitórios hidráulicos) que surgiram nos ensaios do protótipo modificado deveriam ser explicados.

As oscilações na região de máximo e de mínimo da curva de pressão à montante da válvula (P_v) foram encontradas em registros de cateterismos, o que quer dizer que estas oscilações, eventualmente, ocorrem nos seres humanos.

O transitório hidráulico que ocorre após o fechamento da válvula tem uma frequência aproximada de 30 Hz o que quer dizer que estas oscilações devem estar com a sua amplitude aumentada no registro feito (fotografia da tela do osciloscópio) devido à característica de resposta dinâmica do sistema transdutor-tubo de ligação (Vide Apêndice A.6).

Embora tenha sido um dos objetivos do equipamento, não se poderia esperar uma reprodução perfeita de curvas de pressões fisiológicas, pois o duplicador de pulso construído não dispõe de elementos existentes nos simuladores cardíacos tais como capacitâncias (atrial, aórtico, periférico) resistências especiais (perfeitamente lineares) e volume do "ventrículo" variando com o tempo de modo controlado - que permitem o controle na obtenção de curvas de pressão bastante fiéis.

CAPÍTULO VII
CONCLUSÕES E RECOMENDAÇÕES

CAPÍTULO VII

CONCLUSÕES E RECOMENDAÇÕES

VII. 1 - Modelo Matemático do Equipamento.

Conforme foi comentado na análise dos resultados, o modelo matemático de 2a. ordem apresentou boa concordância com os resultados experimentais, tendo sido muito útil nos estudos dos parâmetros do sistema.

Com o equipamento construído, o modelo matemático já não é mais necessário para efeito de regulação, pois esta já foi feita.

O modelo matemático utilizado, o de 2a. ordem, não se presta para estudar grandes alterações na geometria geral do equipamento, tais como a troca de gerador de pulso ou aumento muito grande (de 5 a 10 vezes) no comprimento das tubulações. Neste caso, é melhor utilizar o modelo de 4a. ordem.

O modelo de 4a. ordem poderia também explicar, em parte, as oscilações que ocorreram no "pico" de pressão durante a sístole.

Estudos futuros visando o aperfeiçoamento de equipamento, poderão envolver pesquisas de desenvolvimento do modelo matemático para estudos mais aprofundados da resposta do sistema. Este modelo matemático deverá incluir a inércia fluida da linha de entrada, as características dinâmicas do gerador de pulso e da bomba centrífuga, e a capacitância deverá levar em conta a flexibilidade das paredes. É provável que nas simulações de um modelo mais aperfeiçoado seja necessário um computador com maior velocidade de processamento, pois será necessário utilizar incrementos muito menores nas simulações, o que tornará as simulações muito demoradas.

VII. 2 - Equipamento Construído.

O equipamento construído está pronto para iniciar os ensaios de fadiga de próteses valvares. Estes ensaios serão feitos dentro das seguintes condições:

frequência : 180 a 200 ciclos por minuto.

fluido de ensaio: solução de glicerina em água (60% em peso).

curvas de pressões: aquelas apresentadas nas figuras V. 10 e V.11 (pág. 104).

As curvas de pressão (a montante e a jusante da válvula) não são ideais, porém visto que o equipamento não pretende ser um *simulador cardíaco* fiel, acredita-se que os resultados sejam satisfatórios.

Este trabalho pretende contribuir, modestamente, aos estudos inerentes ao desenvolvimento de próteses valvares mais confiáveis. Esta contribuição se fez através da proposta, projeto e construção de um dispositivo que execute ensaios de fadiga com curvas de pressões (e, portanto, de tensão mecânica) controladas, procurando melhorar a confiabilidade destes ensaios.

VII. 3 - Sugestões Para Futuros Trabalhos.

Este trabalho é apenas o início do desenvolvimento de duplicadores de pulso que reproduzem as curvas de pressões fisiológicas.

É inegável que existem muitos itens da máquina que precisam ser melhoradas e estes serão motivos de trabalhos futuros. Alguns destes itens podem ser mencionados:

- melhorar a vedação das partes móveis do gerador de pulso (provavelmente será necessário fabricar um novo gerador de pulso com dimensões rigorosamente controladas);
- fechar hermeticamente o circuito, contendo o fluido de ensaio, para garantir a esterilidade do meio;
- adição de um capacitor pequeno, próximo à válvula, para amortecer o transitório hidráulico no fechamento da válvula. Este capacitor não deverá perturbar o escoamento através da válvula ensaiada;
- desenvolvimento de um fluxômetro para medida da vazão pulsátil através da válvula ensaiada;
- desenvolvimento de um detetor de ruptura da válvula automático (este detetor está em fase de desenvolvimento, sendo basicamente, um transdutor de pressão diferencial ligado à módulo derivador de sinal).

Na análise dos resultados dos ensaios deverão ser considerados fatores de correção para estimar a durabilidade das válvulas implantadas (ou a serem implantadas) a partir dos resultados quanto à durabilidade obtida nos ensaios no equipamento. Estes fatores deverão ser obtidos através de ensaios de próteses valvares cuja durabilidade, em aplicações reais, seja conhecida (por exemplo, válvula de *Starr-Edwards*).

Para auxílio, no desenvolvimento do equipamento poderão, também, ser desenvolvido um modelo matemático mais aperfeiçoado (conforme comentários do item VII.1).

APÉNDICES

A P Ê N D I C E

A. 1

CÓPIA DA PROPOSTA DA NORMA PARA PRÓTESES VALVARES.
AAMMI CVP-D 3/79 (TRECHO REFERENTE À ENSAIOS DE
VÁLVULAS)



AAMI
Draft
Standard

Association for the
Advancement of
Medical Instrumentation

STANDARD FOR
CARDIAC VALVE PROSTHESES

(DRAFT)

STANDARD FOR
CARDIAC VALVE PROSTHESES

(DRAFT)

ABSTRACT:

This standard contains labeling requirements, requirements for the materials, finish, fabrication, packaging, and sterilization of cardiac valve prostheses, test reporting methods for performance characteristics, and terminology.

ASSOCIATION FOR THE ADVANCEMENT OF MEDICAL INSTRUMENTATION

4. Tests

4.1 Test Reporting Methods. This section contains methods to provide a means of reporting the *in vitro* performance of prosthetic heart valves. These referee test methods and procedures are not intended for design qualification purposes or for quality assurance inspections.

4.2 Test Method for *In Vitro* Hydrodynamics. The purpose of *in vitro* hydrodynamic testing is to assess the hydrodynamic performance of prosthetic heart valves.

4.2.1 Apparatus. The test apparatus shall consist of a pulse duplicator system that is a simplified analog of the human circulatory system. An ideal analog of the human circulatory system cannot be realized because of the pulsatile nature of flow in a constantly varying geometry of both the natural valve's mounting and the inflow/outflow tracts.

4.2.1.1 The pulse duplicator system should simulate pertinent variables of the human circulatory system, such as mean cardiac output, normal heart rate, pertinent chamber and vascular dimensions, systolic and diastolic blood pressures and durations. Also, the system should permit basic hydrodynamic measurements, such as pressure and flow as dependent variables of time.

4.2.2 Test Conditions. The prosthetic heart valve shall be evaluated under the following test conditions:

(1) At least four conveniently spaced measurement points shall be chosen, covering the intended range of flow rates and cyclic rates.

(2) The test shall be conducted at $37^{\circ} \text{C} \pm 2^{\circ} \text{C}$.

(3) The specific gravity of the test liquid shall be 1.100 ± 0.1 at the temperature of $37^{\circ} \text{C} \pm 2^{\circ} \text{C}$.

(4) The test liquid viscosity shall be in the range of 0.7 to 4.0 cP at the temperature of $37^{\circ} \text{C} \pm 2^{\circ} \text{C}$.

(5) The systolic duration shall be no more than 50 percent, nor less than 30 percent, of the simulated cardiac cycle.

(6) The stroke volume displacement waveform shall have a configuration between or including a rectangular wave and sine wave.

4.2.3 Test Report. The test report shall include the following:

(1) Valve type (ball, caged-disc, pivoting/tilting/hinged-disc, leaflet, other) and designation;

(2) Mounting diameter, primary orifice area, and, if applicable, secondary orifice area, including methods of determination;

(3) Specific gravity, weight and travel of occluder, if applicable;

(4) Materials of valve body and occluder or leaflet(s);

(5) Specific description of the pulse duplicator and major components of the test loop and associated apparatus, including a schematic diagram of the system;

(6) Specific description of the test conditions;

(7) Specific description of instrumentation used for all measurements during the testing; and

(8) The following hydrodynamic quantities at the four measurement points chosen per subsection 4.2.2(1):

(a) Cyclic rate;

(b) Systolic duration in percent of the simulated cardiac cycle;

(c) Forward stroke volume;

(d) Simultaneous pulsatile pressure versus time graphs on both sides of the valve;

(e) Simultaneous pulsatile flow rate through the valve and pulsatile pressure drop across the valve versus time graphs;

(f) Variation of mean pulsatile pressure difference (mm Hg) with

variation of mean pulsatile flow rate (ml/sec) at the measurement point. This information may be presented in either graphical or tabular form. The mean pulsatile pressure difference measured shall be corrected to the density of blood, in accordance with the following:

$$\bar{P}_{dc} = \frac{1.055}{\rho} \times \bar{P}_d$$

Where \bar{P}_{dc} = mean pressure drop (mm Hg) corrected for density;

\bar{P}_d = measured mean pressure drop (mm Hg) using liquid of density ρ (gm/ml); and

1.055 = the density of blood (gm/ml) at 37° C.

The type, temperature, density and viscosity of the test liquid shall be stated.

(g) Regurgitant fraction;

(h) Regurgitant volume per stroke.

4.3 Test Method for Accelerated Wear. The purpose of accelerated wear testing is to facilitate the assessment of prosthetic heart valve durability.

4.3.1 Apparatus. Any test apparatus capable of meeting the requirements of subsection 4.3.2 may be used.

4.3.2 Test Conditions. The accelerated wear test shall be conducted by *in vitro* cycling of a prosthetic heart valve at rates substantially greater than 72 cycles per minute.

4.3.2.1 The manufacturer shall test the opening and closing mechanism through full excursion of the complete prosthetic heart valve for 380 million cycles or to failure, whichever occurs first, and report the results in accordance with subsection 4.3.3.

4.3.2.2 The maximum speed at which these tests can be performed will vary among different valve configurations and materials. The fluid used in

the test apparatus will affect the test results. Although wear per cycle may be altered with increased speed, an exact correlation factor is not currently known.

4.3.2.3 In view of these variables, and to make results obtained by one investigator readily compared with results obtained by others, the test results shall be reported in accordance with subsection 4.3.3.

4.3.3 Test Report. The test report shall include the following:

- (1) Specifications of the valve tested, including:
 - (a) Valve type (ball, caged-disc, pivoting/tilting/hinged-disc, leaflet, other) and designation;
 - (b) Mounting diameter, primary orifice area, and, if applicable, secondary orifice area, including methods of determination;
 - (c) Specific gravity, weight, and travel of occluder, if applicable;
 - (d) Material of valve body and occluder or leaflet(s).
- (2) Test rate in cycles per minute;
- (3) The type of gas or liquid in which the test was performed, including its temperature, viscosity and density;
- (4) Specific description of the accelerated wear test and associated apparatus, including a schematic diagram of the system;
- (5) Specific description of the test conditions;
- (6) Specific description of instrumentation used for all measurements during the testing;
- (7) Total number of cycles, which should not exceed the number at which the valve function became impaired; and
- (8) Degradation description.

A P Ê N D I C E

A. 2

LISTAGEM DO PROGRAMA *PSSD* – PROGRAMA SIMULADOR DE
SISTEMAS DINÂMICOS.


```

FTN4,L
PROGRAM PSSD
C
  INTEGER ZI,ZIMP,ZPR1,ZPR2,ZPR3,ZPR4,ZPR5,ZXGRAF,ZYGRAF,ZN,
  *ZORDEM,ZINC,ZOP(15),IOP(15),ZIP(5),ZTV(260),ZAV(1)
  DIMENSION ZAX(20)
  COMMON ZDD(100),Y(31),ZH,DY(31),ZSTIME,ZFTIME,ZN,ZCI(31),
  *LU,LU2,LU3,LU4,LU5,T,ZZ(31)
  CALL RMPAR(ZIP)

C
C
C  NUMERO DOS PERIFERICOS USADOS
C  LU=ZIP(1)=TTY DE CONTROLE
C  LU2=ZIP(2)=ENTRADA DE DADOS
C  LU3=ZIP(3)=GRAFICOS
C  LU4=ZIP(4)=IMPRESSORA
C  LU5=ZIP(5)=PERFURADORA
C
C
C  LU=ZIP(1)
C  LU2=ZIP(2)
C  LU3=ZIP(3)
C  LU4=ZIP(4)
C  LU5=ZIP(5)
C  WRITE(LU4,1000)
1000 FORMAT(1H1,26X,"PSSD",/,16X,"PROGRAMA SIMULADOR DE SISTEMAS
  *DINAMICOS",/)
C
C  ENTRADA DE DADOS:
C
C  CALL DADOS
C
C  ENTRADA DE DADOS DE INTEGRACAO
C
C  CALL INTGR
C
C  ENTRADA DE INTERVALO DE IMPRESSAO
C
C  CALL DIMPR(ZIMP,LU,LU2,LU4)
C
C  OPCAO DAS VARIAVEIS DE IMPRESSAO
C
C  CALL VARIM(ZPR1,ZPR2,ZPR3,ZPR4,ZPR5,LU,LU2,LU4)
C
C  OPCAO DAS VARIAVEIS PARA GRAFICOS
C
C  CALL VARGR(ZXGRAF,ZYGRAF,LU,LU2,LU4,ZXMAX,ZXMIN,ZYMAX,ZYMIN
  *,ZSTIME,ZFTIME)
C
C  ----X-----      ----X-----      ----X-----      ----X-----      ----X-----
C
C  ** PREPARO DOS PERIFERICOS DE IMPRESSAO E GRAFICOS  **
C
C  PREPARO DA ESCALA E DOS EIXOS

```

```

C
      CALL PLTLU(32)
      CALL PRGRA(ZXGRAF,ZYGRAF,ZXMAX,ZXMIN,ZYMAX,ZYMIN,ZN,
*LU3,ZSTIME,ZFTIME,ZH,LU)
C
C      ----X-----      ----X-----      ----X-----      ----X-----      ----X-----
C
C  ENTRADA DE CONDICAOES INICIAIS
C
      DO 4 I=1,30
      Y(I)=0
4      DY(I)=0
      ZINC=0
      CALL CDINI
C
C  ENTRADA DA ORDEM DO SISTEMA
      WRITE (LU,1050)
      WRITE (LU4,1050)
1050  FORMAT(2X,"ORDEM DO SISTEMA :",/)
      WRITE(LU,1060)
1060  FORMAT(2X,"ESPECIFIQUE A ORDEM DO SISTEMA:")
      READ(LU2,*)ZORDEM
      WRITE (LU,1070)ZORDEM
      WRITE (LU4,1070)ZORDEM
1070  FORMAT(2X,19HORDEM DO SISTEMA = ,I2)
      ZOP(7)=0
C
C  SE LU3=GRAFICO ENTAO LEVA A PENA NA CONDICAO INICIAL
C
C 3      IF (LU3.NE.32) GO TO 5
      ZPY=9.99*(Y(ZYGRAF)-ZYMIN)/(ZYMAX-ZYMIN)
      ZPX=9.99*(Y(ZXGRAF)-ZXMIN)/(ZXMAX-ZXMIN)
      CALL PLOT(ZPX,ZPY,+3)
C
C      **      ***      **      ***
C
C  *** CONTROLE DE OUTPUT
C
C 5      IF(ZOP(7).NE.0) GO TO 11
      WRITE (LU4,1080)ZPR1,ZPR2,ZPR3,ZPR4,ZPR5
1080  FORMAT(1H1,6X,"PROGRAMA SIMULADOR DE SISTEMAS DINAMICOS",//,
*4X,5HTEMPO,1X,5(4X,4HVAR(,I2,1H)),//)
      ZINC=0
C
C  IMPRESSAO
10      WRITE(LU4,1090)Y(31),Y(ZPR1),Y(ZPR2),Y(ZPR3),Y(ZPR4),Y(ZPR5)
1090  FORMAT(6(3X,E8.3))
C
C  GRAFICO
C
C      PLOTTER=TV
C
C 11     IF(LU3.EQ.19) GO TO 15
C
C  ADAPTACAO DE PLOT # 19 E #32
C

```

```

        IF(LU3, EQ, 32) GO TO 12
        WRITE (LU, 1100)
        WRITE (LU4, 1100)
1100   FORMAT("ESCOLHA INDEVIDA PARA GRAFICO; FOI ADOTADA A TV")
        LU3=19
        GO TO 15
C
C   PLOTTER:
C
12     ZPX=9.90*(Y(ZXGRAF)-ZXMIN)/(ZXMAX-ZXMIN)
        ZPY=9.90*(Y(ZYGRAF)-ZYMIN)/(ZYMAX-ZYMIN)
        CALL PLOT(ZPX, ZPY, +2)
        GO TO 20
C
C   TV:
15     ZAV(1)=256*(5+IFIX(245*((Y(ZYGRAF)-ZYMIN))/(ZYMAX-ZYMIN)))+15+
        *IFIX(210*(Y(ZXGRAF)-ZXMIN)/(ZXMAX-ZXMIN))
        CALL EXEC(2, 100B+19, ZAV, 1)
C
C   CONTROLE DE PARADA
C
20     IF(ZOP(13), NE, 0) GO TO 25
        IF(Y(31), GT, ZFTIME) GO TO 100
25     ZINC=ZINC+1
        T=Y(31)
C
C
C *** RUNGE-KUTTA DE 4 ORDEM-PROCESSAMENTO:
C
        DO 30 I=1, ZORDEM
30     ZAX(I)=0
        CALL EQSIM
        DO 40 I=1, ZORDEM
40     ZAX(I)=ZAX(I)+DY(I)
        DO 50 I=1, ZORDEM
50     Y(I)=ZZ(I)+ZH*DY(I)/2
        CALL EQSIM
        DO 60 I=1, ZORDEM
60     ZAX(I)=ZAX(I)+2.*DY(I)
        Y(I)=ZZ(I)+ZH*DY(I)/2
        CALL EQSIM
        DO 70 I=1, ZORDEM
70     ZAX(I)=ZAX(I)+2*DY(I)
        Y(I)=ZZ(I)+ZH*DY(I)
        CALL EQSIM
        DO 80 I=1, ZORDEM
80     ZAX(I)=ZAX(I)+DY(I)
        ZZ(I)=ZZ(I)+ZH*ZAX(I)/6
        Y(I)=ZZ(I)
        Y(31)=Y(31)+ZH
        CALL EQSIM
85     K1=ZINC/ZIMP
        K1=K1*ZIMP-ZINC

