

ALDO PESARINI



*Simulador de Pulso
para Testes de Próteses
Valvares Cardíacas*

Tese apresentada ao Curso de Pós-Graduação em
Clínica Cirúrgica do Setor de Ciências da Saúde da
Universidade Federal do Paraná para
obtenção do grau de Mestre.

Orientador : Prof. Dr. Gregorio Bussyguin

CURITIBA

1991

ALDO PESARINI



*Simulador de Pulso
para Testes de Próteses
Valvares Cardíacas*

Tese apresentada ao Curso de Pós-Graduação em
Clínica Cirúrgica do Setor de Ciências da Saúde da
Universidade Federal do Paraná para
obtenção do grau de Mestre.

Orientador : Prof. Dr. Gregorio Bussyguin

CURITIBA

1991

À **Laura, Thays e Mauro**, com o profundo
reconhecimento por entenderem os
momentos difíceis pelos quais atravessamos.

AGRADECIMENTOS

- Ao Prof. Dr. **Gregorio Bussyguin**, minha eterna gratidão, não apenas pela orientação; como também pelos diuturnos incentivos e ensinamentos, sempre dados com o maior desvelo.
- À família **Bussyguin**, pelo franco espírito de apoio, amizade e maneira sempre amável com que fui acolhido.
- Ao Prof. Dr. **Oswaldo Malafaia**, coordenador do Curso de Pós-Graduação em Clínica Cirúrgica, pelo incentivo à carreira universitária.
- Ao Prof. Dr. **Iseu de Santo Elias Affonso da Costa**, exemplo de pessoa, médico e amigo; a quem devo a minha formação moral, ética e profissional.
- Ao Dr. **Francisco Diniz Affonso da Costa**, pelo incentivo a este trabalho.
- Ao Dr. **Gaspar Rhiozi Takazaki**, que não mediu esforços para que este trabalho se tornasse realidade.
- À **equipe** que compõe o Serviço de Cirurgia Cardíaca do Hospital Santa Rita de Maringá, pelo exemplo de companheirismo.
- Aos Drs. **Minao Okawa e Valdemar Rodrigues Lima**, pela amizade e espírito de coleguismo.
- Ao Sr. **Valentino Bussyguin**, pelo projeto e construção dos comutadores marcapasso.

- À Srta. **Débora de Santis**, pelos desenhos dos diagramas.

- Ao Prof. Eng^o **José Carlos Laurindo**, e ao Ddo. **Gilberto Vilela Figueiredo Filho**, pelo apoio prestado.

- Ao Sr. **Raul Pereira de Oliveira**, pela participação na construção do simulador.

- À **Brasil Medical**, na pessoa do Sr. **Márcio Mascarenhas Grise**, pela doação das próteses utilizadas.

- À **OMEL S/A**, nas pessoas dos Engenheiros **Renzo Testa** e **George Viktor Kandauroff**, pela doação do rotâmetro de flutuador.

- À Srta. **Sirley Szielasko**, pelo espírito de cooperação na preparação dos originais, sempre com rara eficiência e presteza.

ÍNDICE

I	INTRODUÇÃO	1
II	REVISÃO DA LITERATURA	3
	2.1 - SISTEMAS DE FLUXO PULSÁTIL	4
	2.1.1 Aparelhagem.....	4
	2.1.2 Desenho e estrutura das cavidades cardíacas	6
	2.1.3 Sistema de geração de fluxo (bombeamento).....	6
	2.1.4 Resistência e complacência do sistema	7
	2.1.5 Obtenção de parâmetros e curvas fisiológicas....	8
	2.1.6 Métodos de expressão dos resultados	10
	2.1.7 Críticas aos sistemas de simulação de pulso.....	12
	2.1.8 Fluídos utilizados	13
	2.1.9 Análise visual.....	14
III	MATERIAIS E MÉTODOS	16
	3.1 DESCRIÇÃO DO APARELHO	17
	3.1.1 Conjunto de potência - A	17
	3.1.2 Conjunto de comando - B.....	18
	3.1.3 Conjunto de enchimento e esvaziamento - C.....	19
	3.1.4 Conjunto atrial - D	19
	3.1.5 Conjunto ventricular - E.....	20
	3.1.6 Conjunto de medição de pressão - F.....	21
	3.1.7 Conjunto de visão dos parâmetros de pressão e vazão - G	21
	3.1.8 Conjunto de medição de vazão - H.....	22
	3.1.9 Conjunto de circulação periférica - I.....	22
	3.1.10 Conjunto de drenagem de ar - J	23

3.2	ESQUEMATIZAÇÃO	23
3.2.1	Esquema geral.....	23
3.2.2	Esquema em blocos de conjuntos.....	24
3.2.3	Esquemas eletrônicos dos comutadores marca passo.....	24
3.2.4	Fotografias	24
IV	RESULTADOS.....	46
	4.1 ANÁLISE QUALITATIVA	49
	4.2 ANÁLISE QUANTITATIVA.....	50
V	DISCUSSÃO	56
VI	CONCLUSÕES	62
VII	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	64
VIII	ANEXOS	74
	1 Aferição de equipamento de medição de vazão.....	75
	2 Aferição de equipamento de medição de pressão	77
	3 Aferição do rotâmetro	79
	4 Exemplificação de medições e cálculos	81

LISTA DE DESENHOS ESQUEMÁTICOS

FIGURA 1 -	Esquema geral	25
FIGURA 2 -	Esquema em blocos	29
FIGURA 3 -	Conjunto de potência - A.....	30
FIGURA 4 -	Conjunto de comando - B	31
FIGURA 5 -	Conjunto de enchimento e esvaziamento - C.....	32
FIGURA 6 -	Conjunto atrial - D	33
FIGURA 7 -	Conjunto ventricular - E	34
FIGURA 8 -	Conjunto de medição de pressão - F.....	35
FIGURA 9 -	Conjuntos de visão dos parâmetros de pressão e de vazão - G: e de drenagem de ar - J	36
FIGURA 10 -	Conjunto de medição de vazão - H.....	37
FIGURA 11 -	Conjunto de circulação periférica - I.....	38
FIGURA 12 -	Marcapasso de um canal, freqüência e relação sístole/ diástole reguláveis	39
FIGURA 13 -	Marcapasso de dois canais, freqüência e tempos de sístole e diástole, reguláveis	40
FIGURA 14 -	Marcapasso de dois canais, freqüência e relação sístole/diástole, reguláveis	41

LISTA DE FOTOGRAFIAS

FOTO 1 -	Vista geral	42
FOTO 2 -	Vista superior.....	43
FOTO 3 -	Vista lateral esquerda	43
FOTO 4 -	Vista posterior	44
FOTO 5 -	Vista lateral direita	44
FOTO 6 -	Porta-válvula aórtico, vista lateral.....	45
FOTO 7 -	Porta-válvula aórtico, vista explodida	45
FOTO 8 -	Válvula aórtica, vista posterior	51
FOTO 9 -	Válvula aórtica, vista frontal	51
FOTO 10 -	Curvas de vazão e pressão aórtica	52
FOTO 11 -	Curvas de vazão e pressão ventricular	52
FOTO 12 -	Curvas de pressão aórtica e ventricular.....	53
FOTO 13 -	Curvas de vazão e pressão aórtica e ventricular	53
FOTO 14 -	Curvas de vazão e pressão aórtica	54
FOTO 15 -	Curvas de vazão e pressão ventricular	54
FOTO 16 -	Curvas de vazão e pressão aórtica	55
FOTO 17 -	Curvas de vazão e pressão ventricular	55