```

```

CALL LERSS(N)
K=IAND(N,1B)
IF(K.NE.0)GO TO 90
IF(ZOP(7).NE.0) GO TO 11
IF(K1)20,10,20

C
C *** CONTROLE DE PARADA OU REPETICAO DE PROCESSAMENTO ***
C
C *** LEITURA DO DISPLAY
C
C
C *** INTERRUPCAO PELA TECLA ZERO(DISPLAY 0 = ZERO)
C
90 WRITE(LU,1110)ZINC
WRITE(LU4,1110)ZINC
1110 FORMAT(1X,/,/,3X,58HPROCESSAMENTO INTERROMPIDO PELA OPCAO ZERO - FO
*RAM FEITOS ,I6,1X,11HINCREMENTOS)

C
C *** LISTAGEM DAS OPCOES DO DISPLAY
C
C OBS:TECLA 10 SUPRIME IMPRESSAO DAS INFORMACOES DO DISPLAY
C
100 IF(LU3.NE.32)GO TO105
CALL PLOT(0.,0.,+3)
105 WRITE (LU,1120)
1120 FORMAT(1X,/,/,3X,"OPCAO DE DISPLAY",/,10X,"SE DESEJAR ,
*SUPRIMIR A IMPRESSAO APERTE A CHAVE 10")
CALL LERSS(N)
K=IAND(N,2000B)
IF(K.NE.0)GO TO 110
WRITE(LU,1130)
1130 FORMAT(1X,/,/,10X,5HOPCAO,27X,5HTECLA,/,/,5X,28HINTERRUPTAO DE PROCE
*SSAMENTO,12X,1H0,/,/,5X,32HALTERACAO DAS CONDICOOES INICIAIS,8X,1H1,/,
*,5X,33HALTERACAO DOS DADOS(COEFICIENTE),7X,1H2,/,/,5X,34HNOVAS ESPEC
*IFICACOES DE INTEGRACAO,6X,1H3,/,/,5X,27HNOVO INTERVALO DE IMPRESSAO
*,13X,1H4,/,/,5X,36HNOVA VARIABEL PARA O EIXO DO GRAFICO,4X,1H5,/,/,5X
*36HTROCA DE PLOTTER: TV>PLOT OU PLOT>TV,4X,1H6,/,/,
*5X,21HSUPRESSAO DA LISTAGEM
*,19X,1H7,/,/,5X,38HINTERROGACAO DOS VALORES DAS VARIABEIS,2X,
*1H8,/,/,5X,22HNOVO QUADRO DO GRAFICO,18X,1H9,/,/,5X,36HSUPRESSAO DA I
*FORMACOES DAS OPCOES,3X,2H10,/,/,5X,27HFORNECE SITUACAO ATUALIZADA,
*2X,2H11,/,/,5X,29HNOVAS VARIABEIS PARA LISTAGEM,10X,2H12,/,/,5X,27HRE
*OMECA NO PONTO DE PARADA,12X,2H13,/,/,5X,20HFIM DE PROCESSAMENTO,1
*9X,2H15,/,/, "APOS ESCOLHER AS OPCOES APERTE QUALQUER TECLA",/))

C
C *** AGUARDAR ESCOLHA DAS OPCOES ***
C
110 CALL EXEC(1,100B+LU,IVAR,-1)
C
C *** TESTE DAS OPCOES FEITAS
C
CALL LERSS(N)
K=IAND(N,1B)
IF(K.NE.0)GO TO 90

C
C SE A TECLA 15 ESTIVER LIGADA ENTAD FIM DE PROCESSAMENTO

```

```

C
      K=IAND(N,100000B)
      IF(K.NE.0)STOP
C
C *** TESTE
C
      ZOP(1)=IAND(N,2B)
      ZOP(2)=IAND(N,4B)
      ZOP(3)=IAND(N,10B)
      ZOP(4)=IAND(N,20B)
      ZOP(5)=IAND(N,40B)
      ZOP(6)=IAND(N,100B)
      ZOP(7)=IAND(N,200B)
      ZOP(8)=IAND(N,400B)
      ZOP(9)=IAND(N,1000B)
      ZOP(10)=IAND(N,2000B)
      ZOP(11)=IAND(N,4000B)
      ZOP(12)=IAND(N,10000B)
      ZOP(13)=IAND(N,20000B)
      ZOP(14)=IAND(N,40000B)
C
C  IMPRESSAO DAS OPCOES FEITAS
C
      DO 120 I=1,14
120   IOP(I)=0
      I=1
      DO 130 J=1,14
      IF(ZOP(J).EQ.0)GO TO 130
      IOP(I)=J
      I=I+1
130   CONTINUE
C
      WRITE (LU,1140) (IOP(J),J=1,14)
1140  FORMAT(1X,/,14HOPCOES FEITAS ,14(1X,I2),//)
C
C  TROCA DE PERIFERICO DE ENTRADA DE DADOS:
C      LEITORA DE DADOS=TTY
C
      LU2=LU
C
C *** EXECUCAO DAS OPCOES FEITAS
C
C >  INTERROGACAO DOS VALORES DAS VARIABEIS (OPCOES=8) <
C
      IF(ZOP(8).EQ.0)GO TO 160
140   WRITE(LU,1150)
1150  FORMAT(1X,/,24HINTERROGACAO DOS OUTPUTS)
150   WRITE(LU,1160)
1160  FORMAT(1X,19HVARIABEL NUMERO = ?)
      READ(LU,*)J
      IF(J.EQ.0)GO TO 160
      WRITE(LU,1170)Y(J)
1170  FORMAT(1X,E9.3)
      GO TO 150
C
C >  ALTERACAO DOS DADOS(COEFICIENTES) (OPCAO=2) <

```



```

C
160 IF(ZOP(2).EQ.0)GO TO 170
    CALL DADOS
C
C > ALTERACAO DAS CONDICAOES INICIAIS (OPCAO=1) <
C
170 IF(ZOP(1).EQ.0)GO TO 180
    WRITE(LU,1175)
1175 FORMAT(2X,"ESPECIFIQUE NOVAMENTE TODAS AS CONDICAOES INICIAIS")
    CALL CDINI
C
C > FORNECE SITUACAO ATUALIZADA (OPCAO=11)<
C
180 IF(ZOP(11).EQ.0)GO TO 200
C LISTA CONDICAOES DE INTEGRACAO,INTERVALO DE IMPRESSAO,VALORES
C DAS VARIABEIS DE ESTADO,A ORDEM DO SISTEMA ESTUDADO E CO.IN.
C
    WRITE(LU,1180)ZSTIME,ZFTIME,ZH,ZIMP,ZORDEM
1180 FORMAT(1X,/,,"SITUACAO ATUALIZADA:",/,5X,18HISTANTE INICIAL= ,
    *E9.3,10X,16HISTANTE FINAL= ,E9.3,12HINCREMENTO= ,E9.3,/,5X,
    *24HINTERVALO DE IMPRESSAO= ,I2,10X,18HORDEM DO SISTEMA= ,I2,/,
    *5X,39HVALORES ATUAIS DAS VARIABEIS DE ESTADO:;,/,10X)
    DO 190 J=1,ZORDEM
190 WRITE(LU,1190) J,Y(J),ZCI(J)
1190 FORMAT(10X,12HVARIABEL NO.,I2,2X,E9.3,10X,13HCOND.INICIAL=,E9.3)
C
C > NOVAS ESPECIFICACOES DE INTEGRACAO (OPCAO=3) <
C
200 IF(ZOP(3).EQ.0)GO TO 205
    CALL INTGR
C
C > TROCA DE PERIFERICO PARA GRAFICO (OPCAO=6) <
C
205 IF(ZOP(6).EQ.0)GO TO 210
    IF(LU3.EQ.19)GO TO 206
    LU3=19
    WRITE(LU,1194)
    WRITE(LU4,1194)
1194 FORMAT(1X,/,2X,"TROCA DE PERIFERICO PARA GRAFICO",/,10X,"TELA",
    *" ATUAL E A TV",/)
    GO TO 210
C
206 LU3=32
    WRITE(LU,1196)
    WRITE(LU4,1196)
1196 FORMAT(1X,/,2X,"TROCA DE PERIFERICO PARA GRAFICO:",/,10X,"TELA ",
    *"ATUAL E O PLOTTER",/)
C
C > NOVAS VARIABEIS PARA OS EIXOS DO GRAFICO (OPCAO=5)<
C
210 IF(ZOP(5).EQ.0)GO TO 230
    CALL VARGR(ZXGRAF,ZYGRAF,LU,LU2,LU4,ZXMAX,ZXMIN,ZYMAX,ZYMIN,
    *ZSTIME,ZFTIME)
C
C > NOVO QUADRO DO GRAFICO (OPCAO=9) <

```



```

C
230  IF(ZOP(9).EQ.0)GO TO 240
      CALL EXEC(3,1100B+19,-1)
      CALL PRGRA(ZXGRAF,ZYGRAF,ZXMAX,ZXMIN,ZYMAX,ZYMIN,ZN,LU3,ZSTIME,
      *ZFTIME,ZH,LU)
C
C >  NOVO INTERVALO DE IMPRESSAO           (OPCAO=4) <
C
240  IF(ZOP(4).EQ.0) GO TO 250
      CALL DIMPR(ZIMP,LU,LU2,LU4)
C
C >  NOVAS VARIAVEIS PARA LISTAGEM        (OPCAO=12)<
C
250  IF(ZOP(12).EQ.0)GO TO 260
      CALL VARIM(ZPR1,ZPR2,ZPR3,ZPR4,ZPR5,LU,LU2,LU4)
C
C >  RECOMECA NO PONTO DE PARADA          (OPCAO=13)<
C
260  IF(ZOP(13).EQ.0)GO TO 270
      WRITE(LU,1200)
1200  FORMAT(1X,/,5X,"O PROCESSAMENTO REINICIA ONDE PAROU ANTERIORMENT
      *PARA INTERROMPER O PROGRAMA APERTE A TECLA 0(ZERO).CASO CONTRARI
      *O PROGRAMA IRA RODAR ININTERRUPTAMENTE")
      GO TO 3
C
C <  NOVA RODADA - ADOTADO CONDICOES INICIAIS JA FIXADAS <
C
270  DO 280 I=1,31
      ZZ(I)=ZCI(I)
280  Y(I)=ZCI(I)
      ZINC=0
      GO TO 03
C
C *** FIM DE PROGRAMA ***
C
C OBSERVACOES:
C   -TECLA NUMERO 14 NAO FOI UTILIZADA
C   -PROGRAMA DESENVOLVIDO EM OUTUBRO DE 1981
C
C
      END

```

```

SUBROUTINE DADOS
  INTEGER ZI,ZN
  COMMON ZDD(100), Y(31),ZH,DY(31),ZSTIME,ZFTIME,ZN,ZCI(31),
  *LU,LU2,LU3,LU4,LU5,T,ZZ(31)
C
C  SUBROUTINE PARA ENTRADA DE DADOS
C
C  ENTRADA DOS VALORES NUMERICOS DOS DADOS
C  DADOS:  ZI      =INDICE DOS DADOS
C          ZDD(ZI) =VALOR NUMERICO DO DADO "ZI"
C
      WRITE(LU,500)
      WRITE(LU4,500)
500  FORMAT(6X,"DADOS LIDOS",/ ,2X,6HINDICE,5X,5HVALOR,/ )
10   WRITE(LU,1000)
1000 FORMAT("NUMERO DO INDICE DO DADO",)
      READ(LU2,*)ZI
      IF(ZI.EQ.0) GO TO 20
      WRITE (LU,2000)
2000 FORMAT("VALOR DO DADO?")
      READ(LU2,*)ZDD(ZI)
C
C  IMPRIME OS DADOS LIDOS
C
      WRITE(LU,4000)ZI,ZDD(ZI)
      WRITE(LU4,4000)ZI,ZDD(ZI)
4000 FORMAT(2X,5HDADO(,I4,5H)      ,E9.4)
      GO TO 10
20   WRITE(LU,5000)
      WRITE(LU4,5000)
5000 FORMAT(/,2X,"ENTRADA DE DADOS ENCERRADO",/ )
C
C  :::  VARIAVEIS AUXILIARES :::::
C
      ZDD(20)=1./(ZDD(1)+ZDD(2))
      ZDD(21)=ZDD(20)/ZDD(3)
      ZDD(22)=(ZDD(4)+ZDD(5)+ZDD(6))/ZDD(7)
      ZDD(23)=(ZDD(9)+ZDD(10))/ZDD(11)
      ZDD(24)=(ZDD(5)+ZDD(6))/ZDD(7)
C
      RETURN
      END

```

```

SUBROUTINE INTGR
  INTEGER ZN
  COMMON ZDD(100), Y(31), ZH, DY(31), ZSTIME, ZFTIME, ZN, ZCI(31),
  *LU, LU2, LU3, LU4, LU5, T, ZZ(31)
C
C  DADOS PARA INTEGRACAO
C
      WRITE(LU,1000)
      WRITE(LU4,1000)
1000  FORMAT(2X, " ESPECIFICACAO DE INTEGRACAO")
      WRITE(LU,2000)
2000  FORMAT(" INSTANTE INICIAL?")
      READ(LU2,*)ZSTIME
      WRITE(LU,3000)
3000  FORMAT(" INSTANTE FINAL?")
      READ(LU2,*)ZFTIME
      WRITE(LU,4000)
4000  FORMAT(" INCREMENTO PARA INTEGRACAO?")
      READ(LU2,*)ZH
C
C      IMPRESSAO DOS DADOS LIDOS
C
      WRITE(LU,5000)ZH,ZSTIME,ZFTIME
      WRITE(LU4,5000)ZH,ZSTIME,ZFTIME
5000  FORMAT(2X,11HINCREMENTO=,1X,E8.2,/,3X,15HTEMPO INICIAL= ,
  *E8.2,3X,13HTEMPO FINAL= ,E8.2)
      RETURN
      END

SUBROUTINE DIMPR(ZIMP,LU,LU2,LU4)
  INTEGER ZIMP
C
C  ENTRADA DE INTERVALO DE IMPRESSAO
C
      WRITE(LU,1000)
      WRITE(LU4,1000)
1000  FORMAT(2X, "ESPECIFICACAO DE IMPRESSAO")
      WRITE(LU,2000)
2000  FORMAT("INTERVALO DE IMPRESSAO?")
      READ(LU2,*)ZIMP
      WRITE(LU,3000)ZIMP
      WRITE(LU4,3000)ZIMP
3000  FORMAT(2X,24HINTERVALO DE IMPRESSAO= ,I2,/)
      RETURN
      END

```

```
          SUBROUTINE VARIM(ZPR1,ZPR2,ZPR3,ZPR4,ZPR5,LU,LU2,LU4)
C
C  ESCOLHA DAS VARIÁVEIS PARA IMPRESSÃO DA LISTAGEM
C
          INTEGER ZPR1,ZPR2,ZPR3,ZPR4,ZPR5
          WRITE(LU,1000)
          WRITE(LU4,1000)
1000    FORMAT(2X,"VARIÁVEIS PARA IMPRESSÃO( LISTAGEM):",/ )
          WRITE(LU,2000)
2000    FORMAT("VAR.1=,VAR.2=,VAR.3=,VAR.4=,VAR.5=,
* -DEFAULT=TEMPO")
          READ(LU2,*)ZPR1,ZPR2,ZPR3,ZPR4,ZPR5
          IF(ZPR1.EQ.0)ZPR1=31
          IF(ZPR2.EQ.0)ZPR2=31
          IF(ZPR3.EQ.0)ZPR3=31
          IF(ZPR4.EQ.0)ZPR4=31
          IF(ZPR5.EQ.0)ZPR5=31
C
          WRITE(LU,3000)ZPR1,ZPR2,ZPR3,ZPR4,ZPR5
          WRITE(LU4,3000)ZPR1,ZPR2,ZPR3,ZPR4,ZPR5
3000    FORMAT(2X,7HVAR.1= ,I2,3X,7HVAR.2= ,I2,3X,7HVAR.3= ,
*I2,3X,7HVAR.4= ,I2,3X,7HVAR.5= ,I2,/)
C
          RETURN
          END
```

```

SUBROUTINE VARGR(ZXGRAF,ZYGRAF,LU,LU2,LU4,ZXMAX,ZXMIN,ZYMAX,ZYMIN,
*ZSTIME,ZFTIME)
  INTEGER ZXGRAF,ZYGRAF
C
C   OPCAO VARIABEIS PARA GRAFICOS
C   ZYGRAF=VARIABLE PARA EIXO Y
C   ZXGRAF=VARIABLE PARA EIXO X(TEMPO=31)
C
      WRITE(LU,1000)
      WRITE(LU4,1000)
1000  FORMAT(2X,"VARIABLEIS PARA GRAFICOS: ")
      WRITE(LU,2000)
2000  FORMAT("VARIABLE PARA EIXO Y ? ")
      READ(LU2,*)ZYGRAF
      WRITE(LU,3000)
3000  FORMAT("VARIABLE PARA EIXO X ? - TEMPO = 31 ")
      READ(LU2,*)ZXGRAF
30    WRITE(LU,4000)
      WRITE(LU4,4000)
4000  FORMAT(2X,"ESPECIFICACAO DAS VARIABEIS PARA GRAFICO",/ )
      WRITE(LU,5000)ZXGRAF,ZYGRAF
      WRITE(LU4,5000)ZXGRAF,ZYGRAF
5000  FORMAT(2X,15HVAR,P/EIXO X = ,I2,5X,15HVAR,P/EIXO Y = ,
*12,/)
C
C   PREPARO DO GRAFICO
C
      IF(ZXGRAF.EQ.31)GO TO 2
C
C   INTRODUCAO DE XMAX E XMIN
C
      WRITE(LU,900)
900   FORMAT("ESPECIFICACAO DE VALORES EXTREMOS DO EIXO X",/,
*"XMAX=? XMIN=?")
      READ(LU2,*)ZXMAX,ZXMIN
      GO TO 3
2     ZXMAX=ZFTIME
      ZXMIN=ZSTIME
C
C   INTRODUCAO DE YMAX E YMIN
C
3     WRITE(LU,1010)
1010  FORMAT("ESPECIFICACAO DE VALORES EXTREMOS DO EIXO Y",/,
*"YMAX=? YMIN=?")
20    READ (LU2,*)ZYMAX,ZYMIN
C
C   TESTE DE ERRO NA ESPECIFICACAO DE VALORES EXTREMOS
C
10    IF(ZXMAX.GT.0.)GO TO 4
      IF(ZXMIN.GT.0.)GO TO 40
4     IF(ZXMIN.LE.0.)GO TO 5
      IF(ZXMIN.LT.ZXMAX)GO TO 5
40    WRITE(LU,1050)
1050  FORMAT(3X,"ERRO NA ESPECIFICACAO DE VALORES EXTREMOS NO EIXO X",/
*,3X,"X MAXIMO?,X MINIMO?")

```

```
      READ(LU,*)ZXMAX,ZXMIN
      GO TO 10
5     IF(ZYMAX.GT.0.)GO TO 6
      IF(ZYMIN.GT.0.)GO TO 50
6     IF(ZYMIN.LE.0.)GO TO 7
      IF(ZYMAX.GT.ZYMIN)GO TO 7
50    WRITE(LU,1060)
1060  FORMAT(3X,"ERRO NA ESPECIFICACAO DE VALORES EXTREMOS NO EIXO Y",/
*,3X,"Y MAXIMO?,Y MINIMO?")
      READ(LU,*)ZYMAX,ZYMIN
      GO TO 10
C
C   IMPRESSAO DOS VALORES EXTREMOS ADOTADOS
C
7     WRITE(LU4,1020)
1020  FORMAT(2X,"VALORES EXTREMOS ADOTADOS:")
      WRITE (LU4,1030)ZXMAX,ZXMIN
1030  FORMAT(2X,6HXMAX= ,E8.2,3X,6HXMIN= ,E8.2)
      WRITE (LU4,1040)ZYMAX,ZYMIN
1040  FORMAT(2X,6HYMAX= ,E8.2,3X,6HYMIN= ,E8.2,/)
C
C
      RETURN
      END
```



```

SUBROUTINE PRGRA(ZXGRAF,ZYGRAF,ZXMAX,ZXMIN,ZYMAX,ZYMIN,
*ZN,LU3,ZSTIME,ZFTIME,ZH,LU)
C
C   INTEGER ZTV(260),ZN
C   TRACADO DOS EIXOS DOS GRAFICOS
C
C   GRAFICOS NA TV
C   IF(LU3.NE.19)GO TO 170
5   IF(ZXGRAF-31)20,10,20
10  ZXMAX=ZFTIME
    ZXMIN=ZSTIME
20  ZN=IFIX((ZXMAX-ZXMIN)/ZH)
    CALL EXEC(3,1100B+19,-1)
    IF(ZXMAX.GT.0)GO TO 40
    DO 30 I=1,256
30  ZTV(I)=256*(I-1)+200
    GO TO 80
40  IF(ZXMIN.LE.0) GO TO 60
    DO 50 I=1,256
50  ZTV(I)=256*(I-1)+15
    GO TO 80
60  DO 70 I=1,256
70  ZTV(I)=256*(I-1)+15+IFIX(210*(-ZXMIN/(ZXMAX-ZXMIN)))
80  CALL EXEC(2,100B+19,ZTV,256)
C
C   * EIXO X *
C
    IF(ZYMAX.GT.0)GO TO 100
    DO 90 I=1,256
90  ZTV(I)=256*250+I-1
    GO TO 140
100 IF(ZYMIN.LE.0)GO TO 120
    DO 110 I=1,256
110 ZTV(I)=256*5+I-1
    GO TO 140
120 DO 130 I=1,256
130 ZTV(I)=256*(5+IFIX(245*(-ZYMIN/(ZYMAX-ZYMIN))))+I-1
140 CALL EXEC(2,100B+19,ZTV,256)
    RETURN
C
C   GRAFICO NO PLOTTER? SE NAO POR DEFAULT OUTPUT=TV
C
C
170 IF(LU3.EQ.32)GO TO 180
    WRITE(LU,3000)
3000 FORMAT("ESPECIFICACAO DE OUTPUT/GRAFICO ESTA ERRADO",/,
*"FOI ASSUMIDO A TV COMO SENDO O PERIFERICO PARA",
*"GRAFICO",///)
    LU3=19
    GO TO 5
C
C   GRAFICO NO PLOTTER
C
C   EIXO Y
C

```

```
180 IF(ZXGRAF-31)200,190,200
190 ZXMAX=ZFTIME
    ZXMIN=ZSTIME
200 IF(ZXMAX.GT.0.)GO TO 210
    CALL PLOT(9.90,0.,+3)
    CALL PLOT(9.90,9.90,+2)
    GO TO 230
210 IF(ZXMIN.LE.0.)GO TO 220
    CALL PLOT(0.,0.,+3)
    CALL PLOT(0.,9.90,+2)
    GO TO 230
220 ZPX=9.90*ZXMIN/(ZXMIN-ZXMAX)
    CALL PLOT(ZPX,0.,+3)
    CALL PLOT(ZPX,9.90,+2)

C
C EIXO X
C
230 IF(ZYMAX.GT.0.)GO TO 240
    CALL PLOT(0.,9.90,+3)
    CALL PLOT(9.90,9.90,+2)
    GO TO 260
240 IF(ZYMIN.LE.0.)GO TO 250
    CALL PLOT(0.,0.,+3)
    CALL PLOT(9.90,0.,+2)
    GO TO 260
250 ZPY=9.90*ZYMIN/(ZYMIN-ZYMAX)
    CALL PLOT(0.,ZPY,+3)
    CALL PLOT(9.90,ZPY,+2)
260 CALL PLOT(0.,0.,+3)
    RETURN
    END
```

```

SUBROUTINE CDINI
  INTEGER ZN
  COMMON ZDD(100), Y(31), ZH, DY(31), ZSTIME, ZFTIME, ZN, ZCI(31),
  *LU, LU2, LU3, LU4, LU5, T, ZZ(31)
C
C  ENTRADA DAS CONDICÕES INICIAIS
C
      DO 5 I=1,31
5      ZCI(I)=0
        WRITE(LU4,1000)
        WRITE(LU,1000)
1000  FORMAT(2X,"CONDICÕES INICIAIS DADAS:",//)
        WRITE (LU,1010)
1010  FORMAT("INDIQUE O INDICE DA VARIÁVEL CUJA COND.INICIAL VAI SER"
  *"DADA SEGUIDO DE VIRGULA",/, "E O VALOR DA CONDIÇÃO INICIAL:")
10    READ (LU2,*)I,ZC
        IF(I.EQ.0)GO TO 20
        ZCI(I)=ZC
        WRITE(LU4,1020)I,ZCI(I)
1020  FORMAT(2X,9HVARIÁVEL(,I2,3H)= ,E9.3)
        GO TO 10
20    ZCI(31)=ZSTIME
        WRITE(LU4,1020)31,ZCI(31)
        WRITE(LU,1020) 31,ZCI(31)
        WRITE(LU,1030)
        WRITE(LU4,1030)
1030  FORMAT(1X,///)
        DO 30 I=1,31
30    ZZ(I)=ZCI(I)
        Y(I)=ZCI(I)
        RETURN
      END

```

```

-----
SUBROUTINE EQSIM
INTEGER ZN
COMMON ZDD(100), Y(31), ZH, DY(31), ZSTIME, ZFTIME, ZN, ZCI(31),
*LU, LU2, LU3, LU4, LU5, T, ZZ(31)
C
C SIMULACAO DO DUPLICADOR DE PULSO:
C :::SISTEMA DE SEGUNDA ORDEM :::
C
C GERACAO DA ESCITACAO      :::::
C
Y(7)=3.992-.079*COS(ZDD(21)*Y(31))+5.78*SIN(ZDD(21)*Y(31))
Y(7)=Y(7)-1.847*COS(ZDD(22)*Y(31))+1.221*SIN(ZDD(22)*Y(31))
Y(7)=Y(7)-.108*COS(ZDD(23)*Y(31))-.352*SIN(ZDD(23)*Y(31))
Y(7)=Y(7)+.281*COS(ZDD(24)*Y(31))+.206*SIN(ZDD(24)*Y(31))
Y(7)=Y(7)-.113*COS(ZDD(25)*Y(31))+.028*SIN(ZDD(25)*Y(31))
Y(7)=Y(7)/760.*ZDD(10)
C
20 Y(11)=Y(1)/ZDD(4)
Y(12)=Y(2)/ZDD(7)
Y(8)=ZDD(6)*Y(9)+Y(12)
Y(10)=Y(11)-Y(8)
IF(Y(10).GE.0.)GO TO 30
Y(9)=0.
GO TO 40
30 Y(9)=ZDD(13)*(Y(11)-Y(12))
40 DY(1)=ZDD(11)*(Y(7)-Y(11))-Y(9)
DY(2)=Y(9)-ZDD(12)*Y(12)
C
RETURN
END

```

```

10 REM AKIRA: INCOR/CEPEB-EPUSP*
*
20 REM      PROGRAMA SIST.DIN.
30 REM : SOLUCAO DE SISTEMAS DE
      EQUACOES DIFERENCIAIS
40 REM      METODO DE RUNGE-KUTTA
      DE QUARTA ORDEM
50 REM ORDEM DO SISTEMA DEVE SE
      R MENOR DO QUE 20
60 REM DADOS:
70 REM      N=ORDEM DO SISTEMA
80 REM      H=INCREMENTO
90 REM      F=INSTANTE FINAL
100 REM     S=INSTANTE INICIAL
110 REM     Y(I)=COND. INICIAIS/VARI
      AVEIS
120 REM     T=TEMPO
130 REM     P=OPCAO DE SAIDA
140 REM     G=VARIABEL PARA GRAF
      ICO
150 REM     L1,L2,L3=VARIABEIS P
      ARA LISTAGEM
160 REM :LETRAS PROIBIDAS:
170 REM
180 REM INICIALIZACOES:
190 REM ***CONDICOES DE PROCESS
      AMENTO:
200 DISP "ORDEM DO SISTEMA";
210 INPUT N
220 DISP "INSTANTE INICIAL";
230 INPUT S
240 DISP "INSTANTE FINAL";
250 INPUT F
260 DISP "INCREMENTO";
270 INPUT H
280 DIM A(20),D(20),Y(21),Z(21),
      Q(20)
290 REM ***CONDICOES INICIAIS***
300 FOR I=1 TO 20
310 Y(I)=0
320 Z(I)=0
330 D(I)=0
340 NEXT I
350 GOSUB 1140
360 GOSUB 1600
370 REM ***CONTROLE DE OUTPUT***
380 GOSUB 1230
390 I1=0
400 Y(21)=S
410 REM ***OUTPUT DAS VARIABEIS*
420 IF P=1 THEN 480
430 REM ***GRAFICO***
450 DRAW Y(G1),Y(G2)
460 IF P=2 THEN 500
470 REM ***LISTAGEM PRINT Y(21),
      Y(L1),Y(L2),Y(L3)
480 PRINT Y(21),Y(L1),Y(L2),Y(L3
      )
490 REM ***MET.RUNGE-KUTTA***
500 IF Y(21)>F THEN 870

```

```

510 I1=J1+1
520 X=Y(21)
530 FOR I=1 TO N
540 A(I)=0
550 NEXT I
560 GOSUB 2490
570 FOR I=1 TO N
580 A(I)=A(I)+D(I)
590 NEXT I
600 X=X+H/2
610 FOR J=1 TO N
620 Y(I)=Z(I)+H*D(I)/2
630 NEXT I
640 GOSUB 2490
650 FOR I=1 TO N
660 A(I)=A(I)+2*D(I)
670 Y(I)=Z(I)+H*D(I)/2
680 NEXT I
690 GOSUB 2490
700 FOR I=1 TO N
710 A(I)=A(I)+2*D(I)
720 Y(I)=Z(I)+H*D(I)
730 NEXT I
740 X=X+H/2
750 GOSUB 2490
760 FOR I=1 TO N
770 A(I)=A(I)+D(I)
780 Z(I)=Z(I)+H*A(I)/6
790 Y(I)=Z(I)
800 NEXT I
810 Y(21)=Y(21)+H
820 GOSUB 2490
830 K1=INT(I1/L5)
840 K1=K1*L5-I1
850 IF K1=0 THEN 410
860 GOTO 500
870 REM
880 MOVE 0.0
883 BEEP 10,200 @ BEEP 300,200 @
      BEEP 50,400
885 ALPHA
890 DISP "NOVO PROCESSAMENTO? N
      NA0=";
900 INPUT N1
910 IF N1#0 THEN 930
920 STOP
930 DISP "NOVO INCREMENTO? H=? /
      NA0=H=0";
940 INPUT H1
950 IF H1=0 THEN 970
960 H=H1
970 DISP " NOVAS COND INICIAIS?
      NA0=0";
980 INPUT N2
990 IF N2=0 THEN 1010
1000 GOSUB 1140
1010 DISP "NOVOS DADOS? NA0=0"
1020 INPUT N4
1030 IF N4=0 THEN 1050
1040 GOSUB 1600

```



```
1050 DISP "NOVAS VARIAVEIS DE OU
TPUT? NAO=0"
1060 INPUT N3
1070 IF N3#0 THEN 380
1080 GOTO 390
1090 REM *****
*1100
1100 REM SUBROTINAS***
1110 REM
1120 REM SUBROTINA PARA ENTRADA
DE CONDICOES INICIAIS
1130 REM
1140 FOR J=1 TO N
1150 DISP "Y(";J;")=";
1160 INPUT Y(J)
1170 Z(J)=Y(J)
1180 NEXT J
1190 RETURN
1200 REM *****
*
1210 REM SUBROTINA PARA CONTROLE
DE OUTPUT
1220 PRINT "PROG.SIMUL.DE SIST.D
IN "
1230 DISP "INTERVALO DE IMPRESSA
0=?"
1240 INPUT L5
1250 DISP "OPCAO DE OUTPUT:"
1260 DISP "LIST/GRAF=0*LIST=1*GR
AF=2"
1270 INPUT P
1280 IF P=1 THEN 1319
1290 DISP "VAR.P/EIXO X NO GRAF.
=?";
1300 INPUT G1
1301 DISP "VAR.P/EIXO Y NO GRAF.
=?";
1302 INPUT G2
1303 IF G1#21 THEN 1307
1304 X1=S
1305 X2=F
1306 GOTO 1309
1307 DISP "XMAX ? , X MIN?";
1308 INPUT X2,X1
1309 DISP "YMAX? ,YMIN?";
1310 INPUT Y2,Y1
1319 IF P=2 THEN 1410
1320 DISP "VAR.P/LISTAGEM:"
1330 DISP "L1=?" =
1340 INPUT L1
1350 DISP "L2=?"
1360 INPUT L2
1370 DISP "L3=?"
1380 INPUT L3
1390 PRINT "T", "L1", "L2", "L3"
1400 PRINT ""
1410 IF P=1 THEN 1590
1420 REM ***PREPARO DA ESCALA DO
GRAFICO
1430 SCALE X1,X2,Y1,Y2
```

```
1440 DISP "DESEJA APAGAR A TELA?  
      NAO=0"  
1450 INPUT W1  
1460 IF W1=0 THEN 1480  
1470 GCLEAR  
1480 DISP "DESEJA ESCALA? NAO=0"  
1490 INPUT W1  
1500 IF W1=0 THEN 1530  
1510 XAXIS 0,(X2-X1)/10  
1520 YAXIS 0,(Y2-Y1)/10  
1530 MOVE 0,0  
1570 RETURN  
1580 REM  
1590 REM ***SUBROTINA PARA ENTRA  
      DA DE DADOS***  
1600 DISP "ENTRADA DE DADOS:"  
1610 DISP "J=";  
1620 INPUT J  
1630 IF J=0 THEN 1670  
1640 DISP "@(";J;")=";  
1650 INPUT @(J)  
1660 GOTO 1610  
1670 RETURN  
2490 REM SUBROTINA PARA EQUACOES  
      DE ESTADO  
2500 RETURN
```

A P Ê N D I C E

A. 3

SEMELHANÇA DINÂMICA DO ESCOAMENTO

O princípio da Semelhança Dinâmica do escoamento foi aplicado para determinar a frequência, vazão e viscosidade do fluido de trabalho a ser utilizado nos ensaios de fadiga. Este é um assunto que já foi discutido anteriormente²⁶.

Serão adotados os índices inferiores "s" para indicar que o parâmetro ou a variável está relacionada com o sistema de ensaio e o índice "f" para indicar o sistema fisiológico (prótese implantada no paciente).

Foi visto na Introdução (I.2.4) que os números adimensionais característicos do sistema estudado são o número de Reynolds e o parâmetro α de Womersley^{32,44}.

$$R_e = \frac{4 \rho Q}{\pi \mu d}$$

$$\alpha = \frac{d}{2} \sqrt{\frac{\omega}{\nu}}$$

A conservação dos números adimensionais implica em (a prótese é a mesma, portanto, "d" é uma constante):

$$\begin{aligned} R_{eS} &= R_{ef} \Rightarrow \frac{4 \rho_s Q_f}{\pi \mu_s d} = \frac{4 \rho_f Q_f}{\pi \mu_f d} \Rightarrow \frac{\rho_s Q_s}{\mu_s} = \\ &= \frac{\rho_f Q_f}{\mu_f} \Rightarrow \frac{Q_s}{Q_f} = \frac{\nu_s}{\nu_f} \end{aligned} \quad (A.3.1)$$

$$\alpha_s = \alpha_f \Rightarrow \frac{d}{2} \sqrt{\frac{\omega_s}{\nu_s}} = \frac{d}{2} \sqrt{\frac{\omega_f}{\nu_f}} \Rightarrow$$

$$\Rightarrow \frac{\omega_s}{\omega_f} = \frac{\nu_s}{\nu_f} \Rightarrow \frac{\nu_s}{\nu_f} = \frac{fr_s}{fr_f} \quad (\text{A.3.2})$$

Com estas expressões, aliadas à perda de carga na prótese valvar, de termina-se as condições de funcionamento do duplicador de pulso.

As expressões A.3.1 e A.3.2 fornecem as relações entre frequência de ensaio, vazão do fluido e viscosidade cinemática do fluido do trabalho:

$$\frac{Q_s}{Q_f} = \frac{\nu_s}{\nu_f} = \frac{fr_s}{fr_f} = K$$

A perda de carga na prótese valvar pode ser avaliada por:

$$h = K_V \frac{v^2}{2g} \quad (\text{A.3.3})$$

onde:

h = perda de carga (em metros de coluna do fluido)

K_V = coeficiente de perda de carga singular
(dado pela fig. A.3.1)

g = aceleração da gravidade = $9,8 \text{ m/s}^2$

V = velocidade

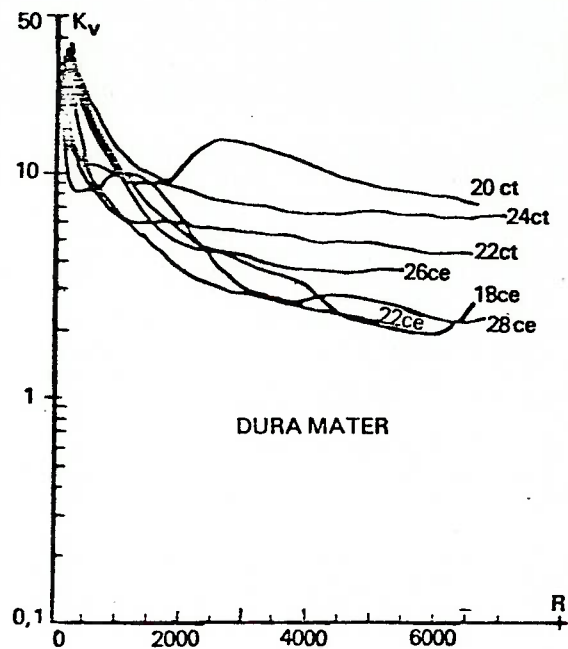


Fig. A. 3. 1 - Coeficiente de perda de carga singular na prótese de dura-mãter.

Reproduzido de VIEIRA *et al.*⁴⁵

A fixação dos valores de Q_s , f_s e v_s foi feita por tentativa-e-erro²⁶. No pré-dimensionamento foram adotadas²⁶:

$$\mu_f = 3,7 \cdot 10^{-3} \text{ Kg/ms}$$

$$v_f = 3,7 \cdot 10^{-6} \text{ m}^2/\text{s} \quad (3,7 \cdot 10^{-2} \text{ stokes})$$

$$fr_f = 80 \text{ cpm}$$

$$Q_f = 3,7 \cdot 10^{-4} \text{ m}^3/\text{s} \quad (22 \text{ l/min}) \text{ (valor de pico)}$$

No ensaio de sistema foi obtido:

$$v_s = 1,48 \cdot 10^{-5} \text{ m}^2/\text{s} \quad (1,48 \cdot 10^{-1} \text{ stokes})$$

$$fr_s = 320 \text{ cpm}$$

$$Q_s = 1.5 \cdot 10^{-3} \text{ m}^3/\text{s} \quad (88 \text{ l/min}) \text{ (valor de pico)}$$

A perda de carga na prótese de dura-mãter a ser ensaiada foi a valiada em (o coeficiente $K_v = 3$ foi obtida por extrapolação "visual"):

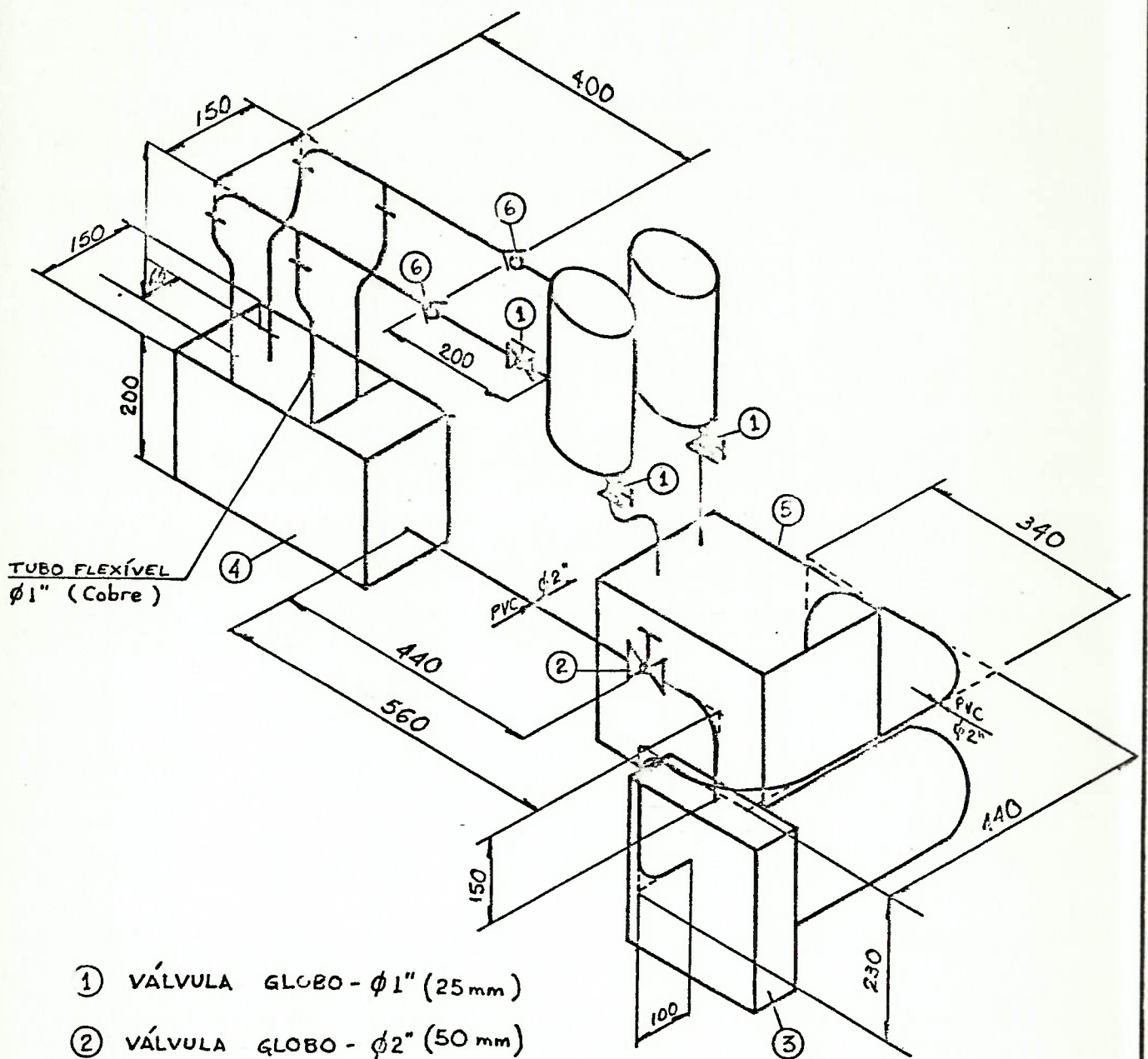
$$h = 3,5 \text{ m} \quad \Delta \equiv 34000 \text{ N/m}^2 \equiv 34 \text{ KPa}$$

Supõe-se que esta perda de carga seja excessivamente grande, porém adotou-se os valores de v_s , f_s e Q_s obtido acima. Não foi possível estimar as conseqüências desta solicitação elevada por falta de dados (resistência mecânica dos fios, da chapa de borracha que sustenta a prótese, a força de arrasto na prótese etc.).