LISTA DE ABREVIATURAS

A	- Ampère
AEA	- Área Efetiva de Abertura
A+	- área de vazão positiva
A-	- área de vazão negativa
BD	- Becton & Dickinson
C	- Complacência
°C	- Grau centígrado
Cd	- Coeficiente de descarga
cm	- centímetro
cmH ₂ O	- centímetro de coluna de água
cm ²	- centímetro quadrado
cm ³	- centímetro cúbico
cm ⁵	- centímetro à quinta potência
cP	- centipoise
Δp	- gradiente de pressão
Δp _{tv}	- perda de carga transvalvar aórtica
d _i	- diâmetro interno
div	- divisão
d _n ou Ø n	- diâmetro nominal
dm ³	- decímetro cúbico
dm ³ /min	- decímetro cúbico por minuto
dyn/s/cm ²	- dine por segundo por centímetro quadrado
dyn.s/cm ⁵	- dine segundo por centímetro à quinta potência
E _h	- escala horizontal
E _v	- escala vertical de vazões
E _{vp}	- escala vertical de pressões
f	- frequência
g/cm ³	- grama por centímetro cúbico
GPH	- galões por hora
°	- grau (ângulo)
Hz	- Hertz
ID	- índice de desempenho
IE	- índice de eficiência

kg	- kilograma
kgf/cm ²	- kilograma força por centímetro quadrado
kgf/dm ³	- kilograma força por decímetro cúbico
K Ω	- kiloohm
L.D.A.	- Laser Doppler Anemometer
l	- litro
lin	- linear
l/min	- litro por minuto
MHD	- Magneto-Hidro-Dinâmico
mA	- miliampère
min	- minuto
ml	- mililitro
ml/s	- mililitro por segundo
mm	- milímetro
mm ²	- milímetro quadrado
mmH ₂ O	- milímetro de coluna de água
mmHg	- milímetro de coluna de mercúrio
M Ω	- megaohm
mV	- milivolt
μ F	- microfarad
nF	- nanofarad
Ω	- ohm
%	- percentagem
"	- polegada
p	- pressão
paM	- pressão aórtica máxima
pam	- pressão aórtica mínima
pVM	- pressão ventricular máxima
pvm	- pressão ventricular mínima
psig	- pounds per square inch gauge
PVC	- cloreto de polivinila
Q	- vazão
\overline{Q}	- vazão média
Q _{max+}	- vazão máxima positiva
Q _{max-}	- vazão máxima negativa
$\overline{Q+}$	- vazão média positiva
$\overline{Q-}$	- vazão média negativa
r	- retardo

Rc	- resistência do circuito
RF%	- percentagem de refluxo
Rp	- resistência periférica
RMS	- média quadrática
S	- desvio padrão
s	- segundo
T	- tempo
Tc	- duração do ciclo
Td	- duração da diástole
Tf+	- duração de fluxo positivo
Tf-	- duração de fluxo negativo
Tfo	- duração de fluxo nulo
Ts	- duração da sístole
TV	- televisão
U.A.R.	- Unidade Absoluta de Resistência
UFPR	- Universidade Federal do Paraná
U.H.R.	- Unidade Híbrida de Resistência
V	- Volt
VCA	- Volt corrente alternada
VCC	- Volt corrente contínua
V+	- volume injetado
V-	- volume retornado
Vu	- volume útil
\bar{X}	- valor médio
Xmáx	- valor máximo
Xmín	- valor mínimo
W	- Watt
*	- Nome comercial

RESUMO

O presente trabalho visou desenvolver um simulador de pulso para testes de próteses valvares cardíacas, com os recursos disponíveis em nosso meio; constituindo, na Universidade Federal do Paraná a primeira geração, tendo como fonte geradora de pulso, o ar comprimido e comando eletrônico.

Os trabalhos foram realizados no Laboratório de Máquinas Térmicas, do Departamento de Mecânica, do Setor de Tecnologia desta Universidade.

Foram utilizados materiais normalmente disponíveis no mercado e métodos convencionais na execução e montagem das peças.

O aparelho resultante mostrou-se dentro das expectativas propostas, podendo ser otimizado em alguns de seus componentes; e para tanto o mesmo foi dividido em dez conjuntos, os quais foram detalhados através de esquemas em blocos.

Algumas medidas realizadas apresentaram parâmetros fisiológicos, passíveis de repetibilidade.

Diante dos resultados obtidos e observações efetuadas, propõe-se a continuidade dos trabalhos neste campo.

SUMMARY

This work is aimed at developing a pulse simulator for testing cardiac valve prostheses with materials commonly available to us.

The pulse generating source is an electronically driven compressed air system.

The apparatus is the first generation of its kind at the Federal University of Paraná.

The work was carried out at the Heat Engines Laboratory of the Department of Mechanics, Technology Sector of the University.

The materials employed are currently available in the market and conventional methods for producing and mounting the parts were used.

The apparatus reached the expectations and possibly some of its components can and should be improved.

For this purpose a block diagram divides it into ten parts, that can be independently modified. Measured parameters fell into the physiological range with good repeatability.

In view of the results we suggest the continuation of the work in this field.

INTRODUÇÃO

I INTRODUÇÃO

O uso de próteses, biológicas e mecânicas, bem como homo e hetero-enxertos tem sido freqüentes, na prática diária, para a correção de lesões valvares cardíacas.

Isto provocou o aparecimento de grande número de substitutos valvares, de materiais e desenhos das mais variáveis concepções, procurando obter melhor desempenho hemodinâmico e durabilidade.

A observação, ao longo do tempo, do comportamento desses substitutos valvares cria dificuldades metodológicas consideráveis, principalmente em países, como o nosso, de dimensões continentais e grande diversidade sócio-cultural.

Cada vez que nos é apresentado um novo substituto valvar, surgem dúvidas sobre sua performance e sobre o tipo de paciente em que ele seria preferivelmente indicado.

Neste contexto, surgiu a idéia de desenvolver um modelo de simulador cardíaco, construído com os recursos disponíveis em nosso meio; que permitisse testar protótipos de próteses valvares cardíacas, de maneira rápida, simples e eficiente.

O aparelho deveria ser capaz de simular, de maneira fisiológica, ou quase fisiológica, o funcionamento do substituto valvar.

Deveria, também, tornar possível a aferição dos vários parâmetros hidrodinâmicos e permitir boa visibilidade da prótese durante seu funcionamento.

Devemos reconhecer que, face à extrema complexidade da fisiologia humana, a tentativa de reproduzi-la artificialmente, mesmo em parte, é tarefa muito difícil.

REVISÃO DE LITERATURA

II REVISÃO DE LITERATURA

A maioria dos artigos sobre a evolução, performance hidrodinâmica, durabilidade e complicações tromboembólicas citam testes "in vitro" para avaliação das próteses valvares.

Alguns outros afirmam que há uma correlação dos resultados dos testes laboratoriais e os resultados tardios dessas próteses CHANDRAN (10), KNOTT et alii (39), WALKER et alii (64 e 65).

São utilizados tanto sistemas de fluxo contínuo (Steady-flow) quanto de fluxo pulsátil, sendo que ensaios nem sempre seguem metodologia uniforme de modo a permitir sua reprodutibilidade.

Os trabalhos sobre uso de duplicadores de pulsos para avaliação de próteses valvares cardíacas são, em sua grande maioria de origem estrangeira, realizados em laboratórios que dispõem de recursos humanos, financeiros e tecnológicos amplamente suficientes para avaliação de protótipos de próteses, como ressaltaram REUL et alii (54).

Em nosso meio, têm sido publicados estudos sobre gradientes, perdas de cargas e outros parâmetros hidrodinâmicos, em utilização de sistemas de fluxo contínuo VIEIRA et alii (62) e COSTA (14).

A presente revisão bibliográfica visa fazer análise crítica dos sistemas de fluxo pulsátil utilizado nos simuladores de pulso, procurando verificar quanto cada parte integrante do sistema pode torná-lo mais fisiológico.

2.1 - SISTEMAS DE FLUXO PULSÁTIL

2.1.1 - Aparelhagem.

Apesar de todos os recursos tecnológicos hoje disponíveis, como cineangiocardiografia, ecocardiografia bidimensional a cores, o doppler fluxômetro e a manometria intracavitária, a fisiologia da circulação humana não é perfeitamente conhecida em todas suas nuances.

A interposição de uma prótese valvar pode tornar ainda mais complexo o problema, como ressaltou CAMARANO (8).

O funcionamento normal das válvulas cardíacas passou a ser melhor compreendido a partir de trabalhos como os de DAVILA et alii (16) e COOPER et alii (13), que empregaram marcadores radiopacos para cinematografia, além das medidas de pressão.

DAVILA et alii (16), em 1956, empregaram pela primeira vez, a expressão “duplicador de pulso”, que se tornou corrente na literatura especializada.

Estudos dessa natureza aplicam-se, também, ao funcionamento das próteses valvares.