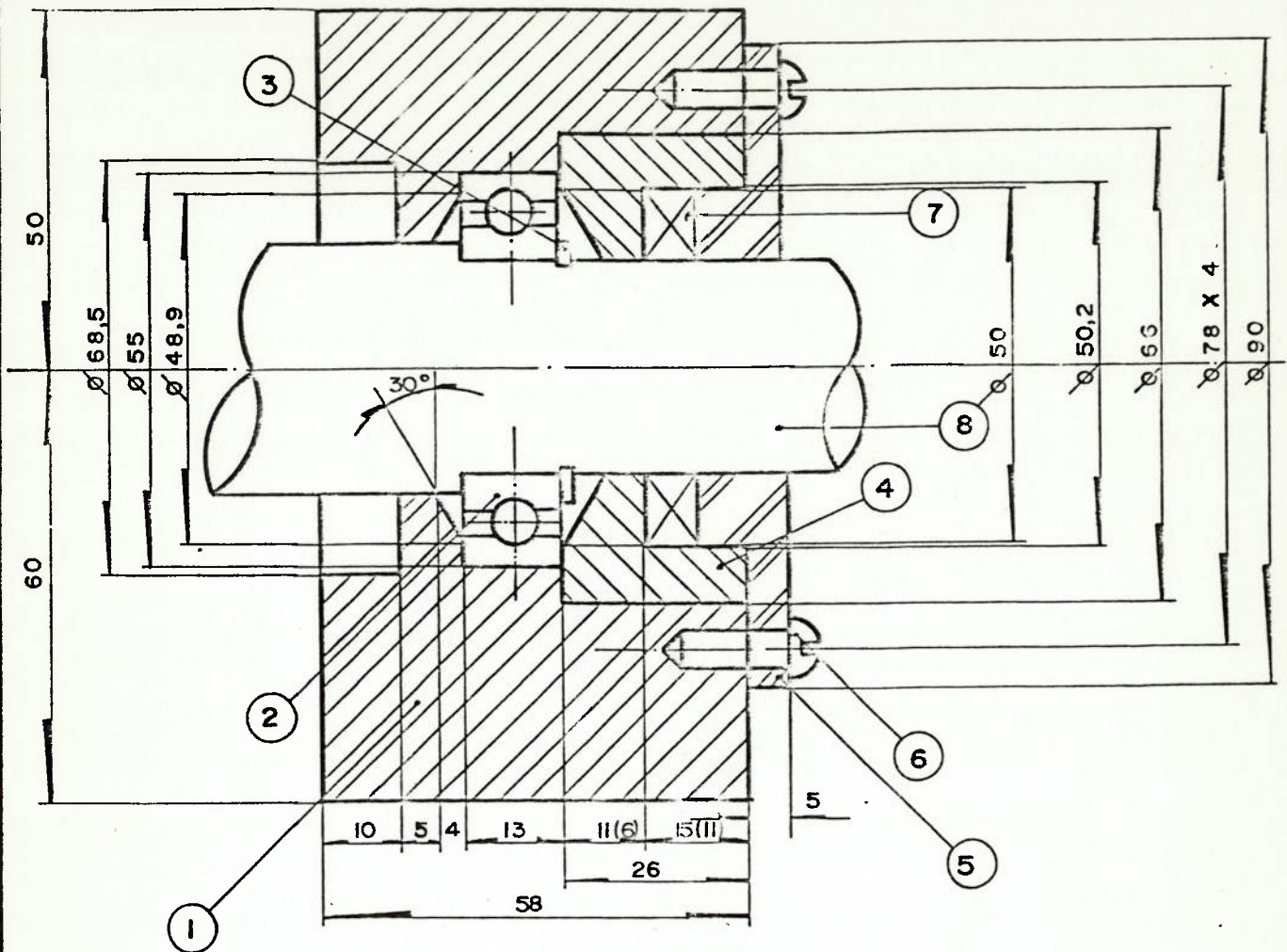
APÊNDICE

A.4

DESENHOS

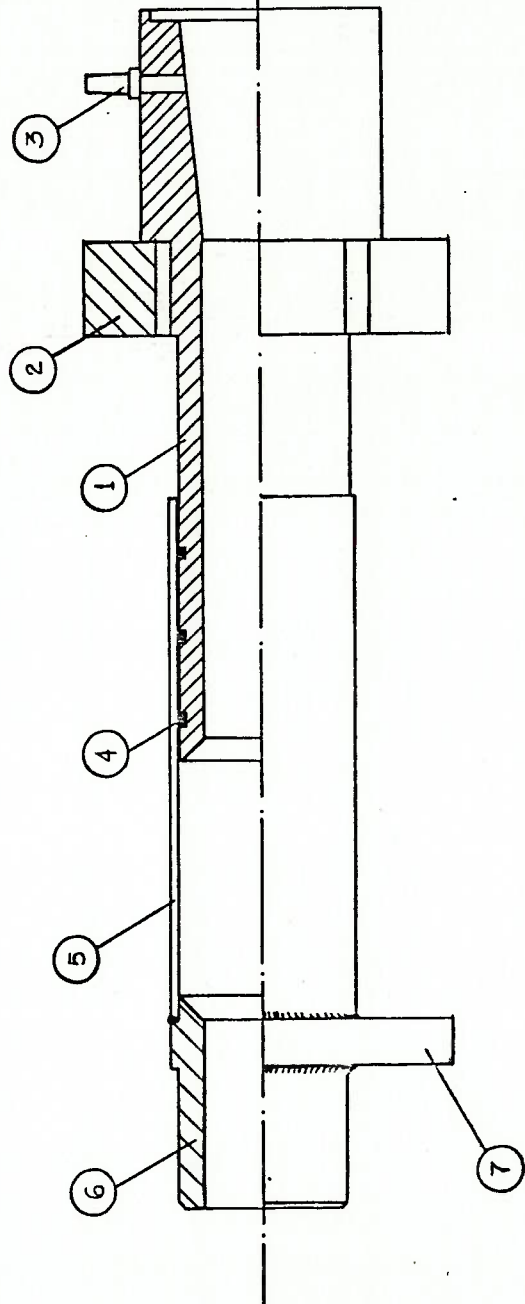


DESENHADO	DATA	NOME	VISTO	ASS.	
COPIADO			APRO- YADO		
ESCALA 1:10	TITULO DO DESENHO CIRCUITO HIDRÁULICO (ISOMÉTRICO) DUPLICADOR DE P. LSO				Nº



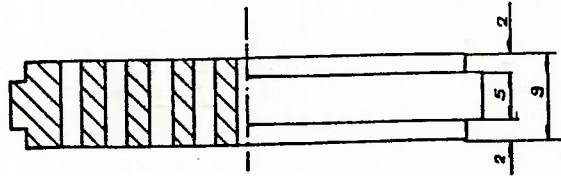
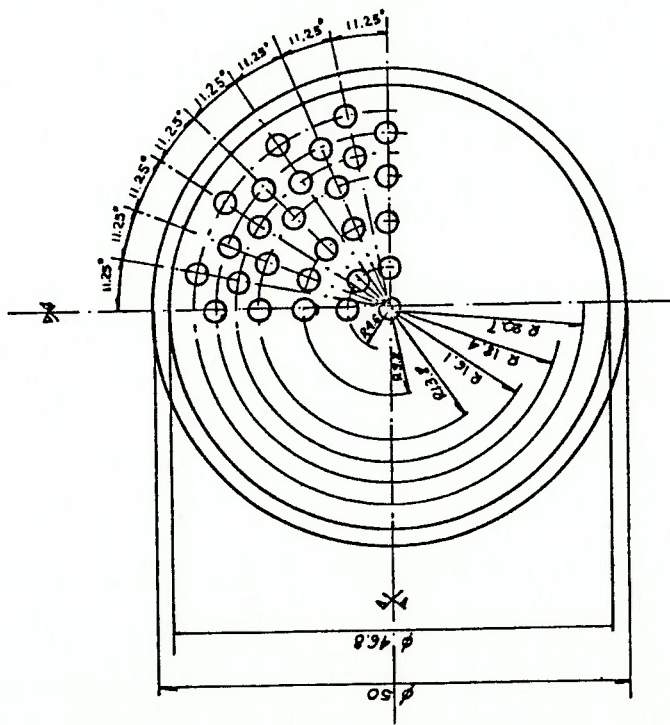
1	ROTOR DISTRIBUIDOR	8	VIDE-DESENHO RESPECT.
1	RETENTOR	7	FABR. SABÓ Nº 00786
4	PARAFUSO	6	M5 X 15
1	TAMPA	5	IDEM Nº 8
1	SUORTE DO RETENTOR	4	// // //
1	ANEL ELÁST. P/ EIXO	3	FABR. SEEGER GRUPO 501
1	ROLAMENTO	2	6006
1	CAIXA DE ROLAMENTO	1	IDEM Nº 4
QUANTIDADE	DENOMINAÇÃO E OBSERVAÇÃO	PEÇA	MATERIAL E DIMENSÕES

DESENHADO	DATA 22-05-88	NOME EDUARDO	VISTO	ASS.
COPIADO			APROVADO	
ESCALA 1:1	TÍTULO DO DESENHO CAIXA DE ROLAMENTO DESENHO DE SUB- CONJUNTO			NUMERO



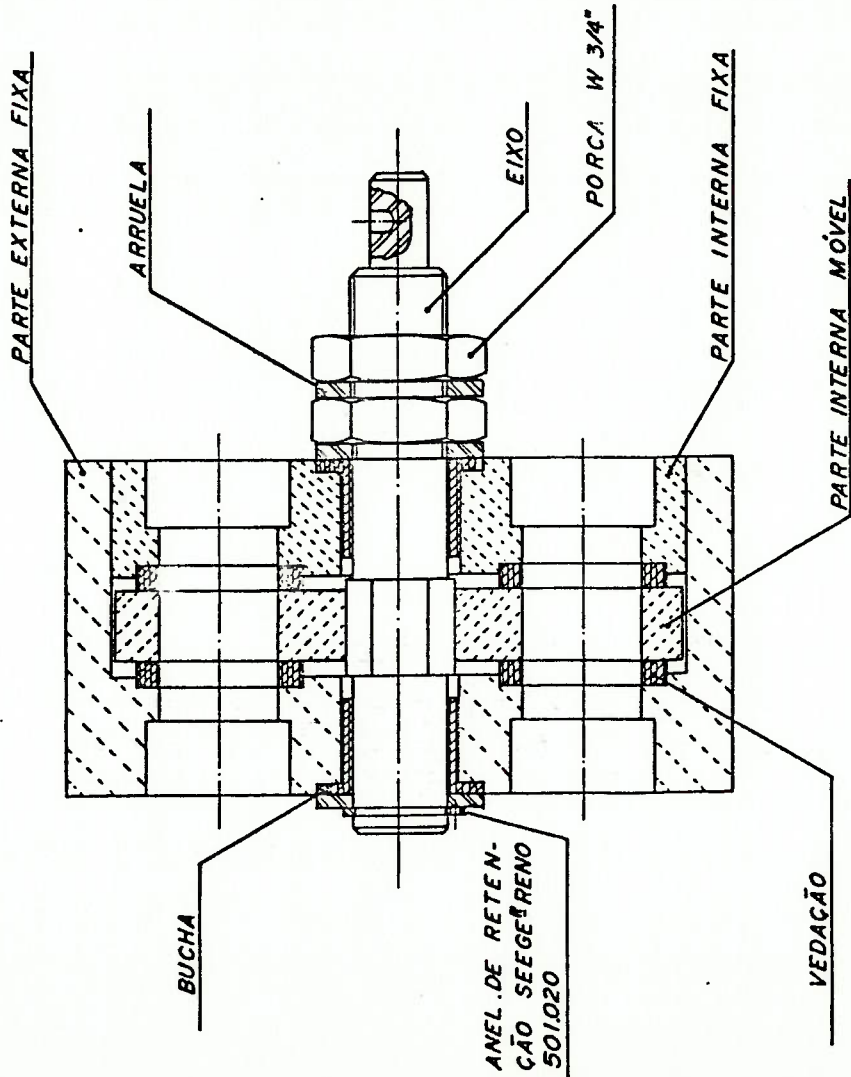
1	APÓIO	7
1	CONEXÃO	6
1	CILINDRO/GUIA	5
3	ANÉIS O'RING	4
1	TO MADA / PRESSÃO	3
1	PLACA	2
1	CÂMARA	1
quant.	NOME	part. OBS.
		Nº

escala: 1:1
 projeto:
 Duplicador de Pulso
 Título do Desenho
 Subconjunto da Câmara de Emissão
 Saída

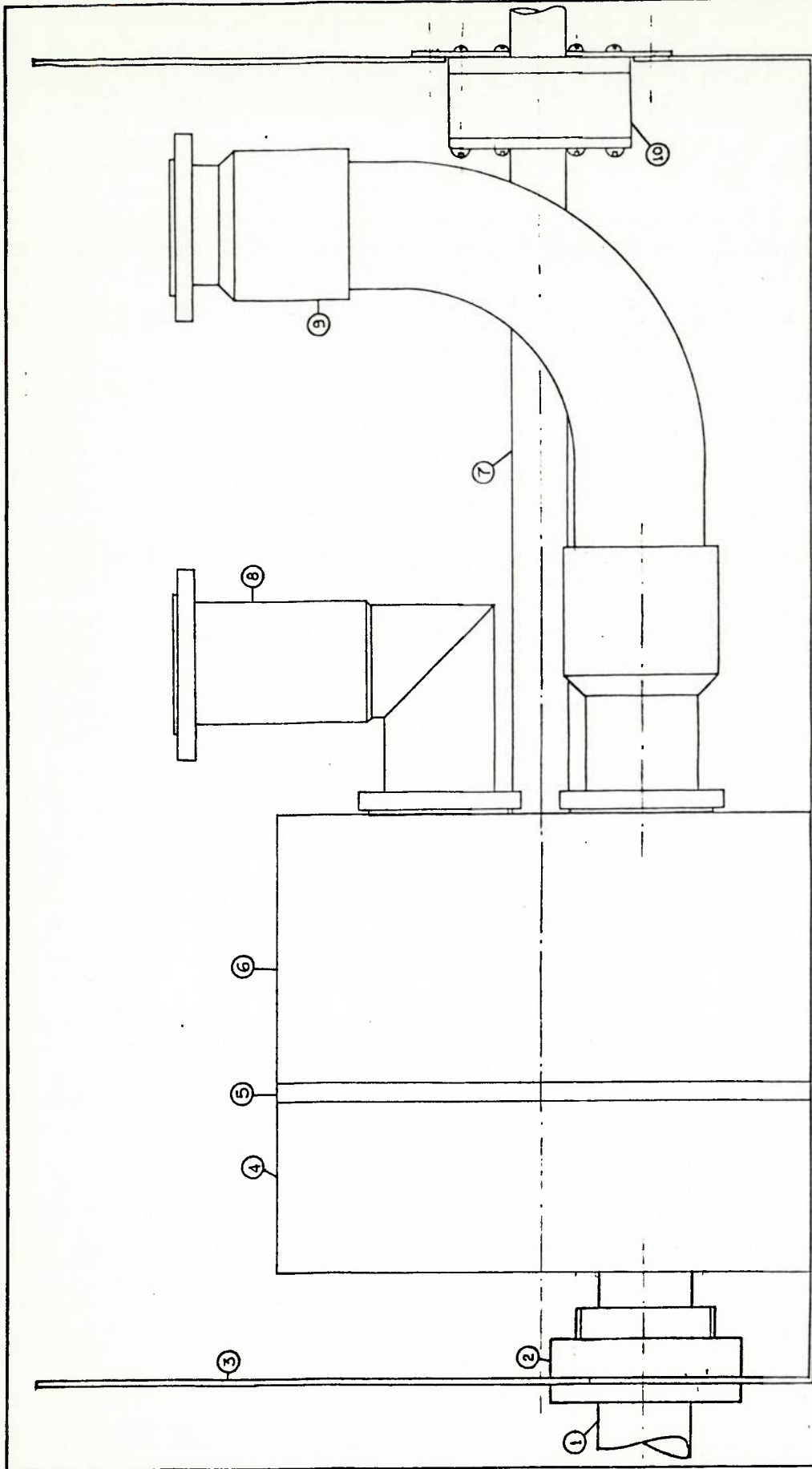


MATERIAL: Latão

Desenhado	Data	Nome	Vista	Ass.
Copiado			Aprovado	NZ
Escala Título do desenho: PLACA PERFURADA 2:1 "straightening, wave"				



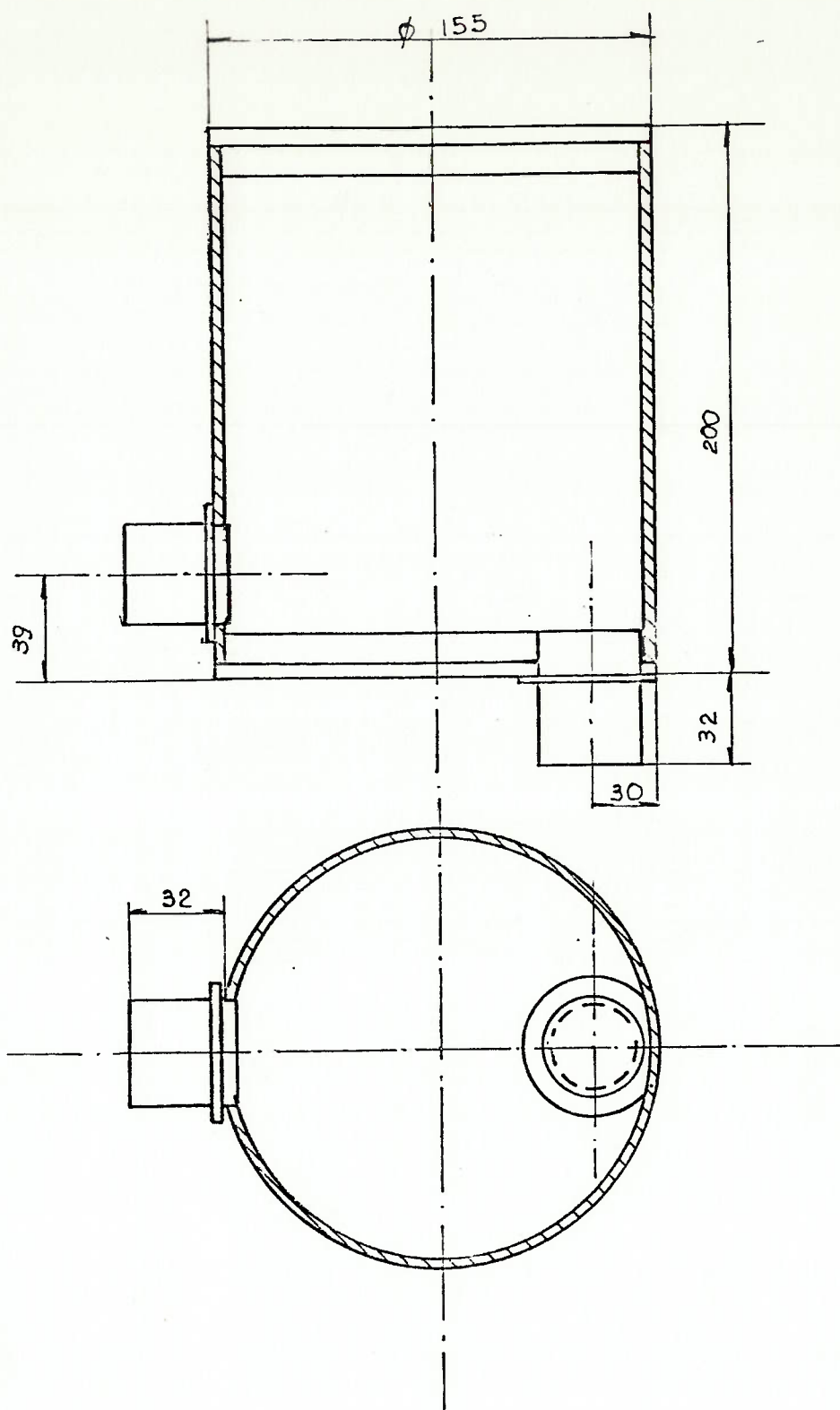
DESENHADO	DATA	NOME	VISTO	ASS.	DIVISÃO DE
COPiado	17/03/1971	W. S. J.	APR. VADO		BIDENENHARIA
ESCALA	TITULO DO DESENHO			N.º	
1:1	GERADOR DE PULSO				



- ① CONEXÃO DE ENTRADA
- ② VEDAÇÃO
- ③ CAIXA DE ALUMÍNIO
- ④ PLACA - DISTRIBUIDOR
- ⑤ PLACA INTERMEDIÁRIA

- ⑥ GERADOR DE PULSO
- ⑦ EIXO
- ⑧ CONEXÃO - DRENO
- ⑨ CONEXÃO - PRESSÃO
- ⑩ RETENTOR DO EIXO

DESEMI. COPIADO	DATA	NOME	VISTO	ASS.
			APROVADO	
ESCALA				Nº
1:1				TÍTULO DO DESENHO
				SUB-CONJUNTO: "GERADOR DE PULSO"



MATERIAL: ACRÍLICO

DESENHADO	DATA	NOME	VISTO	ASS.	
COPIADO			APROVADO		
ESCALA	TÍTULO DO DESENHO				Nº
1:2,5	CAPACITOR HIDRO-PNEUMÁTICO				

A P Ê N D I C E

A.5

EXPANSÃO EM SÉRIE DE FOURIER DAS CURVAS DE PRESSÃO

Utilizando um programa, que executa a transformada de *Fourier*, adaptada ao micro-computador HP-85, analisou-se algumas curvas de pressão:

A) Curva de pressão ventricular.

Foi feita uma análise na curva de pressão ventricular (fig. V.3) obtida por SPENCER³⁹. Os resultados estão listados abaixo ("A" são os coeficientes em cossenos e "B" são os coeficientes em senos).

A=	92.614	B=	0.000	C=	92.614
A=	-38.961	B=	42.654	C=	57.770
A=	-4.578	B=	-5.860	C=	7.436
A=	-3.214	B=	-5.266	C=	6.169
A=	2.283	B=	-1.118	C=	2.542
A=	1.296	B=	2.095	C=	2.463
A=	-1.670	B=	.068	C=	1.672
A=	-.770	B=	-.579	C=	.964
A=	.532	B=	.164	C=	.557
A=	-.317	B=	.117	C=	.338
A=	-.609	B=	-.198	C=	.641
A=	.120	B=	-.353	C=	.373

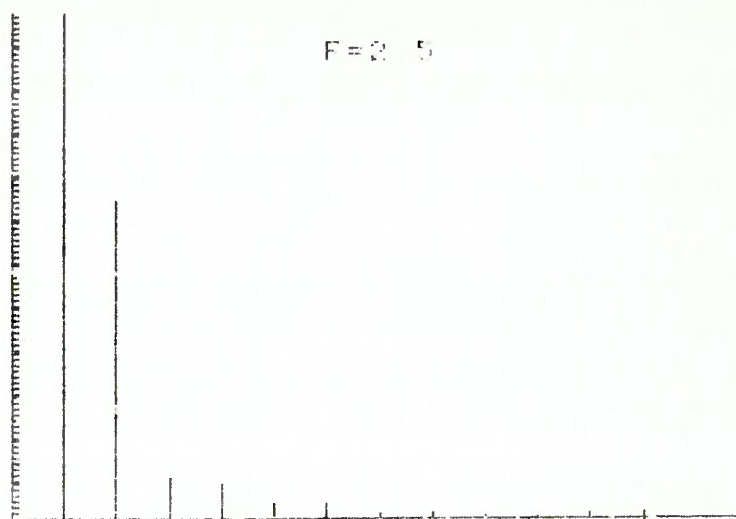


Fig. A. 5. 1 - Espectro da frequência da curva de pressão ventricular, registrada por SPENCER.

Pode-se observar que o quinto harmônico é ainda significativo. Este fato é confirmado através do traçado da curva de pressão ventricular reconstituída, utilizando cinco harmônicos:

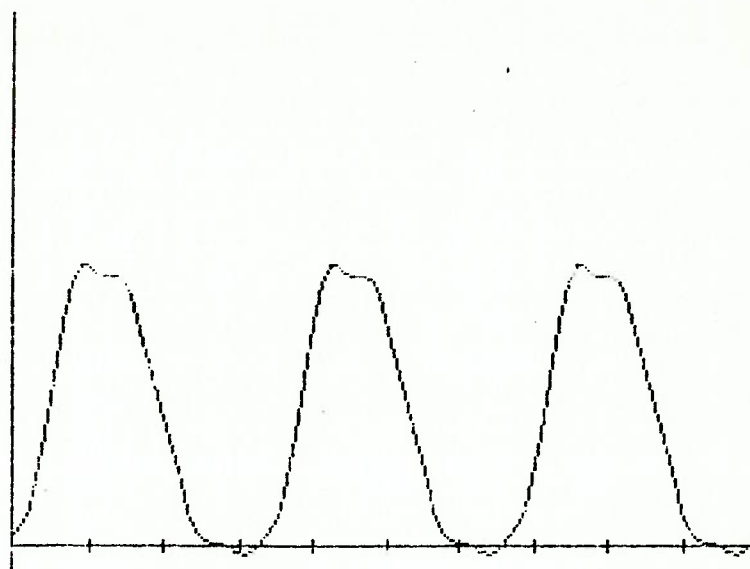


Fig. A. 5. 2 - Reconstituição da curva de pressão ventricular (5 harmônicos).

B) Pressão de excitação do sistema registrado nos ensaios (referente à fig. V. 7).

A pressão de excitação, nesse caso coincidente com a pressão à montante da prótese ensaiada, foi analisada e os coeficientes da série de *Fourier*, bem como o espectro de frequência correspondente (fig. A.5.3) são apresentados:

A=	224.295	B=	0.000	C=	224.295
A=	-75.366	B=	-1.403	C=	75.379
A=	-6.411	B=	-3.971	C=	9.302
A=	-7.352	B=	5.051	C=	8.920
A=	.916	B=	2.049	C=	2.245
A=	.574	B=	3.201	C=	3.252
A=	1.226	B=	.716	C=	1.420
A=	.732	B=	-.285	C=	.786
A=	1.098	B=	-.878	C=	1.406
A=	.246	B=	-.632	C=	.678
A=	-.280	B=	-.030	C=	.281

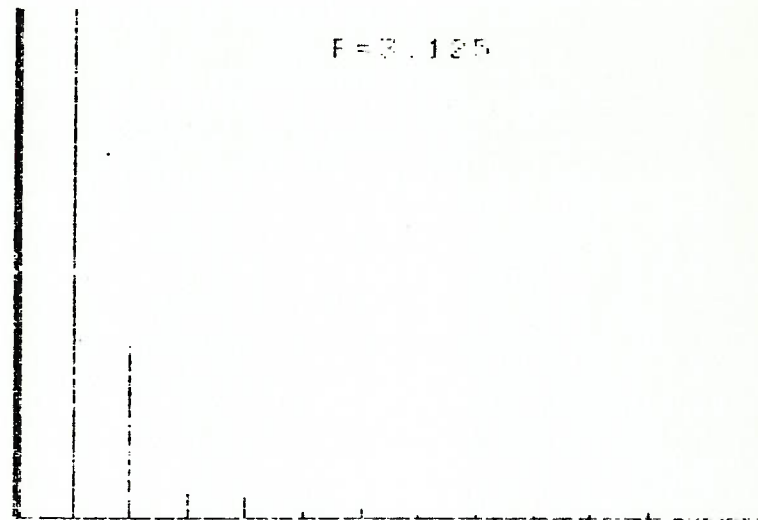


Fig. A. 5. 3 - Espectro de freqüência da curva de pressão de excitação (referente às curvas apresentadas na fig. V. 7).

Estes resultados mostram que o quinto harmônico é ainda significativo, fato este ilustrado pela fig. A. 5. 4.

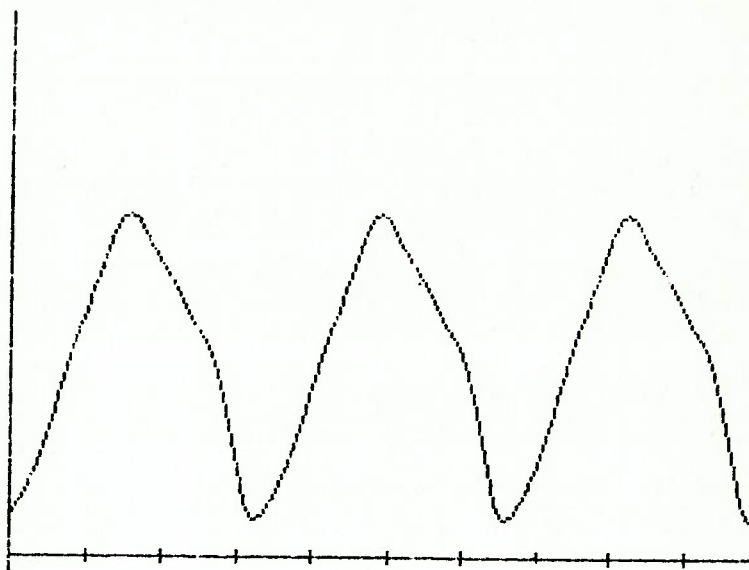


Fig. A. 5. 4 - Reconstituição da curva de pressão de excitação.

C) Pressão de excitação do sistema registrado nos ensaios (referente à fig. VI. 1).

A pressão de excitação referente às curvas registradas e apresentadas na fig. VI. 1 foram também analisadas e os resultados estão apresentadas a seguir:

A=	7.984	B=	0.000	C=	7.984
A=	-.079	B=	5.780	C=	5.781
A=	-1.847	B=	1.221	C=	2.214
A=	-.108	B=	-.352	C=	.368
A=	.281	B=	.206	C=	.349
A=	-.113	B=	.028	C=	.116
A=	.075	B=	-.106	C=	.130
A=	.081	B=	.005	C=	.081
A=	-.027	B=	-.006	C=	.028
A=	.081	B=	-.073	C=	.109
A=	.062	B=	.004	C=	.062
A=	-.017	B=	-.027	C=	.032

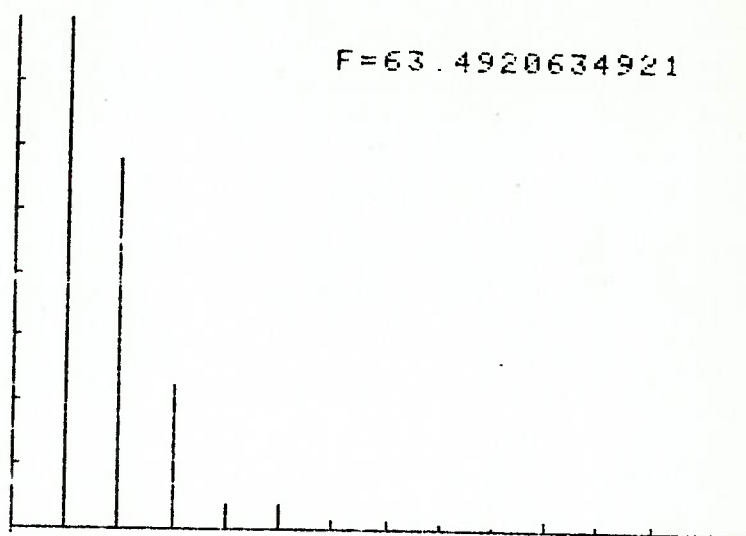


Fig. A. 5. 5 - Espectro de freqüência da curva de pressão de excitação (referente às curvas apresentadas na fig. VI. 1).

A reconstituição desta onda, com cinco harmônicos é apresentada na fig. A. 5. 6, mostrando que os primeiros cinco harmônicos representam bem esta função:

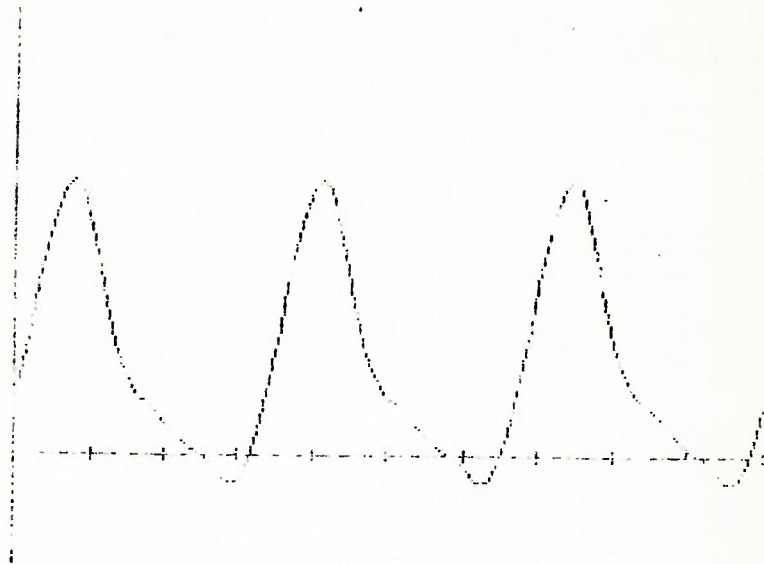


Fig. A. 5. 6 - Reconstituição da curva de pressão de excitação.

D) Programa "Análise de Fourier".

O programa utilizado para executar estas análises de Fourier é listada a seguir:

```

10 REM ***INCOR/CEPEB*****
20 REM CANDIDO/TATSUO/AKIRA
30 REM 28/11/1981
40 REM ***ANALISE DE FOURIER***
50 DIM X(20),K(20),F(200),J(20)
,L(20),G(20)
60 DIM A(50),B(50),C(50),R(53),
S(53),D(250),E(220)
70 FOR I=1 TO 53
80 R(I)=0 @ S(I)=0
90 NEXT I
100 GCLEAR @ CLEAR
110 DISP " - PROGRAMA ANALISE DE
FOURIER -"
120 DISP "DADOS NOVOS OU VELHOS?
N/V - ";@ INPUT V1$
130 IF V1$="N" THEN 210
140 REM ***LEITURA DE DADOS***
150 DISP "NOME DO ARQUIVO PARA L
ER DADOS";@ INPUT R1$@ ASSIG
N# 1 TO R1$ @ READ# 1,1
160 FOR I=1 TO 53
170 READ# 1 : R(I),S(I)
180 NEXT I
190 ASSIGN# 1 TO * @ P=R(52) @ D
=S(52) @ T=R(53) @ GOTO 390
200 REM *****AMOSTRAGEM DA CURVA
*
210 DISP "PROGRAMA ANALISE DE FO
URIER"
220 DISP "QUANTAS AMOSTRAS?--MAX
IMO=50";@ INPUT P
230 DISP "QUAL O PERIODO";@ INPU
T T @ D=T/P/4 @ I=0
240 I=0
250 FOR I=1 TO P
260 DISP "I=";I;" X.Y";
270 INPUT R(I),S(I)
280 NEXT I
290 R(52)=P @ S(52)=D @ R(53)=T
@ S(53)=0
300 DISP "DESEJA GUARDAR OS DADO
S? S/N";@ INPUT L1$@ IF L1$=
"N" THEN 380
310 DISP "NOME DO ARQUIVO PARA A
RMAZENAR";@ INPUT L1$@ CREAT
E L1$,4
320 REM ***MANUSEIO DOS DADOS PA
RA ARMAZENAR*****
****
330 ASSIGN# 1 IO L1$
340 FOR I=1 TO 53
350 PRINT# 1 : R(I),S(I)
360 NEXT I
370 ASSIGN# 1 TO *
380 REM ***INICIO DA INTERPOLACA
O
390 FOR I=1 TO 200
400 E(I)=0
410 NEXT I

```

```

420 E(I)=S(I) @ I1=1 @ K1=0
430 FOR I=2 TO P
440 IF R(I)<K1 THEN 490
450 I1=I1+1
460 E(I1)=S(I-1)+(S(I)-S(I-1))/((
R(I)-R(I-1))*(K1-R(I-1)))
470 K1=K1+D
480 I=I-1
490 NEXT I
500 REM ***INICIO DO CALCULO DOS
COEFICIENTES DE FOURIER***
***
510 DISP "N. DE COEFICIENTES(MAX
50)"; @ INPUT M1
520 DISP "FAVOR AGUARDAR!"
530 M1=M1+1
540 K=0
550 FOR N=1 TO M1
560 A(N)=0 @ B(N)=0 @ I=0
570 FOR X=0 TO T STEP D
580 I=I+1
590 IF E(I)=0 THEN 620
600 A(N)=A(N)+E(I)*D*COS(2*(N-1)
*PI*X/T)
610 B(N)=B(N)+E(I)*D*SIN(2*(N-1)
*PI*X/T)
620 NEXT X
630 A(N)=2*A(N)/T
640 B(N)=2*B(N)/T
650 C(N)=SQR(A(N)*A(N)+B(N)*B(N)
)
660 IF C(N)<=K THEN 690
670 K=C(N)
680 BEEP
690 NEXT N
700 CLEAR
710 DISP "ESPECTRO FOURIER=CONT"
720 PAUSE
730 SCALE 0,M1+2,-(K/10),K
740 F=1/T
750 MOVE M1/2,K*.9
760 LABEL "F="&VAL$(F)
770 XAXIS 0,M1 @ YAXIS 0,1,0,K
780 MOVE 0,0
790 FOR N=1 TO M1
800 MOVE N,0
810 IDRAW 0,C(N)
820 NEXT N
830 PENUP
840 MOVE 0,-(K/13) @ LABEL "APER
TE CONT PARA PROSSEGUIR" @ P
ENUP
850 PAUSE
860 REM ***IMPRESSAO DOS COEFICI
ENTES DE FOURIER*****
**
870 ALPHA
890 DISP "QUER COEFICIENTES?S/N"
; @ INPUT G$ @ IF G$="S" THEN
900

```



```

890 GOTO 940
900 FOR N=1 TO M1
910 PRINT USING 920 ; A(N),B(N),
    C(N)
920 IMAGE "A=",40.30,1X,"B=",40.
    30,1X,"C=",40.30
930 NEXT N
940 GCLEAR @ ALPHA
950 DISP "QUER GRAFICO DA FUNCAO
    ? S/N" @ INPUT G$ @ IF G$="N"
    THEN 1130
960 J=0 @ H=0 @ P=R(52) @ GRAPH
970 FOR I=1 TO P*4
980 IF J>=E(I) THEN 1000
990 J=E(I)
1000 IF H<=E(I) THEN 1020
1010 H=E(I)
1020 NEXT I
1030 O1=J-H
1040 SCALE 0.4*P,-(O1*1.2),O1*1.
    2
1050 XAXIS 0.4*P/7.5 @ YAXIS 0
1060 FOR X=0 TO P*4-1
1070 PLOT X,E(X+1)
1080 NEXT X
1090 MOVE 0,-((J-H)/2) @ LABEL "
    APERTE CONT PARA CONTINUAR"
1100 PENUP
1110 PAUSE
1120 GCLEAR @ ALPHA
1130 DISP "GRAFICOS SENOIDAIS=CO
    NT,1140" @ PAUSE
1140 GRAPH
1150 FOR K=2 TO M1
1160 A1=0
1170 FOR J=0 TO T STEP D
1180 A1=A1+1 @ D(A1)=0
1190 FOR I=1 TO K
1200 D(A1)=D(A1)+A(I)*COS((I-1)*
    PI*J*2/T)+B(I)*SIN((I-1)*PI
    *2*J/T)
1210 NEXT I
1220 NEXT J
1230 SCALE 0,T,-(O1*1.2),O1*1.2
1240 XAXIS 0 @ YAXIS 0
1250 A1=0
1260 FOR I4=0 TO T STEP D
1270 A1=A1+1
1280 PLOT I4,D(A1)-A(1)/2
1290 NEXT I4
1300 PENUP
1310 NEXT K
1320 BEEP @ BEEP 80,100 @ BEEP 1
    20,100
1330 STOP

```

A P Ê N D I C E

A. 6

TESTE DINÂMICO DO SISTEMA TRANSDUTOR – TUBOS DE LIGAÇÃO

Foi utilizado um gerador regulável de onda de pressão (*Multi-function Pressure Generator*), modelo WGA-200 da *Millar Instruments Inc.*, USA., para verificar a resposta dinâmica dos sistemas transdutores - tubos de ligação (*cateter*). Um transdutor da *Millar Instruments Inc.* (de cristal piezoelétrico) foi adotado como transdutor padrão devido a sua confiabilidade (resposta plana até aproximadamente 1 KHz).