O trabalho de WIETING et alii (69) permitiu, através da fluidodinâmica transprotética, chegar-se a conclusões de ordem prática sobre a metodologia para os testes das válvulas artificiais.

Assim, um simulador de pulso deve, obrigatoriamente, reproduzir várias características fisiológicas, tais como: a) bombeamento pulsátil, b) durações diferentes da sístole e diástole, c) possibilidade da variação da freqüência, volume sistólico e resistências periférica sistêmica e pulmonar, d) dimensões apropriadas dos canais de passagem do fluído, e) simulação da elasticidade dos vasos, f) faixas de variação das pressões nos vários pontos principais do sistema, g) relação da duração sístole/diástole variável com a freqüência cardíaca.

É necessário, como assinalaram VIEIRA et alii (63) que o aparelho disponha ainda, de: a) sistema fotográfico, b) transdutores de pressão, c) fluxômetros ou outros medidores de vazão, d) registradores gráficos, e) equipamento eletrônico (fontes, filtros, osciloscópios etc).

O procedimento e tais requisitos necessitam de equipamentos sofisticados e dispendiosos, nem sempre possíveis em nosso meio.

Trabalhos como os de SCOTTEN et alii (56) e WALKER et alii (66), demonstram o uso de meios eletrônicos na superação de algumas imperfeições.

DAVILA et alii (16) mostraram que a normalização na construção desses aparelhos é tão mais crítica quanto mais variáveis se deseje estudar.

Alguns pontos críticos na construção de um simulador de pulsos para teste de valvas e próteses devem ser ressaltados.

2.1.2 Desenho e estrutura das “cavidades” cardíacas

A dinâmica do fluxo sofre influência tanto das características físicas sangüínea, como dos canais por onde ele flua.

OKUNO et alii (51), mostraram as variações que ocorrem na vazão dos fluídos em função do fluxo, pressões e viscosidade e as avaliaram através de tratamento matemático.

WRIGHT (71) mostrou que os simuladores de pulso apresentam características diferentes nos testes de substitutos valvares conforme estes estejam em posição átrio-ventricular ou ventrículo-arterial.

REUL et alii (53) e MORVAN et alii (48) projetaram simuladores com empenho na obtenção de uma configuração geométrica o mais próxima possível da natural, tanto a ventricular como a aórtica.

CALVERT et alii (07) no intento de manter as características do ventrículo natural, chegaram a usar ventrículos esquerdos de cadáver.

ABDALLAH et alii (01) e MARTIN et alii (46) usaram moldes de ventrículo feitos de silicone, enquanto SCOTTEN et alii (56) usaram látex e ou poliuretano.

GABBAY & FRATER (23), GABBAY & KRESH (24) e GABBAY et alii (25), KNOTT et alii (39) e LAXMINARAYAN et alii (41) utilizaram recipientes rígidos, de vidro, acrílico ou metálico obtendo desempenho e curvas semelhantes às fisiológicas, o mesmo ocorrendo com HENDRIKS et alii (32) que usaram tubos de látex.

2.1.3 - Sistemas de geração de fluxo (bombeamento)

WESSEL et alii (68) para estudar o comportamento valvar natural utilizaram câmara rígida, onde o coração de cadáver imerso em coluna líquida selada, era submetido a compressão pneumática comandada por válvulas solenóides.

WIETING et alii (69), CHANDRAN (10) e OKUDE et alii (50) preferiram bomba pneumática que acionava alternadamente, com pressões negativas e positivas um diafragma de Silastic*.

LAXMINARAYAN et alii (41) usaram tubo corrugado acionado por pistão movido por motor elétrico.

KITAMURA et alii (37), GABBAY & KRESH (24) e GABBAY et alii (26) também usaram sistemas de pistões, porém para acionar êmbolo contido em câmara rígida. KLAIN et alii (38) utilizaram um dispositivo comprimindo intermitentemente um tubo de Tygon*.

ANDRADE et alii (04) e MARTIN & BLACK (45) usaram eixo excêntrico (comes) para acionar diafragma de silicone.

HENDRIKS et alii (32) valeram-se de um sistema de roletes, movidos por motor elétrico, para compressão alternada de tubo de látex, semelhante ao utilizado nos aparelhos de circulação extra-corpórea.

ALMOND et alii (02) empregaram motor elétrico para provocar movimento oscilatório em tubo de Tygon*, obtendo fluxo pela força de inércia.

KOORAJIAN et alii (40) e VIEIRA et alii (63) obtiveram fluxo transprotético pelo uso de conjunto motor elétrico-bomba centrífuga, que produzia movimento circular de um rotor.

2.1.4 - Resistência e complacência do sistema.

Os sistemas de simulação cardíaca incluem resistência periférica (R_p), resistência do circuito (R_c) e complacência arterial (C); cujos valores procuram aproximar-se daqueles encontrados no homem.

Estes valores fisiológicos no ser humano foram estabelecidos nos trabalhos básicos de fisiologia, como descrito, por exemplo, por GUYTON (29).

MARTIN & BLACK (45) acharam fundamental realizar ajustes, para obter comportamento próximo ao fisiológico. Utilizando uma "aorta" rígida, e dois reservatórios também rígidos, contendo volumes controláveis de ar, para câmaras de complacência, obtiveram valores similares aos de FRATER (18) que usou aortas elásticas.

HELLIGER & MITTERMAYER (31) preferiram usar silicone para o átrio esquerdo, ventrículo esquerdo e aorta.

GABBAY & KRESH (24) e GABBAY et alii (26), em dois modelos,

mantiveram a aorta rígida (acrílico), obtendo perdas de carga por estrangulamento nas tubulações e ar para obter efeito de complacência.

CALVERT et alii (07) fizeram uso de um tubo corrugado, flexível, de 30cm, de forma semicircular, contendo esponja de poliestireno expandido.

REUL et alii (53), embora insistissem em reproduzir a conformação geométrica do ventrículo e da aorta, inclusive dos seios de Valsalva, utilizaram aorta rígida de acrílico. Não esclareceu como obteve complacência do circuito.

Configuração semelhante foi utilizada por LAXMINARAYAN et alii (41).

ABDALLAH et alii (01) interpuseram reservatório de ar entre duas perdas de cargas, em aorta flexível, obtendo curvas fisiológicas.

A maneira mais comumente utilizada para obter a resistência periférica foi a introdução, no circuito, de dispositivos de perda de carga (estreitamentos) que não alterem a morfologia fisiológica das curvas de pressão e fluxo.

ABDALLAH et alii (01), MARTIN e BLACK (45) e WRIGHT et alii (71) utilizaram microtubos de metal, de número, diâmetro e comprimento variáveis.

SCOTTEN et alii (56) procuraram reproduzir as resistências periféricas e sistêmicas (R_p e R_c) pelo uso de filtros de água com fibras de celulose cujos poros tinham 5 e 50 micrometros de diâmetro.

WALKER et alii (65) preferiram interpor os microtubos de oxigenador sanguíneo tipo capilar (Terumo*). O oxigenador contém 62.000 microtubos, com 200 micrometros de diâmetro.

De qualquer modo, como salientaram VIEIRA et alii (63) a localização da R_p , R_c e C é muito crítica.

Os autores dos vários modelos de simuladores, dão ênfase à reprodução de um determinado parâmetro fisiológico, quando encontram dificuldade em obter uma simulação completa.

2.1.5 - Obtenção de parâmetros e curvas fisiológicas.

Os simuladores de pulso devem fornecer vários parâmetros comparáveis aos observados na circulação normal.

A obtenção destes parâmetros é influenciada pela natureza da fonte geradora de fluxo, pelos tipos de complacência e resistência periférica e suas localizações; como enfatizaram VIEIRA et alii (63).

A determinação dos parâmetros tem sido feita por métodos vários, desde a simplicidade com que CALVERT et alii (07) mediram as pressões ventricular e aórtica e seus gradientes usando coluna d'água e o volume escoado em bureta graduada, até o emprego de instrumentos bastante sofisticados.

GABBAY et alii (25) utilizaram osciloscópio de alta resolução, com três canais de medida de pressão e sistema sônico conectado a um quarto canal, para medida do fluxo.

McDONALD et alii (43) serviram-se de um microcomputador para calibração, cálculos e confecção de gráficos, visando perfeita reprodutibilidade e eliminação de irregularidades nos traçados.

KITAMURA et alii (37) desenvolveram sistema de duplicação capaz de determinar o fluxo através da válvula a partir do deslocamento de um pistão, o mesmo gera movimento do fluido. Uma impedância hidráulica arterial é imposta num sistema por meio de microcomputador.

Esse sistema também é eficiente para produzir as relações desejadas entre pressão e fluxo, podendo ser produzido simplesmente reprogramando o computador.

REUL et alii (54) desenvolveram um simulador controlado por computador que oferece uma grande variedade de parâmetros e rápida avaliação do desempenho valvular.

MODI & AKUTSU (47), PEREDO (52) e REUL et alii (53) utilizaram anemômetro de laser e efeito Doppler para avaliação da turbulência, segundo normas propostas por REUL et alii (54).

Usando simuladores semelhantes, CALVERT et alii (07), DAVILA et alii (16) e FRATER (18) obtiveram curvas próximas das fisiológicas. No entanto, nos trabalhos de ABDALLAH et alii (01), ANDRADE et alii (04), GABBAY et alii (25), HENDRIKS et alii (32), KLAIN et alii (38) e McDONALD et alii (43) as irregularidades não foram totalmente eliminadas.

A maioria dos autores não se preocupou com a relação entre os tempos sistólico e diastólico.

GABBAY et alii (25) e WRIGHT (71) mantiveram relação de 1:1;

ABDALLAH et alii (01) e WALKER et alii (65) mostraram que, com tempos sistólicos menores, aproximando-se das condições fisiológicas, os gradientes de pressão médios entre o ventrículo esquerdo e a aorta foram menores.

2.1.6 - Métodos de expressão dos resultados.

Quem trabalha com sistemas em regime de fluxo pulsátil necessita medir os fluxos médios, fluxos instantâneos e a média quadrática do fluxo (RMS), bem como os gradientes médios e instantâneos, como refere COSTA (14).

Os resultados podem ser expressos em gráficos, quando se correlacionam os gradientes (Δp) com os fluxos. GABBAY et alii (25), WALKER et alii (65) e WRIGHT (71) correlacionaram:

- a) Δp médio em função do fluxo médio
- b) valor máximo de Δp em função do valor máximo do fluxo
- c) Δp médio em função da média quadrática do fluxo (RMS)
- d) refluxo protético expresso em percentual do volume sistólico.

Um sistema que permite obter aqueles dados possibilita calcular os seguintes parâmetros: área efetiva de abertura (AEA), coeficiente de descarga (Cd), índice de desempenho (ID) e índice de eficiência (IE).

A AEA é calculada pela fórmula de GORLIN & GORLIN (28) e representa a área teórica de um orifício, quando o coeficiente de descarga for igual a 1.

$$AEA = \frac{\text{fluxo}}{Cd \cdot 44.5 \sqrt{\Delta p}}$$

Sendo: AEA expressa em cm^2 , o fluxo em ml/s , o Δp em cm de H_2O e o Cd igual a 1.

Para utilizar o Δp em mmHg , multiplica-se o fator 44.5 por 1.17, ficando a fórmula assim expressa.

$$\text{AEA} = \frac{\text{fluxo}}{\text{Cd} \cdot 51.6 \sqrt{\Delta p}}$$

O uso do Cd fixo (um) para cálculo de áreas em substitutos valvares foi criticado por GABBAY et alii (25) porque a área real pode ser conhecida.

O Cd é variável com arquitetura e conformação geométrica da prótese.

Mesmo assim, recomendam fixar o Cd em um , para todos os tipos de prótese, de maneira a computar as perdas de energia, por turbilhonamento e ou atrito transprtético.

Disto resulta que a AEA é menor do que a área real:

$$\text{Cd} = \frac{\text{AEA}}{\text{Área do orifício interno da prótese}}$$

Ressaltaram a importância de se conhecer tanto a AEA como o Cd para uma correta avaliação do desempenho hidrodinâmico de uma prótese.

Quanto maior o Cd menor será o Δp para a mesma AEA.

O índice de desempenho (ID) é a correlação entre a AEA e o diâmetro externo da prótese, expresso como:

$$ID = \frac{AEA}{\text{Área externa de montagem}}$$

Para avaliar completamente o desempenho protético é imprescindível levar em conta o refluxo que acompanha seu fechamento.

Surge, então o índice de eficiência (IE), que foi expresso por GABBAY & FRATER (23) como:

$$IE = ID - \frac{ID \times \text{fração de regurgitação}}{100}$$

2.1.7 - Críticas aos sistemas de simulação de pulso

MARTIN & BLACK (45) asseveraram que deve ser procedimento de rotina a realização de testes in vitro, em sistemas de fluxo pulsátil, antes do uso em animais num programa de desenvolvimento de um modelo protético.

Ressaltam, porém, que é difícil determinar quais os parâmetros mais importantes a serem avaliados.

A escolha inapropriada de um deles leva, geralmente, a resultados contraditórios.

Pela dificuldade de reproduzir, artificialmente, a complexa circulação humana, os simuladores desenvolvidos pelos vários autores diferem muito entre si.

Há grande dificuldade em comparar os resultados apresentados por ABDALLAH et alii (01), GABBAY & KRESH (24), MARTIN et alii (46), YOGANATHAN & CORCORAN (76), CALVERT et alii (07), MARTIN & BLACK (45) e GABBAY et alii (25) que insistem na dificuldade de comparar os resultados obtidos com sistemas diferentes.

WALKER et alii (64) e YOGANATHAN & CORCORAN (76) dão notícia do início de um programa de normalização para equipamentos de teste de protótipos

valvulares, por agências norte-americanas e européias.

MARTIN & BLACK (45) e MARTIN et alii (46) insistem na necessidade de realizar os testes em condições muito controladas.

A importância do uso de simuladores de pulso para testes protéticos foi amplamente discutido por autores como GABBAY & FRATER (23), GABBAY et alii (26) e WALKER et alii (64) que em determinados tipos de próteses encontraram resultados por vezes discrepantes.

Entretanto, os resultados foram suficientemente semelhantes para caracterizar, por exemplo, o baixo Δp das próteses biológicas e o elevado refluxo das próteses mecânicas.

WALKER et alii (62) estudaram particularmente os gradientes, demonstrando que, na vigência de fluxos fixos, os gradientes aumentam progressivamente com a diminuição do diâmetro protético.

Em próteses similares, a variação foi maior nas de menor diâmetro, o que atribuíram à dificuldade na confecção de próteses de pequenos diâmetros.

Procurando estudar a abertura das cúspides protéticas, WRIGHT & BROWN (72) ressaltaram a importância da variabilidade do fluxo, principalmente do fluxo instantâneo (ml/s). ROSEN et alii (55) expressaram a mesma opinião.

2.1.8 - Fluídos utilizados

A grande maioria dos autores procura utilizar fluídos de características físico-químicas o mais próximas possíveis às do sangue.

Nos estudos de GABBAY et alii (20) e YOGANATHAN et alii (78) a padronização final para os fluídos previu a viscosidade de 0,035 dyns/s/cm² e a densidade de 1,02 g/cm³ à 32 °C

Variam muito os fluídos empregados nos diversos simuladores projetados, desde, simplesmente, água por IMAMURA et alii (33) até sangue à 30 °C por ALMOND et alii (02).

HENDRIKS et alii (32) não encontraram diferenças entre o uso de solução salina e sangue.

FRATER (18) acha válido o uso de solução salina para comparação e avaliação de um mesmo parâmetro.

KASTER et alii (36) e OKUDE et alii (50) preferiram solução salina com 40% de glicerol (propano-triol).

REUL et alii (53) empregaram água com 36% de glicerol à temperatura ambiente.

Pequena variação desta mistura foi utilizada por ANDRADE et alii (04) e WRIGHT & BROWN (72): (60% água + 40% glicerol), fixando a viscosidade dinâmica entre 3 e 4 centipoise e a densidade em 1.07 g/cm^3 (semelhantes ao sangue).

WIETING et alii (69) acrescentaram bentonita àquela mistura.

WRIGHT (71), LAXMINARAYAN et alii (41) usaram solução salina à 37°C , e PEREDO (52) à temperatura ambiente.