Os ensaios foram realizados com ondas senoidal de pressão, detectando a ressonância e medindo a frequência e a amplitude da medida da pressão nesta situação. O resultado foi analisado utilizando um programa para cálculo de frequência de oscilação própria e o fator de amortecimento do sistema (a validade deste método será apresentado num trabalho ainda não publicado).

Os resultados dos ensaios executados com uma solução de água - glicerina (60% em peso) podem ser verificados a seguir:

A.6.1 - Transdutor HP nº 2* com tubo de ligação de PVC.

O tubo de ligação utilizado tinha 400 mm de comprimento e 2 mm de diâmetro (aproximadamente).

Foram feitos dois ensaios em dias diferentes, ambos executados com o máximo cuidado (visualmente não havia bolhas de ar na linha e nenhuma restrição ao escoamento nos tubos e conexões).

* o número do transdutor é uma numeração interna da Divisão de Bioengenharia.

Os dois ensaios apresentaram resultados bastantes diferentes:

A) Ensaio nº 1

Este ensaio "não" foi registrado com fotografias porque as máquinas fotográficas não estavam disponíveis, porém as amplitudes e a frequência de ressonância foram anotadas:

- frequência de ressonância: 58,1 Hz;
- amplitude de referência: 40 mmHg;
- amplitude medida pelo transdutor nº 2: 137 mmHg.

ENSAIO ONDAS SENOIDAIS

VALORES LIDOS:
 Massa do tubo = 200.00E-005
 Massa do tubo = 400.00E-003
 RESULTADOS:
 Fator de amortecimento = .147
 Frequencia natural = 59.40Hz
 Frequencia amortecida = 58.75Hz

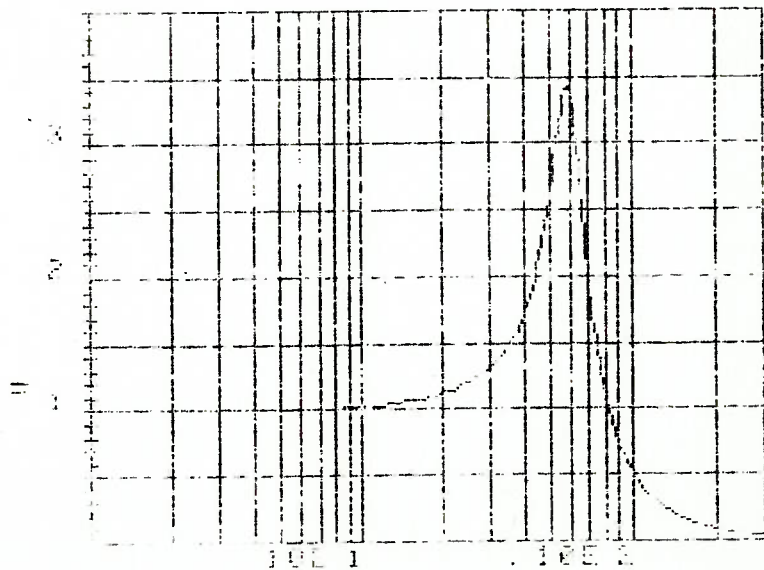


Fig. A. 6. 1 - Gráfico: Amplitude relativa versus frequência para o transdutor nº 2 - caso nº 1.

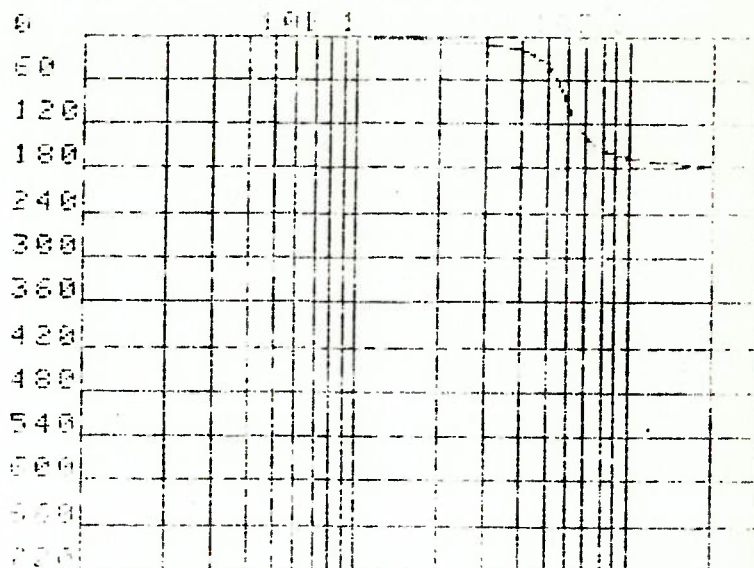


Fig. A. 6. 2 - Gráfico: Ângulo de fase *versus* frequência para o transdutor nº 2 - caso nº 1.

B) Ensaio nº 2

Neste caso, o ensaio foi registrado e a fotografia ilustrada na fig. A. 6. 3 fornece o resultado:

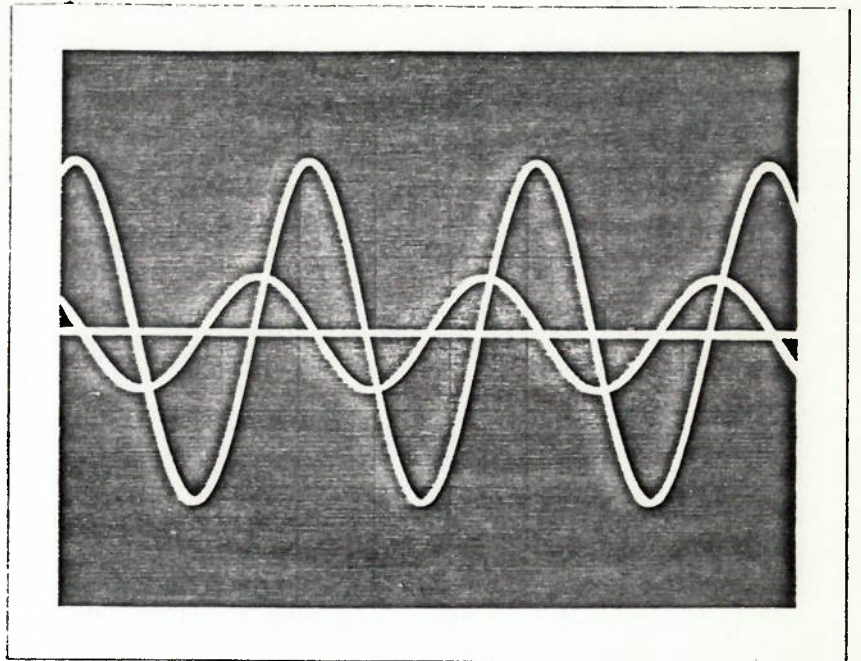


Fig. A. 6. 3 - Resultado do ensaio com o transdutor nº 2 - caso nº 2. (varredura: 5 ms/divisão; amplitude: 25mmHg/divisão) (frequência: 73,5 Hz).

A análise da fig. A. 6. 3 forneceu os seguintes resultados:

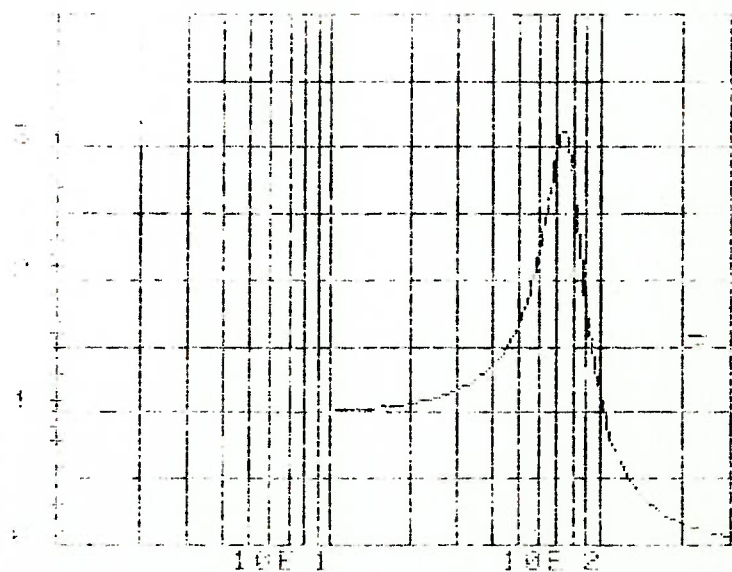


Fig. A. 6. 4 - Amplitude relativa versus frequência para o transdutor nº 2 - Caso 2.

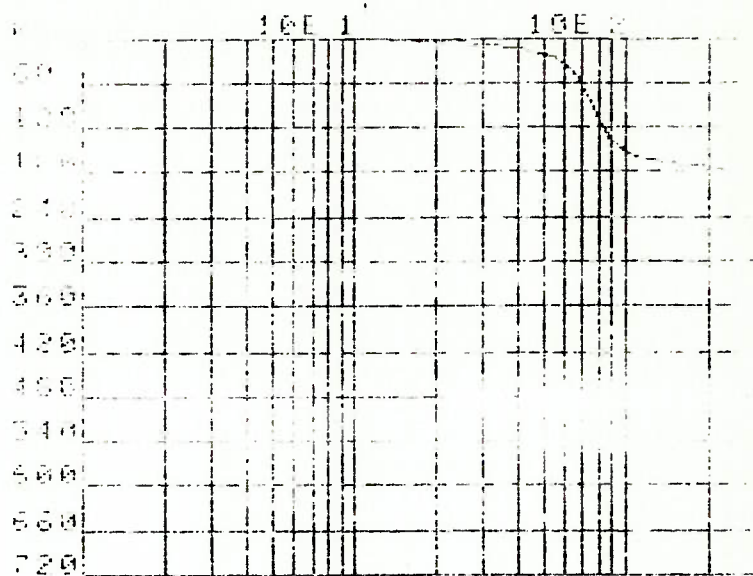


Fig. A. 6. 5 - Gráfico: Ângulo de fase *versus* frequência para o transdutor nº 2 - caso nº 2.

A. 6. 2 - Transdutor HP nº 3, com tubo de ligação de PVC.

Este transdutor foi também ensaiado em dois dias diferentes, utilizando um tubo de ligação de 400 mm de comprimento e 2 mm de diâmetro. Observou-se também uma grande variação na frequência de ressonância apesar dos cuidados tomados.

A) Ensaio nº 1

O resultado do ensaio, não fotografado foi a seguinte:

- frequência de ressonância : 57,8 Hz;
- amplitude de referência : 36,3 mmHg;
- amplitude medida no transdutor nº 3: 122,5 mmHg.

A análise deste resultado forneceu:

ENSAIO ONDRAS 50 110-150

VALORES LIDOS:

Diam. int. tubo = 200 00E-005

Compr. tubo = 400 00E-003

RESULTADOS:

Fator de amortecimento = .150

Frequencia natural = 59.14Hz

Frequencia amortecida = 58.47Hz

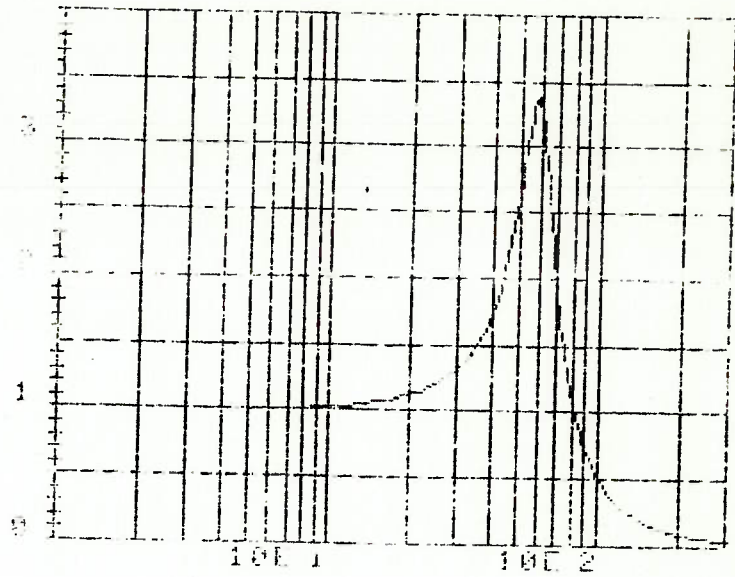


Fig. A. 6. 6 - Amplitude relativa *versus* freqüência para o transdutor nº 3 - caso nº 1.

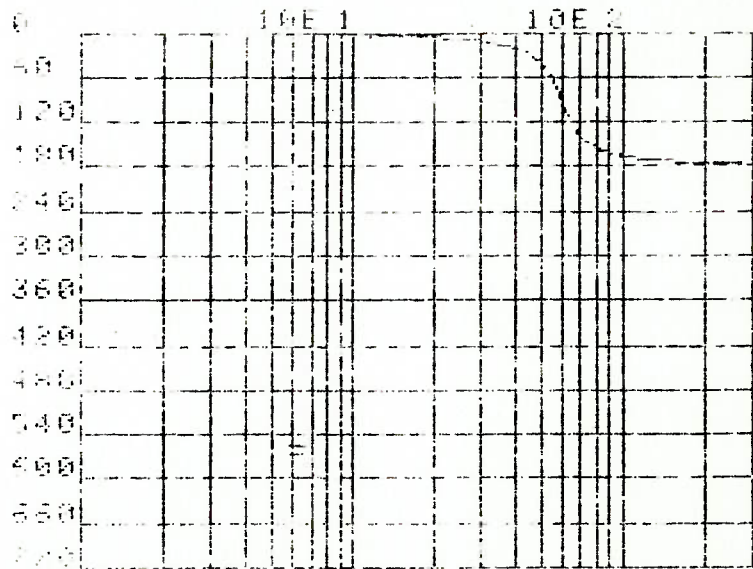


Fig. A. 6. 7 - Ângulo de fase *versus* freqüência para o transdutor nº 3 - caso nº 1.

B) Ensaio nº 2

Este ensaio foi registrado em fotografia apresentada na fig.

A. 6.8.

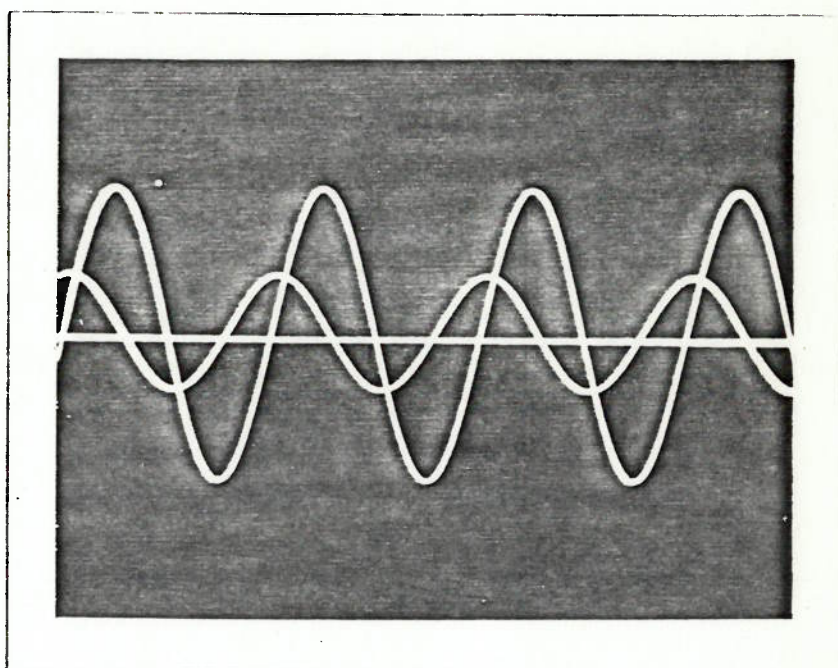


Fig. A. 6. 8 - Resultado do ensaio nº 2, com o transdutor nº3.

A análise deste ensaio forneceu os seguintes resultados:

ENSERIO 01045 22-01-81

VALORES LIDOS:
 Diam. int. tubo=200 00E-005
 Compr. tubo.=400 00E-003
 RESULTADOS:
 Fator de amortecimento = 204
 Frequência natural = 77 00Hz
 Frequência amortecida = 75 40Hz

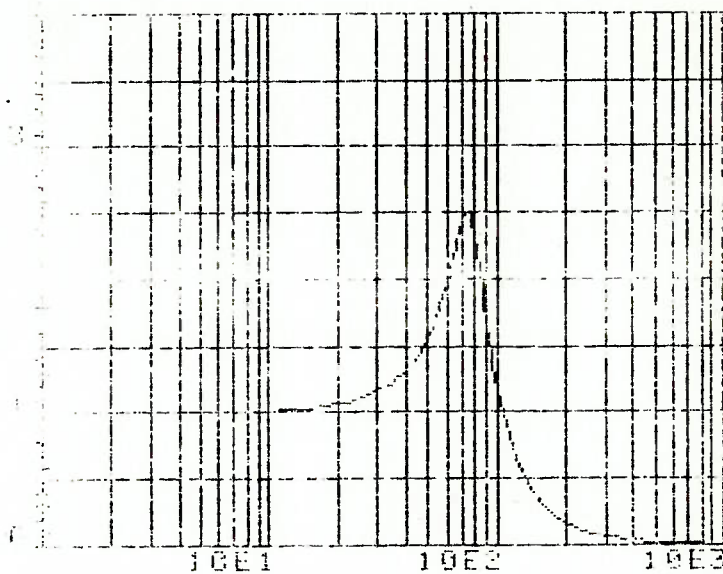


Fig. A. 6. 9 - Amplitude relativa *versus* frequência para o en saio nº 2, com o transdutor nº 3.

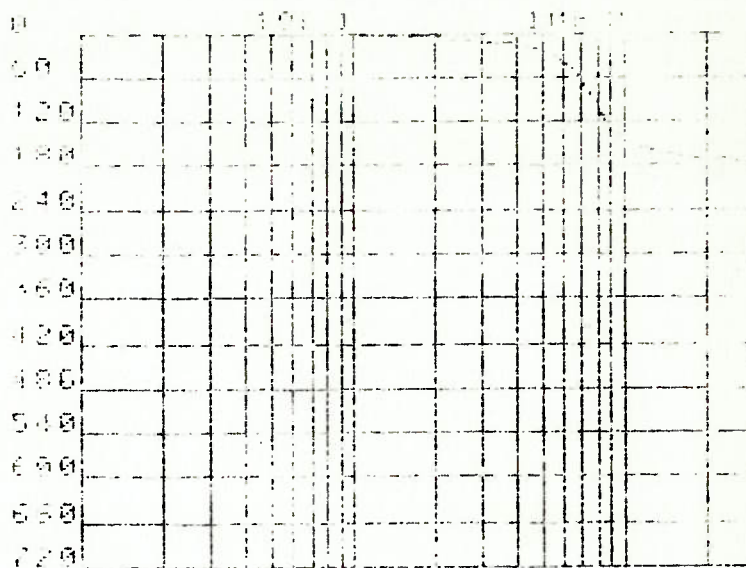


Fig. A. 6. 10 - Ângulo de fase *versus* frequência para o ensaio, com o transdutor nº 3 - caso nº 2.

A.6.3 - Conclusão dos Ensaio.