GABBAY et alii (25) valeram-se desta solução, dando ênfase à visibilidade.

VIEIRA et alii (63) mostraram as desvantagens do emprego de água, em comparação ao de sangue ou outros fluídos, ressaltando que é válido fixar um determinado fluído quando se quer comparar diversos tipos de válvulas, mas não para análise individual de um determinado modelo. Propuseram um análogo ao sangue, com viscosidade próxima à três centipoise e massa específica de $1,06 \text{ g/cm}^3$.

YOGANATHAN et alii (75) chamaram a atenção para o uso de solução salina para testes de próteses biológicas, pois observaram mudanças no comportamento e propriedades teciduais quando associaram glicerina ao fluído.

Esta observação foi confirmada por CHANDRAN (10) e WRIGHT (71).

2.1.9 - Análise visual

WOO & BRENDZEL (70) salientaram a importância vital de um simulador de pulso possibilitar a inspeção visual da prótese em funcionamento.

ANDRADE et alii (04), KLAIN et alii (38) e VIEIRA et alii (63) deram ênfase ao aspecto visual das curvas obtidas no osciloscópio, estando os demais parâmetros coordenados por computador.

ALMOND et alii (02) também dispensaram a visão direta, usando sangue

para teste de fadiga.

HELLINGER & MITTERMAYER (31) ao utilizarem silicone pouco transparente na parede do simulador, adaptaram sistema de fibras ópticas para a inspeção.

HENDRIKS et alii (32), utilizando sistema fechado necessário ao uso de sangue, estudaram os prós e contras do uso deste fluido versus soluções transparentes, optando pela adaptação de broncoscópico para visibilização.

Os que optaram pela inspeção direta usaram material transparente para construção da câmara onde está fixada a prótese.

ABDALLAH et alii (01) e WESSEL et alii (68) usaram vidro; DAVILA et alii (16), GABBAY et alii (25, 26) e LAXMINARAYAN et alii (41) utilizaram janelas de Plexiglas, no átrio e no ventrículo.

WIETING et alii (69) construíram todo o sistema com este material, que garante boa visibilidade mas dificulta a permuta protética.

WALKER et alii (64, 65 e 66) valeram-se de espelho para inspeção, embora utilizassem material transparente como o Plexiglas, vidro ou silicone.

IMAMURA et alii (33) e KLAIN et alii (38) fotografaram as curvas, combinando-as com os momentos exatos de abertura e fechamento valvular.

YOGANATHAN et alii (75) com auxílio de iluminação a laser fotografaram as próteses em fundo escuro.

MARTIN & BLACK (45) filmaram o movimento valvular por um visor construído de vidro.

CLARK et alii (12) construíram uma tampa de Lexam* para empregar luz estroboscópica, durante testes de fadiga.

Utilizando visibilidade indireta, HANSEKAM et alii (30) e MORVAN et alii (48) obtiveram imagem tridimensional computadorizada, observando a velocidade e turbulência.

Como acessório acoplado ao simulador, um sistema LDA (Laser Doppler Anemometer) permite a análise dos dados, prescindindo da visibilidade, nos trabalhos de GIERSIEPEN et alii (27), MODI & AKUTSU (47), REUL et alii (53) e YOGANATHAN et alii (77).

MATERIAIS E MÉTODOS

III MATERIAIS E MÉTODOS

O simulador foi desenvolvido e construído, em nível de primeira geração por acionamento pneumático; no Laboratório de Máquinas Térmicas do Departamento de Mecânica da Universidade Federal do Paraná.

Utilizamos os recursos disponíveis no referido laboratório; no tocante à máquinas-ferramenta, aparelhos de medição, etc. Recebemos por doação as duas próteses valvares e o rotâmetro de flutuador.

3.1 Descrição do aparelho

O sistema desenvolvido, compreende diversos conjuntos, visando reproduzir um fluxo pulsátil, bem como medir os diversos parâmetros inerentes ao mesmo.

Especial atenção foi dada à possibilidade de se visibilizar as próteses, durante seu funcionamento.

Assim o simulador de pulso construído tem os seguintes conjuntos:

3.1.1 - Conjunto de potência - A

O sistema de acionamento pneumático inicia-se por uma linha de alimentação de ar comprimido, que passa por um filtro, dotado de um regulador de pressão, um manômetro e um registro de agulha, para a regulagem da vazão.

Através de um condutor de PVC o ar é direcionado para um sistema eletropneumático, que permite controle do fluxo do ar bidirecionalmente, composto por cinco componentes, sendo uma válvula de 3 vias, controlada por um solenóide, cuja função é a de liberar ou ocluir o fluxo de ar. Em seguida, há uma válvula de escape rápido conectada, em série, a uma válvula reguladora do escape, sendo o fluxo direto

livre e refluxo restringido e regulável. Ainda em série situa-se uma válvula de segurança, com pressão regulável.

A saída para a atmosfera passa por uma válvula de descarga progressiva, concebida e construída em nosso laboratório para melhorar a forma das curvas de pressão e de vazão.

Deste ponto em diante, praticamente todo o sistema foi construído por tubos, conexões, e mangueiras de PVC. O ar é levado para o sistema de geração de fluxo, por conexão em T.

O sistema de geração de fluxo é constituído por dois pratos de alumínio contrapostos, cujas bordas são fixadas por parafusos. Entre os pratos, há um diafragma de poliuretano flexível, formando duas cavidades de 370ml de capacidade.

De um lado está ligado o sistema de ar comprimido. Do outro, através de uma conexão em T, conecta-se a entrada do líquido circulante, provida de registro tipo gaveta unido a uma cruzeta. Esta cruzeta é montada de tal maneira que, mantida horizontalmente, os quatro ramos permanecem livres para as conexões seguintes.

3.1.2 - Conjunto de comando - B

Através de linha elétrica, a alimentação é feita por tensão alternada de 127V/60Hz, para um comutador eletrônico, condicionador de frequência e relação sístole/diástole variáveis; proporcionando um comando elétrico (0-178V) de saída para um solenóide de tensão pulsante.

Foram concebidos e construídos três comutadores eletrônicos:

- 1 - Marcapasso de um canal, frequência e relação sístole/diástole reguláveis.
- 2 - Marcapasso de dois canais, frequência e tempos de sístole e diástole reguláveis.
- 3 - Marcapasso de dois canais, frequência e relação sístole/diástole reguláveis.

Esta configuração entre os sistemas de acionamento pneumático, eletro-magnético e comando, permite fluxo de ar comprimido **pulsado** de um lado do diafragma e líquido com movimento alternativo do outro.

3.1.3 - Conjunto de enchimento e esvaziamento - C

Um reservatório com capacidade de 22 litros, situa-se sob o simulador de pulso, a 100cm abaixo da cavidade ventricular, e é de polietileno translúcido. Seu conteúdo é constituído por líquido composto de 20kg de água deionizada e 0,18kg de nitrito de sódio dando um total de 20,18kg.

O reservatório, é conectado a uma motobomba centrífuga através de mangueira em PVC.

A energia para funcionamento da motobomba é dada por uma linha de alimentação elétrica (127V, 60Hz) liberada por interruptor tipo botão de campainha, que, ao passar por uma fonte estabilizada, contendo um transformador e um retificador libera, 12VCC, 3A e 36W.

Uma mangueira de PVC saindo da motobomba, conecta-se através de um Y de PVC com outro Y, de modo a produzir três vias.

Estas são conectadas a mangueiras de PVC. Uma delas possui um registro tipo gaveta e conecta-se à fonte geradora de fluxo. Outra, sob a cavidade ventricular, liga-se uma torneira convencional de PVC. A terceira é conectada a um registro tipo esfera, que leva ao conjunto de circulação periférica.

O líquido é drenado, para o reservatório, por gravidade. Opcionalmente, de cada uma das cavidades, passando pela motobomba; o líquido sobe quando a motobomba é acionada, sendo direcionado aos três compartimentos.

A drenagem se faz simultaneamente, quando o esvaziamento é total. Só da cavidade ventricular, quando da permuta valvular, ou, ainda, do conjunto de circulação periférica quando se quer apenas diminuir o fluido circulante, com o simulador em funcionamento

3.1.4 - Conjunto atrial - D

Um tubo de acrílico transparente com diâmetro interno de 80mm, e 450mm de altura; funciona como cavidade atrial esquerda.

Nele há cinco orifícios, conectados a tubos de PVC. Três, paralelos, a 40mm da borda superior, acoplam-se a tubos oriundos dos pontos da drenagem de ar.

Outro, a 100mm do fundo, serve como entrada, oriunda da circulação periférica; após passar pelo rotâmetro de flutuador.

O último, conecta-se, também por um tubo de PVC a uma junção em Y com visor. Esta junção direciona o líquido à válvula de admissão (mitral).

A válvula de admissão é fixada por dois anéis-suporte de poliformaldeído (Delrin*), por meio de fixadores de PVC.

O suporte permite que se fixe a válvula pelas suas bordas de tecido. Cada jogo de anéis corresponde ao diâmetro externo da válvula em teste.

3.1.5 - Conjunto ventricular - E

A câmara construída pelo prato acima ao diafragma, a conexão T e a cruzeta constituem a primeira parte da cavidade ventricular.

Esta conecta-se a um tubo limitado distalmente pela válvula de saída e contém elementos para simulação da complacência ventricular e o sistema de medida de vazão.

O ramo de saída da cavidade ventricular é conectado um tubo de PVC, contendo, em seu interior, um moderador de vibrações ("chicanas").

Este tubo contém furos de 4mm é encapado por um tubo de borracha, sobre o qual foram colocadas abraçadeiras de aço, reguláveis, proporcionando, assim, uma elasticidade (complacência) regulável.

Após o tubo de elasticidade regulável, está colocado um registro tipo gaveta.

Em seguida há um T que contém um tubo de aço inoxidável aterrado, que funciona como gaiola de Faraday. Em seu interior há um sensor MHD do tipo usualmente utilizado na medição de fluxos arteriais.

Na seqüência, está conectado um Y. Num de seus ramos há um visor de acrílico, e no outro, o porta-válvula de saída (aórtica). Este é semelhante ao porta-válvula de admissão (mitral); sendo porém, provido de um tubo de acrílico transparente, para melhor visualização da válvula.

Neste Y há um registro para facilitar a drenagem e alimentação do sistema.

3.1.6 - Conjunto de medição de pressão - F

A medida de pressão é feita através de dois sistemas, independentes:

Um dos sistemas de medição é constituído por um transdutor de pressão diferencial, com dois conectores de pressão: + P para a maior pressão e - P para a menor.

Os conectores + P e - P estão colocados imediatamente a montante e a jusante do porta-válvula de saída.

As conexões do transdutor são feitas por torneiras metálicas de 3 vias, permitindo medidas de pressões diferenciais, tanto da cavidade ventricular, como da aórtica, em relação à pressão atmosférica e, também, entre as referidas cavidades.

O transdutor de pressão está conectado, eletricamente, a um amplificador medidor de pressão, o qual, por sua vez, é ligado ao osciloscópio.

O outro sistema de medição de pressão é composto por manômetros, tipo aneróide de 0 a 300 mmHg.

Dois deles estão justapostos aos pontos de tomada de pressão do transdutor, isto é, a montante e a jusante do porta-válvula de saída.

O terceiro, instalado no meio da cruzeta do conjunto de circulação periférica, tipo Bourdon de 0 a 15 psig.

3.1.7 - Conjunto de visão dos parâmetros de pressão e vazão - G

Os sistemas de medida de vazão e de pressão fornecem sinais elétricos de tensão, proporcionais.

Estes sinais elétricos são injetados no osciloscópio em dois canais independentes. A varredura horizontal do osciloscópio é feita com base no tempo. As escalas verticais são dadas com base nos níveis de tensão.

Deste modo, obtém-se, na tela, duas curvas: vazão e pressão, em função do tempo, em escala. O osciloscópio é de quatro canais e possui um sistema de retenção de imagem, que permite a análise, tanto qualitativa como quantitativa das curvas; e ainda, tomada de fotografias.

Estes sistemas de pressão e de vazão foram devidamente aferidos, conforme anexos 1 e 2.

As válvulas podem ser vistas, anterior e posteriormente. A aórtica pode ser vista, também, lateral e circunferencialmente.

3.1.8 - Conjunto de medição de vazão - H

A medição de vazão é realizada por meio de dois dispositivos:

A montante da válvula em teste (aórtica), há um sensor de vazão magneto-hidrodinâmico (MHD) conforme já descrito no conjunto ventricular, o qual está ligado ao amplificador e este está conectado ao osciloscópio.

Um outro medidor é um rotâmetro de flutuador, e está localizado como descrito no conjunto de circulação periférica, a seguir.

3.1.9 - Conjunto de circulação periférica - I

O porta-válvula de saída, tem um tubo de acrílico transparente, que permite boa visão lateral, da válvula, em 360°, constituindo o primeiro segmento da "aorta".

O fluxo é conduzido para um Y, provido de visor, o que permite a visualização frontal da válvula.

Após o Y acima referido, está um tubo multiperfurado, encapado com um tubo de borracha, semelhante ao utilizado no conjunto ventricular, constituindo uma parte da complacência aórtica.

A seguir, está uma cruzeta de PVC, o ramo inferior funcionando como suporte articulado, e o superior conectado a um frasco de vidro graduado, que funciona como parte regulável da complacência aórtica (Windkessel).

Na saída da cruzeta, o fluxo é bifurcado. Um ramo de PVC passa por um filtro com poros de 20 micrometros após o qual está um registro para estrangulamento. No outro ramo, após filtro idêntico ao descrito acima, com o registro para

estrangulamento, está interposto um oxigenador de membrana capilar, constituindo outra parcela da resistência periférica.

Os dois ramos de saída são unidos num tubo de PVC conectado à entrada de um rotâmetro de flutuador para água. A saída deste é conectada ao reservatório atrial, completando, assim o circuito do líquido.

3.1.10 - Conjunto drenagem de ar - J

Um sistema desta natureza, normalmente, exige drenagem de ar em diversos pontos. Para tanto, foram utilizados torneiras de 3 vias e tubos de PVC.

As drenagens são feitas nos seguintes pontos:

1º - na cruzeta, antes da complacência ventricular;

2º - imediatamente antes e depois do porta-válvula de saída, junto às tomadas de pressão;

3º - na parte superior do frasco graduado, (Windkessel) que funciona como parte regulável da complacência aórtica.

Neste ponto é possível não apenas drenar o ar, mas também insuflá-lo nesta câmara, por meio de uma bomba manual.

O ar drenado da cruzeta e das cavidades a montante e a jusante da válvula de saída é conduzido para o reservatório atrial.

3.2 Esquematização

3.2.1 Esquema geral

Para melhor compreensão foi feito um esquema geral conforme a figura 1, após a qual está a respectiva legenda.

3.2.2 Esquema em blocos de conjuntos

Este esquema foi idealizado visando a possibilidade de otimização futura de cada conjunto que compõe o aparelho.

Assim, dividimos o simulador em dez conjuntos de A a J, conforme já descrito e que estão nas figuras 2 a 11.

3.2.3 Esquemas eletrônicos dos comutadores marcapasso

Estes esquemas estão representados nas figuras 12, 13 e 14.