Dois ensaios feitos com os sistemas transdutor-tubos de ligação concluiu-se (figs. A.6.1, A.6.2, A.6.4, A.6.5, A.6.6, A.6.7, A.6.9 e A.6.10) que fatores de difícil controle alteram a resposta dinâmica, mudando significativamente a frequência de ressonância (em até 20 Hz, ou seja, em 25%). Uma provável causa para a deterioração na resposta dinâmica pode ser a existência de micro-bolhas (não visíveis) na linha que aumentam a capacitância do sistema transdutor-tubo de ligação.

Dos resultados obtidos, pode-se afirmar que estes sistemas de medição de pressão podem ser utilizados com segurança até 15 Hz (resposta plana) (admitindo uma frequência de corte em + 3 dB, pode-se chegar até 35 Hz).

Em vista dos resultados, limitou-se a frequência de pulsação nos ensaios do duplicador de pulso em 180 cpm (3 Hz), pois, conforme foi visto no Apêndice A.5, o quinto harmônico da curva de pressão ventricular (a ser medida) é significativo e, ainda, a resposta em frequência do sistema de medida de pressão pode deteriorar ainda mais caso haja ocorrência de bolhas de ar nos tubos de ligação (o que pode ocorrer, pois a solução glicerina-água utilizada no equipamento duplicador de pulso carrega consigo micro-bolhas de ar produzidas por agitação do fluido).

A. 6.4 - Listagem do programa.

A listagem do programa utilizado estas análises é listado a seguir:


```

110 CLEAR
120 DIM D(15)
130 DISP "SISTEMA CATETER+TRANSO
UTOP" @ DISP "UNIDADES SIST.
(S I)" @ DISP "FLUIDO AGUA"
@ M=1000
140 DISP "GEOMETRIA DO TUBO:" @
DISP "DIAMETRO INTERNO=" @ I
NPUT D @ DISP "COMPRIMENTO="
@ INPUT L
150 L1=4*M*L/PI/D/D
160 DISP "OPCAO DE ENSAIO:" @ DI
SP "ONDAS QUADRADAS (K=1)" @
DISP "ONDAS SENOIDAIS (K=2)
"
170 Q=0
180 INPUT K
190 ON K GOSUB 300,410
200 IF Q=1 THEN 270
210 DISP @ DISP @ DISP
220 DISP "DESEJA OUTRO ENSAIO?(N
AO=0)" @ INPUT Q
230 IF Q#0 THEN 250
240 GOTO 270
250 IF K=1 THEN K=2 ELSE K=1
260 Q=1 @ GOTO 190
270 DISP "DESEJA TRACAR OS GRAFI
COS?(NAO=0)" @ INPUT Q
280 IF Q#0 THEN 590
290 STOP
300 DISP "ENSAIO ONDAS QUADRADAS
" @ DISP @ DISP "DADOS" @ DI
SP "No DE PERIODOS" @ INPUT
N1
310 DISP "1a AMPLITUDE=" @ INPUT
X0 @ DISP "2a AMPLITUDE=" @
INPUT X1
320 DISP "PERIODO DE OSCILACAO="
@ INPUT T
330 D1=LOG(X0/X1)/N1 @ Z=D1/SQR(
4*PI*PI+D1*D1) @ W1=2*PI/T
340 W=W1/SQR(ABS(1-Z*Z)) @ L1=4*
M*L/PI/D/D @ C1=1/L1/W/W @ R
1=2*L1*Z*W
350 CLEAR @ DISP " ENSAIO OND
AS QUADPADAS: " @ DISP
360 DISP USING 1670 @ DISP USING
1680 N1 @ DISP USING 1690
; X0 @ DISP USING 1700 ; X1
@ DISP USING 1710 ; T
370 DISP USING 1720 ; Q @ DISP U
SING 1730 ; L @ DISP USING 1
740
380 DISP USING 1750 ; Z @ DISP U
SING 1760 ; W*2*PI @ DISP US
ING 1770 ; W1*2/PI
390 DISP USING 1780 ; R1 @ DISP
USING 1790 ; C1 @ DISP USING
1800 ; L1

```

```

400 RETURN
410 DISP "ENSAIO ONDAS SENOIDAIS
" @ DEG
420 DIM F(50),A(50),T(50)
430 DISP "NUMERO DE PONTOS N=?"
@ INPUT N
440 REM #ENTRADA DE DADOS#
450 DISP "AMPLITUDE DE REFERENCI
A=?" @ INPUT A2
460 FOR I=1 TO N
470 DISP "F(°):";" ":"A(°):";
" ":"T(°):";" @ INPUT F(I),
A(I),T(I)@ T(I)=360*(I)/N*(I)
480 A(I)=A(I)/A2
490 NEXT I
500 DISP "FREQ. RESSONANCIA=?" @
INPUT F1@ DISP "AMPLITUDE DE
RESSONANCIA=?" @ INPUT A1@
M1=2*PI#F1
510 A1=A1/A2
520 Z=SOR((1-SOR(1-1/A1^2))/2) @
W2=M1/SOR(1-2*Z^2) @ C2=1/L
1/W2/W2 @ R2=2*Z*SOR(L1/C2)
530 W3=W2*SOR(1-2*Z^2)
540 CLEAR @ DISP @ DISP @ DISP @
DISP " ENSAIO ONDAS SEND
ID AIS: " @ DISP @ DISP
550 DISP USING 1670 @ DISP USING
1720 ; Q @ DISP USING 1730
; L @ DISP USING 1740 @ DISP
USING 1750 ; Z
560 DISP USING 1760 ; W2/2/PI @
DISP USING 1770 ; W3/2/PI @
DISP USING 1780 ; R2 @ DISP
USING 1790 ; C2
570 DISP USING 1800 ; L1
580 RETURN
590 DISP "DIAGRAMA DE BODE"
600 DISP "OPCOES: FREQ X AMPL
="
610 DISP " FREQ X AMPL .85
=2"
620 DISP " FREQ X FASE
=3"
630 INPUT Y
640 ON Y GOSUB 840,870,900
650 WAIT 500
660 DISP "OPCAO DE ENTRADA"
670 Z=0
680 DISP "A PARTIR DE:PLC(SEN)=1
,PONTOS=2,PLC(QUADRADO)=3"
690 INPUT P
700 ON P GOSUB 1210,1510,1200
710 WAIT 2000
720 IF Z=2 THEN 790
730 DISP "NOVA OPCAO DE ENTRADA"
NAO=0"
740 INPUT I
750 IF I=0 THEN 790

```

```

750 Z=Z+1
770 GOTO 680
780 DISP "DESEJA COLOCAR OS PONT
DS(NAO=0)" @ INPUT I
790 IF I#0 THEN 1810
800 DISP "NOVO DIAGRAMA? NAO=0"
810 INPUT I
820 IF I#0 THEN 590
830 GRAPH @ STOP
840 D(1)=-.25 @ D(2)=-.2 @ D(3)=
4 @ D(4)=0 @ D(5)=4 @ D(6)=.
5 @ D(7)=.1 @ D(8)=0 @ D(9)=
4
850 D(10)=0 @ D(11)=4 @ D(12)=-.
2 @ D(13)=-.2 @ D(14)=0 @ D(
15)=4 @ D(16)=1 @ D(17)=- 15
@ D(18)=1
860 GOTO 920
870 D(1)=-.25 @ D(2)=-13 @ D(3)=
12 @ D(4)=-12 @ D(5)=12 @ D(
6)=2 @ D(7)=.5 @ D(8)=-12 @
D(9)=12
880 D(10)=-12 @ D(11)=12 @ D(12)
=-12 @ D(13)=-13 @ D(14)=-10
@ D(15)=10 @ D(16)=5 @ D(17
)=-.25 @ D(18)=1
890 GOTO 920
900 D(1)=-.25 @ D(2)=-720 @ D(3)
=30 @ D(4)=0 @ D(5)=-720 @ D
(6)=-60 @ D(7)=0 @ D(8)=0 @
D(9)=-720 @ D(10)=0
910 D(11)=-720 @ D(12)=2 @ D(13)
=2 @ D(14)=-720 @ D(15)=0 @
D(16)=60 @ D(17)=-.25 @ D(18
)=-1
920 GCLEAR
930 SCALE D(1),2.5,D(2),D(3)
940 XAXIS 0,0,0,2.49
950 FOR I=D(4) TO D(5) STEP D(6)
960 MOVE 0,I
970 DRAW 2.49,I
980 NEXT I
990 YAXIS 0,D(7),D(8),D(9)
1000 FOR S=0 TO 2
1010 FOR I=1 TO 10
1020 MOVE LGT(I)+S,D(10)
1030 DRAW LGT(I)+S,D(11)
1040 PENUP
1050 NEXT I
1060 NEXT S
1070 REM #ROTULOS NO EIXO X#
1080 FOR I=1 TO 2
1090 MOVE I-.35,D(12)
1100 LABEL "10E"
1110 MOVE I-.05,D(13)
1120 LABEL VAL#(I)
1130 NEXT I
1140 REM #ROTULOS NO EIXO Y#
1150 FOR I=D(14) TO D(15) STEP D
(16)

```

```

1160 MOVE D(17):I
1170 LABEL VAL*(D(18)*I)
1180 NEXT I
1190 RETURN
1200 R=R1 @ C=C1 @ L=L1 @ GOTO 1
      220
1210 R=R2 @ C=C2 @ L=L1
1220 ON Y GOSUB 1240,1320,1410
1230 RETURN
1240 PENUP
1250 FOR S=0 TO 2
1260 FOR F=10^S TO 10^(S+1) STEP
      10^S/10
1270 W=2*PI*F
1280 PLOT LGT(F),1/SQR((1-W*W*L*
      C)^2+(W*R*C)^2)
1290 NEXT F
1300 NEXT S
1310 RETURN
1320 PENUP
1330 FOR S=0 TO 2
1340 FOR F=10^S TO 10^(S+1) STEP
      10^S/10
1350 W=2*PI*F @ G=20*LGT(1/SQR((
      1-W*W*L*C)^2+(W*R*C)^2))
1360 IF G<-12 THEN 1400
1370 PLOT LGT(F),20*LGT(1/SQR((1
      -W*W*L*C)^2+(W*R*C)^2))
1380 NEXT F
1390 NEXT S
1400 RETURN
1410 PENUP
1420 FOR S=0 TO 2
1430 FOR F=10^S TO 10^(S+1) STEP
      10^S/10
1440 W=2*PI*F
1450 J=ATN(W*R*C/(W*W*L*C-1))
1460 IF J>0 THEN J=-180+J
1470 PLOT LGT(F),J
1480 NEXT F
1490 NEXT S
1500 RETURN
1510 ON Y GOTO 1520,1570,1620
1520 PENUP
1530 FOR I=1 TO N
1540 PLOT LGT(F(I)),A(I)
1550 NEXT I
1560 RETURN
1570 PENUP
1580 FOR I=1 TO N
1590 PLOT LGT(F(I)),20*LGT(A(I))
1600 NEXT I
1610 RETURN
1620 PENUP
1630 FOR I=1 TO N
1640 PLOT LGT(F(I)),T(I)
1650 NEXT I
1660 RETURN
1670 IMAGE "VALORES LIDOS:"
1680 IMAGE "No. Amplitude=",DD

```

```

1690 IMAGE "1a.Amelitude=",000.0
      0
1700 IMAGE "Na.Amelitude=",000.0
      0
1710 IMAGE "Periodo.....=",000.0
      0E
1720 IMAGE "Diam.int.tubo=",000.
      00E
1730 IMAGE "Compr./tubo.=",000.
      00E
1740 IMAGE "RESULTADOS:"
1750 IMAGE "Fator de amortecimen
      to=",30.000
1760 IMAGE "Frequencia natural...
      ..=",000.00,"Hz"
1770 IMAGE "Frequencia amortecid
      a.=",000.00,"Hz"
1780 IMAGE "          F=",0.000E
1790 IMAGE "          C=",0.000E
1800 IMAGE "          L=",0.000E
1810 REM #COLOCACAO DE PONTOS#
1820 DISP "NUMERO DE PONTOS=" @
      INPUT N1
1830 ON Y GOSUB 1850,1900,1950
1840 GOTO 800
1850 FOR I=1 TO N1
1860 MOVE LGT(F(I)),A(I)
1870 IMOVE -(3/100),4/100 @ IDRA
      W 3/50,-(4/50) @ IMOVE -(3/
      50),0 @ IDRAW 3/50,4/50
1880 NEXT I
1890 RETURN
1900 FOR I=1 TO N1
1910 MOVE LGT(F(I)),20*LGT(A(I))
1920 IMOVE -(3/100),24/100 @ IDR
      AW 3/50,-(24/50) @ IMOVE -(
      3/50),0 @ IDRAW 3/50,24/50
1930 NEXT I
1940 RETURN
1950 FOR I=1 TO N1
1960 MOVE LGT(F(I)),T(I)
1970 IMOVE -(3/100),360/100 @ ID
      RAW 3/50,-(360/50) @ IMOVE
      -(3/50),0 @ IDRAW 3/50,360/
      50
1980 NEXT I
1990 RETURN

```


APÊNDICE A. 7

FUNDAMENTOS DA TÉCNICA DE "BOND-GRAPH" *

A técnica de *Bond-Graph*, inventada pelo Professor Henry Paynter^{**}, no ano de 1950 e divulgada pelos Professores Karnopp e Rosenberg^{***} é uma ferramenta eficaz para modelagem de sistemas dinâmicos de várias entradas (e saídas) de energia.

A estrutura do *bond-graph* é caracterizada por linhas e junções através das quais a potência instantânea é propagada. A direção (positiva) de propagação da potência é indicada através de "meia flecha \rightarrow ".

Os elementos e estruturas básicas do *bond-graph* são apresentados nas fig. A.7.1 até A.7.7. Por convenção, a potência é determinada pelo produto de uma variável "e" (esforço generalizado) e uma variável "f" (vazão generalizada).

Define-se também duas variáveis adicionais:

$$\text{impulso generalizado: } p = \int_0^t e(v) dv$$

$$\text{deslocamento generalizado: } q = \int_0^t f(v) dv$$

* Baseado parcialmente, no artigo de MARGOLIS, D.L. & TABRILI, M. Acoustic Modeling of Lung Dynamics Using Bond-Graphs. *Trans. ASME - J. Biomechanics* 105:84-91, fev., 1983.

** PAYNTER, H.M. *Analysis and Design of Engineering Systems*. M.I.T, Press, Cambridge, Massachusetts, 1960.

*** KARNOPP, D.C. & ROSENBERG, R.C. *System Dynamics : A Unified Approach*. New York, John Wiley & Sons, 1975.

Estas quatro variáveis "e", "f", "p" e "q" formam, juntamente com as variáveis de entrada conhecidas, o conjunto de variáveis necessárias para escrever as equações de estado.

$$\frac{e}{f} \text{ C}$$

(a)

$$\frac{e}{f} \text{ L}$$

(b)

$$\frac{e}{f} \text{ R}$$

(c)

Fig. A.7.1 - Representação através do *bond-graph* de elementos de uma entrada (a): capacitância; (b): inércia; (c): resistência.

Na fig. A.7.1 (a) encontra-se a representação de uma capacitância. A sua causalidade pode assumir duas formas de causalidade:

$$\text{causalidade integral} \quad : \quad e = \int_0^t C^{-1} f \, d\tau \quad \text{C} \text{ ———|}$$

$$\text{causalidade diferencial} \quad : \quad f = \frac{d}{dt} (Ce) \quad \text{C} \text{ | ———}$$

Indica-se a causalidade dos elementos através de barra colocada na extremidade da linha. A barra indica o sentido da variável "e". Na causalidade integral da capacitância observa-se que "entra" a vazão "f" na capacitância e "sai" o esforço "e" do mesmo elemento.

A energia acumulada na capacitância é dada por:

$$E = \int_0^t e \cdot f \cdot d\tau \quad \text{Visto que: } f(v) \, dv = dq \quad \text{e, observando}$$

a causalidade da capacitância, pode-se escrever que:

$$E = \int_0^f e \cdot f \cdot d\tau = \int_{q_0}^q \theta_r(q) \, dq$$

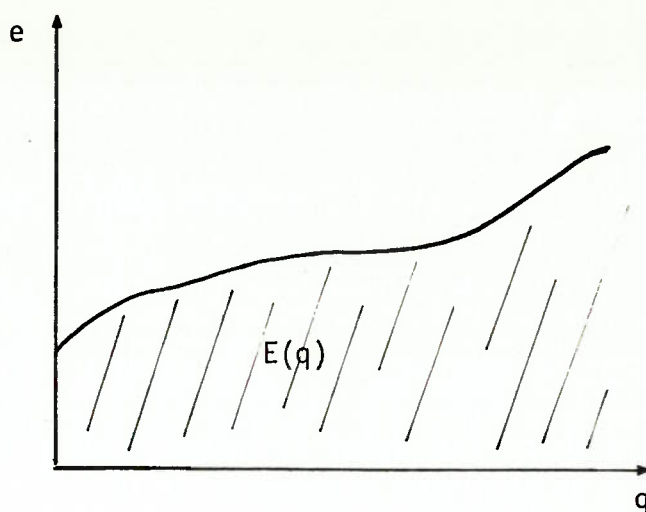


Fig. A.7.2 - Energia acumulada na capacitância

A energia acumulada na capacitância "C" é dada pela área abaixo da curva da lei da capacitância. Entre os elementos que têm característica de capacitâncias pode se mencionar as molas (linear e torsional), capacitores elétricos ideais, capacitores hidráulicos etc.

Na fig. A.7.1 (b) tem-se o elemento chamado genericamente de inercância. É um elemento "dual" da capacitância. A causalidade é dada por:

$$\text{causalidade integral: } f = \int_0^t L^{-1} e \, d\tau \quad L \text{ ———}$$

$$\text{causalidade diferencial: } e = \frac{d}{dt} (Lf) \quad L \text{ ———}$$

$$\text{e a energia nela acumulada é dada por: } E = \int_0^t e f \, d\tau = \int_{p_0}^p \theta_L(p) \, dp$$

Os elementos "do tipo inercância" incluem a massa, indutores elétricos ideais e a inercância fluida:

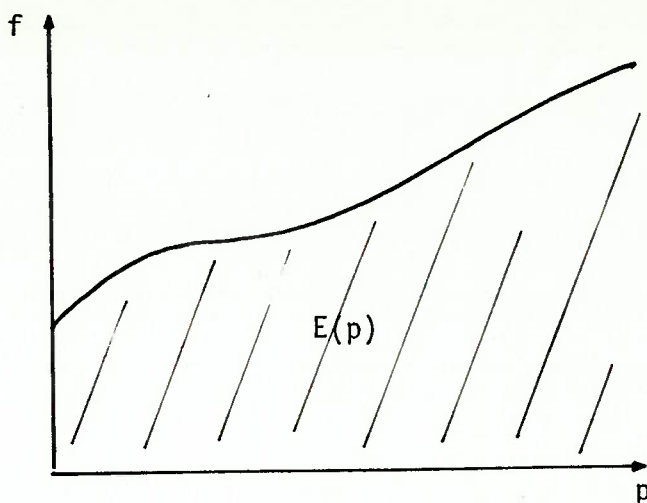


Fig. A.7.3 - Energia acumulada na inércia-

A energia nos sistemas são dissipadas através de elementos chamados de resistências (fig. A.7.1 (c)). São elementos que não armazenam energia caracterizadas por relações estáticas entre esforço e vazão.

$$e = \theta_R (f)$$

São exemplos de resistências, as resistências elétricas, amortecedores mecânicos e orifícios de escoamento fluido.

Os elementos R, L e C formam o conjunto básico de elementos necessários para modelar um grande número de sistemas dinâmicos.

A estrutura interna do *bond-graph* faz as conexões entre os elementos R, L e C. São as junções 0 (zero) e 1 (um) e os transformadores.

A junção 0 (zero) conserva a energia e impõe que todos os esforços generalizados "e" tenham o mesmo valor. A causalidade para junção zero é a própria lei de Kirchhoff para corrente:

$$e_1 = e_2 = e_3$$

$$f_1 = f_2 + f_3$$

$$e_1 f_1 = e_2 f_2 + e_3 f_3$$

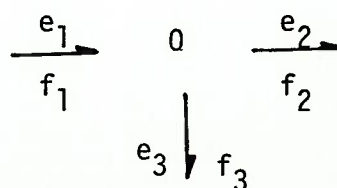


Fig. A.7.4 - Junção "0".