3.2.4 Fotografias

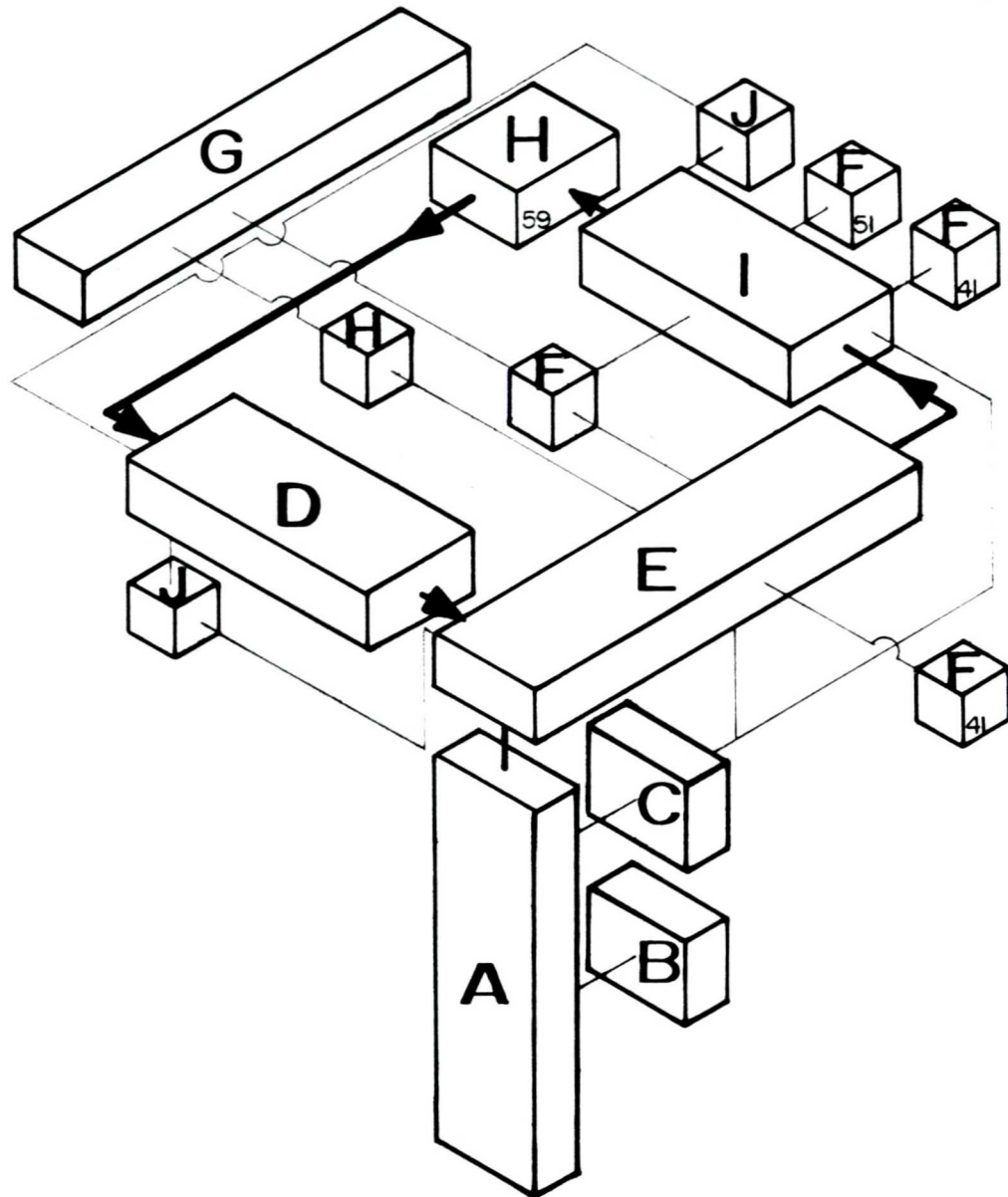
Para ilustrar a descrição deste anexamos as fotos 1 a 7.

LEGENDA DO ESQUEMA GERAL

- 01 - Linha de alimentação de ar comprimido, $dn=1/2"$ $p=110$ a 135 psig.
- 02 - Filtro do ar comprimido.
- 03 - Regulador de pressão, comandável, de 0 a 100 psig.
- 04 - Manômetro do ar comprimido regulado, 0 a 100 psig.
- 05 - Registro de agulha, regulador de vazão.
- 06 - Conduto de ar comprimido, $dn=3/8"$, PVC cristal, pressão e vazão regulados.
- 07 - Solenóide de acionamento da válvula 8, Schrader-Bellows, código K 395, 220 V, 60 Hz, 8 W.
- 08 - Válvula de ar comprimido, Schrader-Bellows, 3 vias, 5231-2321-16.
- 09 - Válvula de escape rápido, Schrader-Bellows, 3340-B.
- 10 - Válvula reguladora do escape, Schrader-Bellows, $dn=3/8"$.
- 11 - Válvula de escape progressivo, $dn=3/8"$, construída no Laboratório de Máquinas Térmicas, UFPR.
- 11A - Escape para a atmosfera (ambiente).
- 12 - Válvula de segurança, pressão regulável.
- 13 - Válvula de retenção, fluxo direto livre, refluxo restringido, $dn=1\ 1/4"$, construída no Laboratório de Máquinas Térmicas, UFPR.
- 14 - Ar comprimido, pulsado, pressão=sístole, refluxo=diástole.
- 15 - Diafragma de poliuretano, $dn=180$ mm, espessura de 2 mm, acionado pelo ar comprimido pulsado.
- 16 - Líquido com movimento alternativo, pulsado.
- 17 - Comando elétrico do solenóide, 0 a 178 V, pulsado para sístole e diástole.
- 18 - Comutador eletrônico, condicionador de frequência e relação sístole/diástole variáveis, marca-passo regulável.
- 19 - Linha elétrica de alimentação, 127 V, 60 Hz, 5 A.
- 20 - Registro de gaveta, Lorenzetti, PVC, $dn=1\ 1/2"$.
- 21 - Tubo de PVC cristal, $dn=3/4"$.
- 22 - Bomba centrífuga, Rule, 12 V, $2,5$ A, 500 GPH, com motor elétrico de ímã permanente.
- 23 - Tubo de PVC cristal, $dn=3/8"$.
- 24 - Reservatório do líquido de circulação.
- 25 - Linha de acionamento da moto-bomba 22, energia elétrica 12 VCC.
- 26 - Retificador (ponte), de 12 VCA para 12 VCC, 3 A, 36 W.

- 27 - Transformador 127 VCA para 12 VCA, 3 A, 36 W.
- 28 - Interruptor, botão de campainha.
- 29 - Cruzeta, PVC, dn=2 1/2" de instalação hidráulica.
- 30 - Visor
- 31 - Válvula de admissão, mitral.
- 32 - Porta-válvula de montagem.
- 33 - Junção, PVC, dn=1 1/4"
- 33A - Tubo adutor, PVC, dn=1 1/4"
- 34 - Reservatório.
- 35 - Registro de 3 vias, latão cromado, dn=1/8".
- 36 - Tubulação de drenagem, dn=1/8", PVC.
- 36A - Tomada de pressão, PVC, dn=1/8", +P.
- 36B - Tomada de pressão, PVC, dn=1/8", -P.
- 37 - Moderador de vibrações, com chicanas e elasticidade regulável.
- 38 - Transdutor MHD (Magneto - Hibpo - Dinâmico), Statham, dn=4mm, tubo dn=30mm.
- 38A - Cabo de ligação do transdutor MHD Statham com o medidor de vazão Statham modelo 2201.
- 39 - Junção, PVC, dn=2"
- 40 - Transdutor de pressão, Hartmann & Braun diferencial, +P, -P, 0 a 1,0 kgf/cm², tipo EOSE 180.
- 41 - Manômetro, Becton & Dickinson, 0 a 300 mmHg.
- 42 - Cabo elétrico de ligação do transdutor de pressão 40 com o medidor de pressão 61, Hartmann & Braun.
- 43 - Porta-válvula de saída.
- 43A - Válvula de saída, aórtica.
- 44 - Registro de drenagem e alimentação.
- 45 - Tubo de acrílico para visualização da válvula aórtica.
- 46 - Junção, PVC, dn=1 1/4".
- 47 - Osciloscópio Tektronix, modelo 5103N.
- 48 - Medidor de vazão, Statham Blood Flowmeter modelo SP2201.
- 49 - Câmara de elasticidade, regulável.
- 50 - Cruzeta, PVC, dn=1 1/4".
- 51 - Manômetro USG 0 a 15 psig.
- 52 - Câmara de ar, acumuladora de líquido, volume de ar regulável, pressão variável com a pulsação ("Windkessel").
- 53 - Tubo de PVC cristal, dn=1/4".
- 54 - Bomba de ar, manual.

- 55 - Registro de esfera, PVC, dn=1"
- 56 - Filtro.
- 57 - Oxigenador Capiox II 08, como parte da resistência periférica.
- 58 - Variador de vazão, por estrangulamento.
- 59 - Rotâmetro de flutuador, 0,5 a 6 dm³/min, OMEL.
- 60 - Tubo de PVC cristal, dn=1/2".
- 61 - Medidor de pressão Hartmann & Braun, modelo EOMV 26 + EOSE 423.