A junção "um" (1) é uma junção que impõe um valor comum de vazão generalizada "f" em todas as linhas nela ligadas. Corresponde à lei de Kirchoff para tensão:

$$f_1 = f_2 = f_3$$

$$e_1 = e_2 + e_3$$

$$e_1 f_1 = e_2 f_2 + e_3 f_3$$

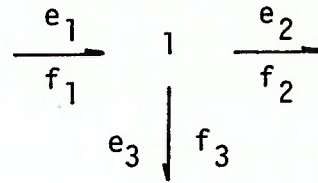


Fig. A.7.5 - A junção "1"

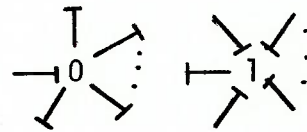


Fig. A.7.6 - Causalidade para junção "0" e "1"

A junção "0" admite apenas uma linha com "esforço entrando" na junção enquanto que a junção "1" admite apenas uma linha com "vazão entrando" na junção (fig. A.7.6).

Os transformadores ideais são também elementos que fazem parte da estrutura interna do *bond-graph*. São elementos que conservam energia, Podem ser classificados em transformadores diretos (*Transformers - TF*) e transformadores inversos (*Gyrators - GY*):

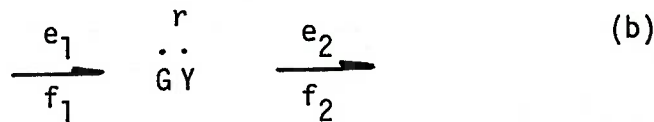
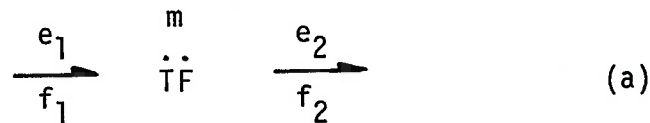


Fig. A.7.7 - Transformadores ideais.

$$\text{Transformador direto: } e_1 f_1 = e_2 f_2$$

$$e_1 = m e_2$$

$$m f_1 = f_2$$

$$\text{Transformador inverso: } e_1 f_1 = e_2 f_2$$

$$e_1 = r f_2$$

$$r f_1 = e_2$$

Os transformadores elétricos (ideais) e alavancas mecânicas são exemplos de transformadores diretos, enquanto que o giroscópio (para pequenas perturbações) e transdutores eletromecânicos são exemplos de transformadores inversos.

A entrada de energia nos sistemas modelados através do *bond-graph* é feita através de fontes ideais. Podem ser fonte de esforço ($S_e \rightarrow$) ou fonte de vazão ($S_f \rightarrow$).

A modelagem através do *bond-graph* é ilustrada através de um exemplo mecânico. Trata-se de um sistema massa-mola de dois graus de liberdade. O *bond-graph* é obtido, indicando as velocidades das duas massas através da junção "1", ligadas às massas (inertância generalizada) L_1 e L_2 . A força F atuando sobre a massa m_1 é modelada, como uma fonte de esforço e é ligado diretamente à junção 1 da massa m_1 .

Verificando que a força na mola K_1 é devida à diferença de velocidades das massas m_1 e m_2 , indica-se esta diferença através de uma junção "0" ligado à uma capacitância ("constante de mola") C_1 .

A mola K_2 atua de modo semelhante à K_1 , exceto pelo fato da velocidade na extremidade superior ser nula. A extremidade fixa é imposta no

bond-graph através de uma fonte de vazão que impõe velocidade nula.

O *bond-graph* obtido é apresentado na figura A.7.8. Notando que não há propagação de potência através de uma linha em que a vazão generalizada (ou esforço generalizado) é constantemente nula, obtêm-se o *bond-graph* simplificado apresentado na mesma figura.

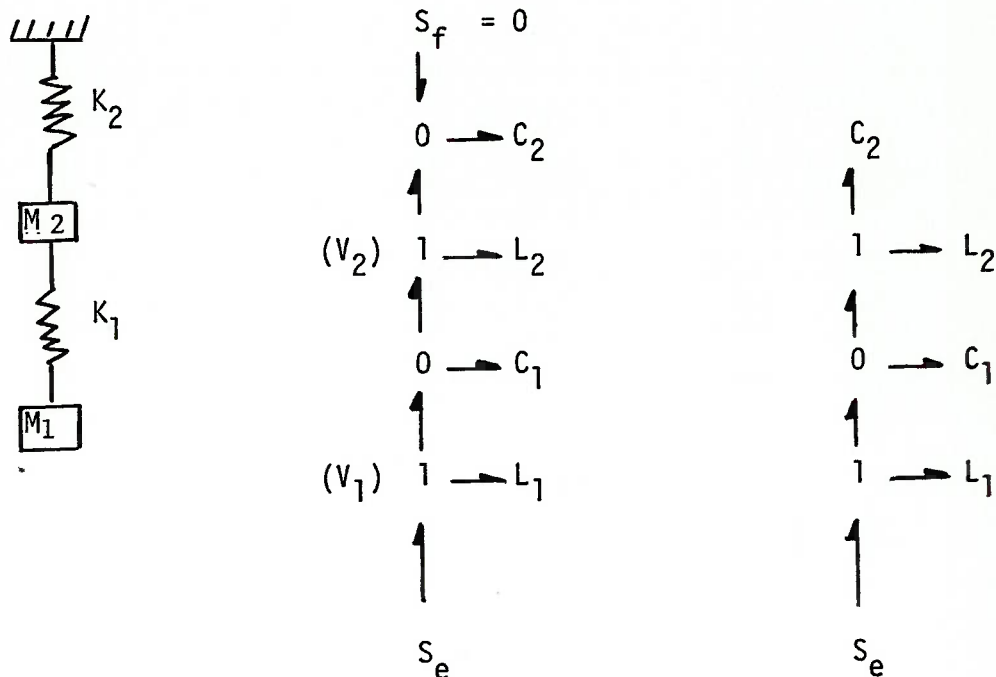


Fig. A.7.8 - Sistema massa-mola com dois graus de liberdade.

Para obtenção das equações de estado a partir do *bond-graph* é necessário indicar a causalidade no *bond-graph*. Indica-se inicialmente a causalidade das fontes e tenta-se completar a causalidade do grafo utilizando as causalidades das junções "0", "1", "TF" e "GY". Se não for possível completar a causalidade de todo o grafo, passa-se a colocar as causalidades do tipo integral para os elementos dos tipos "C" e "L", procurando completar o grafo. Ao final, se houverem linhas sem causalidades definidas, adota-se causalidades convenientes nos elementos dissipadores de energia "R" procurando completar o grafo.

As variáveis de estado serão aquelas associadas aos elementos "C" e "L" que estiverem com a causalidade do tipo integral. Se alguns dos elementos "C" e "L" surgirem com a causalidade na forma diferencial, estas não irão fornecer variáveis de estado (não irão acumular energia independentemente).

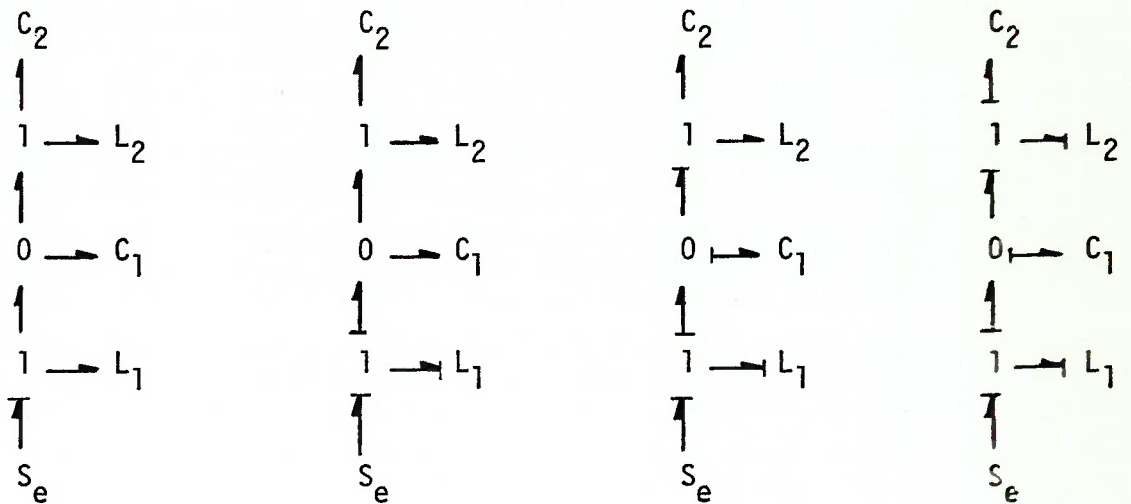


Fig. A.7.9 - Sequência da indicação da causalidade no *bond-graph* do sistema massa-mola de dois graus de liberdade.

As junções são numeradas e inicia-se a escrever as equações de estado em termos de variáveis "q" (associadas às capacitâncias), variáveis "p" (associadas às inertâncias) e variáveis de excitação do sistema.

Na fig. A.7.10 tem-se o *bond-graph* com as numerações já feitas. São indicadas as variáveis "e", "q", "f" e "p" dos elementos que fornecerão variáveis de estado.

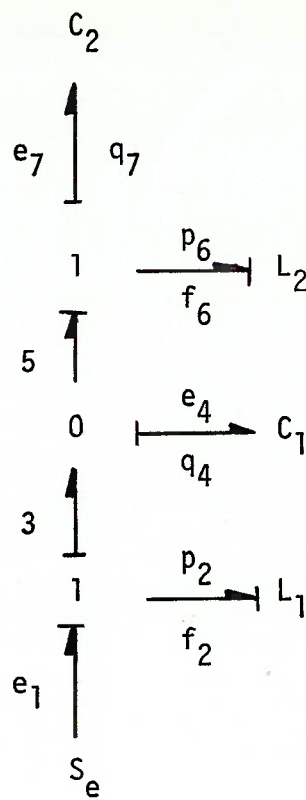


Fig. A.7.10 - *Bond-Graph* com a numeração das linhas.

As equações de estado são escritas utilizando-se as relações causais das junções e dos elementos "R", "L" e "C". A seguir apresenta-se a obtenção das equações de estado do sistema mecânico exemplificado:

$$\dot{p}_2 = e_1 - e_3 = e_1 - e_4 = e_1 - \frac{q_4}{C_1}$$

$$\dot{q}_4 = f_3 - f_5 = f_2 - f_6 = \frac{p_2}{L_1} - \frac{p_6}{L_2}$$

$$\dot{p}_6 = e_5 - e_7 = e_4 - e_7 = \frac{q_4}{c_1} - \frac{q_7}{c_2}$$

$$\dot{q}_7 = f_6 = \frac{p_6}{L_2}$$

Conclusão:

Neste apêndice foi apresentado uma rápida descrição dos fundamentos da técnica do *bond-graph*. Ao leitor interessado em utilizar a técnica do *bond-graph* recomenda-se a leitura do livro de Karnopp & Rosenberg, indicado no rodapé da primeira página deste apêndice.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1 - ALBRECHT, P. *Análise numérica, um curso moderno*. Rio de Janeiro, Livros Técnicos e Científicos, 1973.
- 2 - ALMOND, C.H. *et al.* A physiological approach to high-frequency testing of prosthetic ball valves. *J. Thorac. Cardiov. Surg.*, 67 (6): 839-48, 1974.
- 3 - BEAN, H.S., ed. *Fluid Meters*. 6 ed., New York, American Society of Mechanical Engineers, 1971.
- 4 - CARVALHO, G. *et al.* Estudo *in vitro* da trombogenicidade de membrana de dura-mãter e materiais plásticos. In: 5º Congresso de Engenharia Biomédica. São Paulo, 1974. *Anais do 5º Congresso de Engenharia Biomédica*. São Paulo, 1974. p. 84-94.
- 5 - CARVALHO, G. *et al.* Estudo comparativo das propriedades mecânicas da dura-mãter e pericárdio. In: 5º Congresso de Engenharia Biomédica. São Paulo, 1974. *Anais do 5º Congresso de Engenharia Biomédica*. São Paulo, 1974. p. 56-63.
- 6 - CENTRO EXPERIMENTAL DE PESQUISAS EM BIOENGENHARIA - *Relatório VI do Projeto Coração Artificial*. São Paulo, Incor-FMUSP., 1981.
- 7 - CHETTA, G.E. *et al.* Fabrication and evaluation of a tri-leaflet prosthetic heart valve. In: 1975 - *Advances in Bioengineering*. Texas, The Amer. Soc. Mech. Eng., nov./dez. 1975. p. 66-69.
- 8 - CLARK, R.E. *et al.* Accelerated fatigue testing of prosthetic heart valves. *Surg. Forum*, 26: 242-243, 1975.
- 9 - CLARK, R.E. *et al.* Durability of prosthetic heart valves. *Ann. Thorac. Surg.*, 26(4): 232-335, out. 1978.
- 10 - CORREA, M. & KARASAWA, R. CSMP. São Paulo, Escola Politécnica-Depto. Engenharia de Eletricidade-USP, s/d.

- 11 - CRUPI, G. *et al.* Severe late failure of a porcine xenograft mitral valve: clinical, echocardiographic, and pathological findings. *Thorax*, 35: 210-212, 1980.
- 12 - GIACAGLIA, G.E.O. *Mecanica Geral*. 10 ed., Rio de Janeiro, Campus, 1982.
- 13 - GOLD, H. & HERTZ, L. Death caused by fracture of ball mitral prosthesis. *Am. J. Cardiol.*, 34: 371-375, set. 1974.
- 14 - KLAIN, M. *et al.* Comparative testing of Artificial heart valves in a mock circulation. In: BREWER, L.A. *et al.* *Prosthetic Heart Valves*. Illinois, Charles C. Thomas, 1969. p. 115-136.
- 15 - HARKEN, D.E. Prosthetic heart valves: perfection may be the enemy of good. *Med. Instrumentation* 11 (2): 70-71, abr. 1977.
- 16 - HUFNAGEL, C.A. Reflections on the development of valvular prostheses. *Med. Instrum.*, 11(2): 74-76, mar./abr. 1977.
- 17 - IBM 1130 CONTINUOUS SYSTEM MODELING PROGRAM (1130-CX-13X). *System Manual*. New York, Intern. Business Machines Co., 1968.
- 18 - KARNOPP, D. & ROSENBERG, R. *System Dynamics: A Unified Approach*. New York, John Wiley & Sons, 1975.
- 19 - KOORAJIAN, S. *et al.* Criteria and systems for testing artificial heart valves *in vitro*. In: BREWER, L.A. *et al.* *Prosthetic Heart Valves*. Illinois, Charles C. Thomas, 1969. p. 92-112.
- 20 - LANGLEY, L.L. *Physiology of Man*. 4 ed., New York, Van Nostrand Reinhold Co., 1971.
- 21 - LAXMINARAYAN, S. *et al.* Characterization of the arterial system in the time domain. *IEEE - Trans. on Biomed. Engineering. BME.*, 25(2):177-184, mar. 1978.

- 22 - McDONALD, D.A. *Blood Flow in Arteries*. Baltimore, The Williams & Wilkens Co., 1974.
- 23 - MARIN, J. Fatigue properties. In: *Mechanical Behavior of Engineering Material*. s.n.t.
- 24 - MATLOFF, J.M. et al. Mitral prostheses: construction and a standard of evaluation. In: BREWER, L.A. et al. *Prost. Heart Valves*. Illinois, Charles C. Thomas, 1969. p. 148-156.
- 25 - MELO, C.P. et al. Simulador cardíaco para ensaios dinâmicos de prote_{se}s valvares. In: 4^o Cong. de Eng. Biomédica. Anais do 4^o Cong. Eng. Biomédica. São Paulo, out. 1977. p. 1-17.
- 26 - MISAWA, E.A. Duplicador de pulso para ensaio de fadiga de próteses valvares. Trabalho de formatura. São Paulo, Escola Politécnica - USP., 1979.
- 27 - MOHNHAUPT, A. et al. A Comparative Performance Analysis of Heart Valve Prostheses. s.n.t.
- 28 - NEWGAD, P.M. Design of a mechanical cardiovascular simulator. *IEEE-Trans. on Biomed. Elect., BME*, 10 (4): 153-162, out. 1963.
- 29 - PUIG, L.B. et al. Cinco anos de experiência com valva dura-mãter homóloga. *Rev. Hosp. Clin. FMUSP.*, 31(n^o especial): 298-305, 1976.
- 30 - PUIG, L.B. et al. Experiência de 776 pacientes portadores de valva de dura-mãter. *Arq. Bras. Cardiol.* 23(6): 502-507, dez. 1976.
- 31 - ROSCHKE, E.J. An engineer's view of prosthetic heart valve performance. *Biomat. Med. Dev. and Artif. Org.*, 1(2): 349-290, 1973.
- 32 - ROSENBERG, R. & KARNOPP, D. *Analysis and Simulation of Multiport Systems*. Boston, MIT Press, 1968.

- 33 - ROSENBERG, R. State space formulation for bond-graph models of multi-port systems. *ASME - J. Dynamic Systems, Meas. and Control.*, s/v., mar. 1971. p.35-40.
- 34 - SCHULTZ, D.L. Pressure and flow in large arteries. In: BERGEL, D.H., ed. *Cardiovascular Fluid Dynamics*. London, Academic Press, v.1, 1972. p. 287-314.
- 35 - SKALAK, R. Synthesis of a complete circulation. In: BERGEL, D.H., ed. *Cardiovascular Fluid Dynamics*. London. Academic Press, v. 2, 1972, p. 341-376.
- 36 - SPAAN, J.A.E. *et al.* Hydrodynamical factors causing large mechanical tension. *Amer. Soc. Artif. Int. Org.*, 21: 396-404, 1975.
- 37 - SPENCER, M.P. *et al.* Dynamics of the normal aorta. *Circulation Research*, 6: 491-500, jul. 1958.
- 38 - SPENCER, M. P. & GREISS, F.C. (s.t). *Circulation Research*, 10: 274, 1962.
- 39 - STREETER, V.L. *Mecânica dos Fluidos*. São Paulo, MacGraw-Hill do Brasil, 1974.
- 40 - STEINMETZ, G.P. *et al.* An improved accelerated fatigue machine and pulse simulator for testing and developing prosthetic cardiac valves. *J. Thorac. Cardio. Surg.*, 47 (2): 186-198, fev. 1964.
- 41 - SUZUKI, T. *Estimativa de tempo de vida útil da valva de dura-mãter*. Dissertação de Mestrado. Rio de Janeiro, Univ. Fed. Rio de Janeiro, mar. 1978.
- 42 - SUZUKI, T. *et al.* Análise das tensões no anel flexível da válvula de dura-mãter através da foto-elasticidade. In: *5º Congresso de Engenharia Biomédica*. São Paulo, 1978. *Anais do 5º Congresso de Engenharia Biomédica*. São Paulo, 1978. p. 64-71.

- 43 - TEMPLE, L.J. *et al.* Principles of fluid mechanics applied to some situations in the human circulation and particularly to the testing of valves in a pulse duplicator. *Thorax*, 19: 261-267, 1964.
- 44 - VIEIRA, P.F. *et al.* Ensaio da parde de carga em valvas cardíacas de dura-máter. 4º Congresso de Cirurgia Cardíaca. Guarujá-São Paulo, 1976. *Anais do 4º Congresso de Cirurgia Cardíaca*. Guarujá-São Paulo, dez. 1976. p-29-34.
- 45 - VIERCK, R.K. *Vibration Analysis*. 2 ed., New York, Harper & Row, 1979.
- 47 - WEAST, R.C., ed. *Handbook on Chemistry and Physics*. 55 ed., Cleveland, CRC Press, 1974.
- 48 - WRIGHT, J.T.M. The heart, its valves and their replacement. *Biomed. Eng.*, 7(1): 26-33, jan./fev. 1972.
- 49 - WRIGHT, J.T.M. Prosthetic heart valves: clinical requirements design and performance. *Biomed. Eng.*, 7(4): 160-170, maio 1972.
- 50 - YOGANATHAN, A.P. *et al.* The Björk-Shiley aortic prosthesis: flow characteristics, thrombus formation and tissue overgrowth. *Circulation*, 58(1): 70-76, jul. 1978.
- 51 - YOGANATHAN, A.P. *et al.* Pressure drops across prosthetic aortic heart valves under steady and pulsatile flow - in vitro. *J. Biomechanics*, 12: 153-164, 1979.