ESQUEMA EM BLOCOS

- A- conjunto de potência
- B- conjunto de comando
- C- conjunto de enchimento e esvaziamento
- D- conjunto atrial
- E- conjunto ventricular
- F- conjunto de medição de pressão
- G- conjunto de visão dos parâmetros de pressão e vazão
- H- conjunto de medição de vazão
- I- conjunto de circulação periférica
- J- conjunto de drenagem de ar

Figura - 2

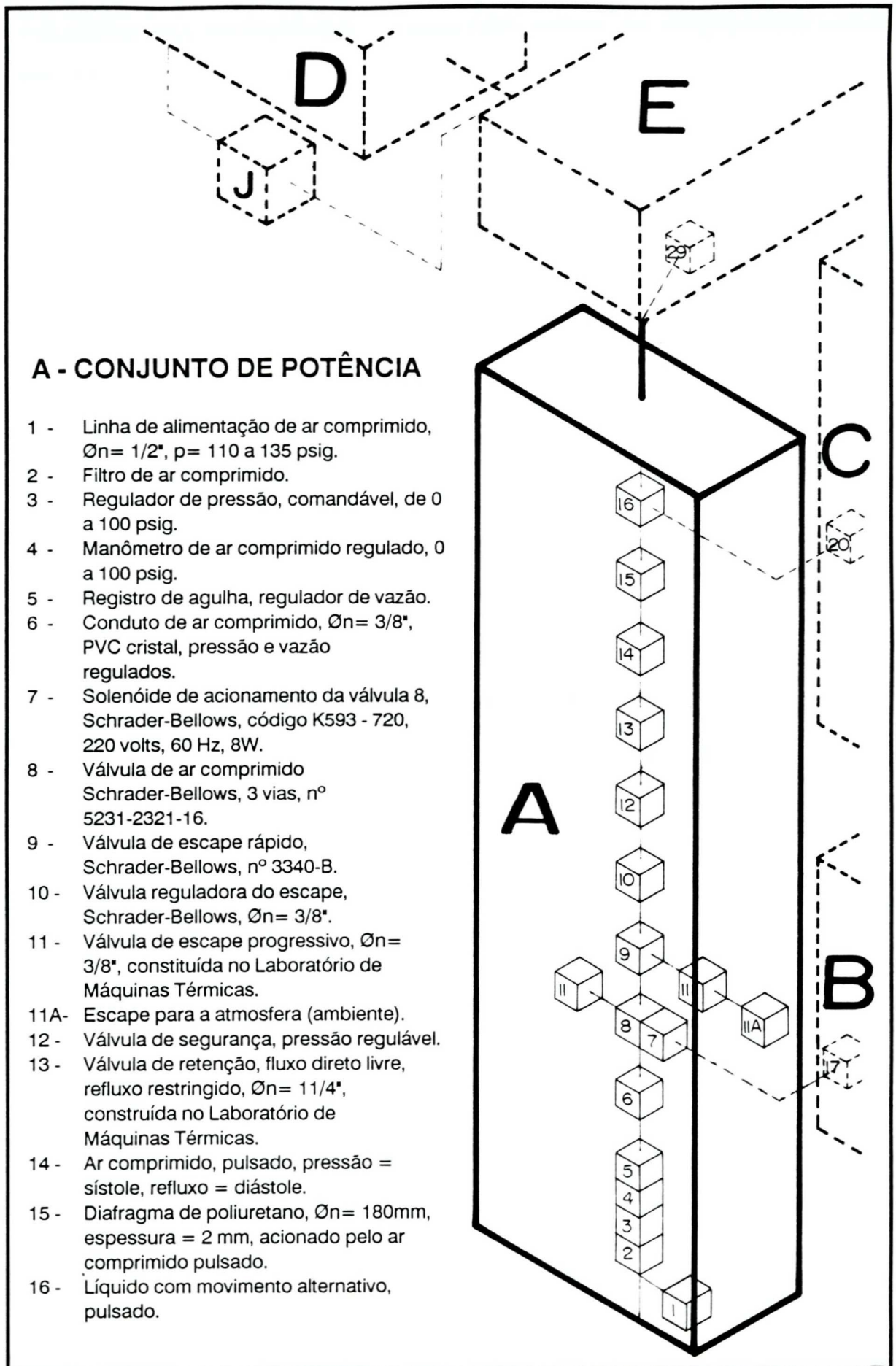


Figura - 3

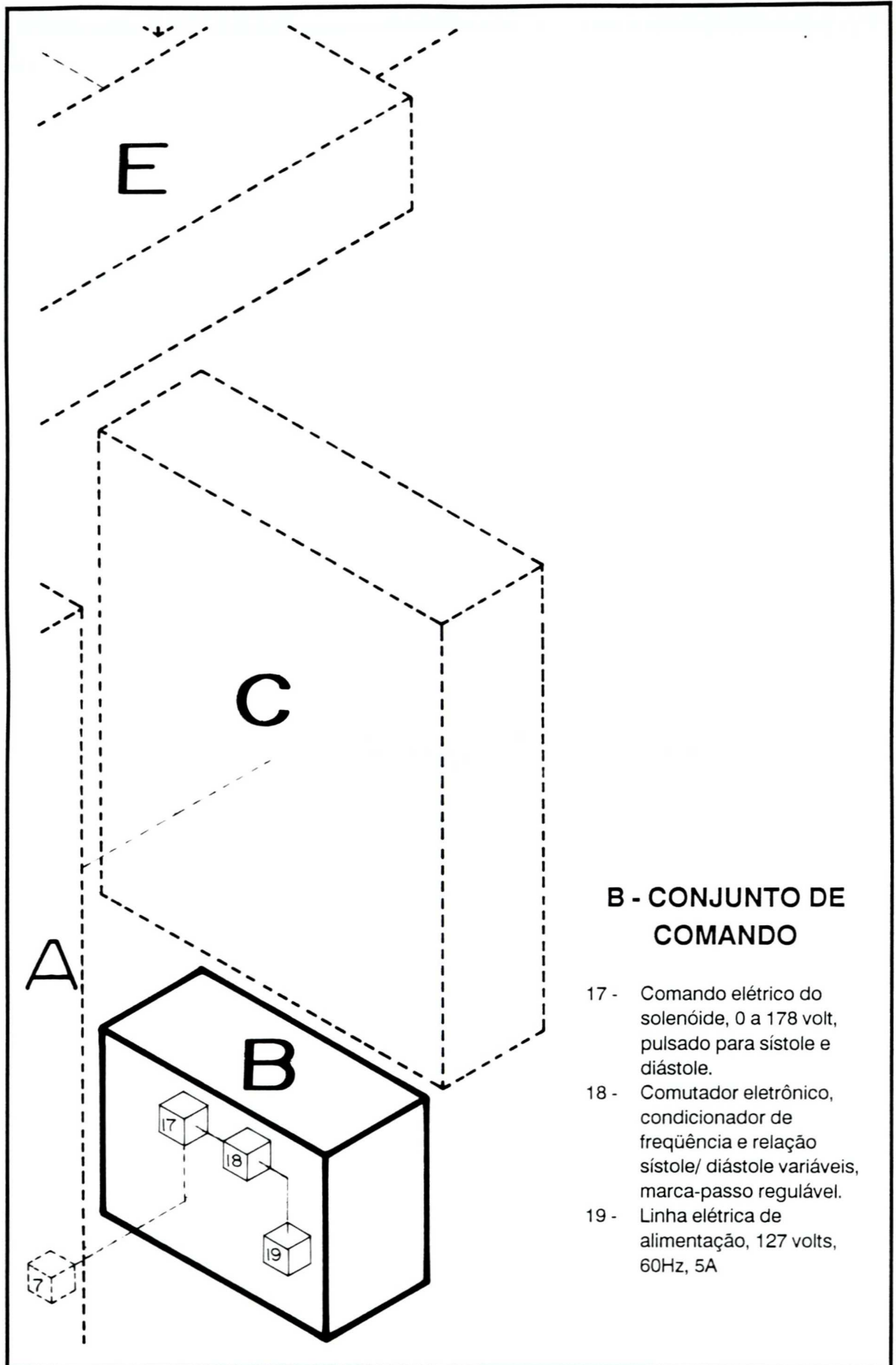


Figura - 4

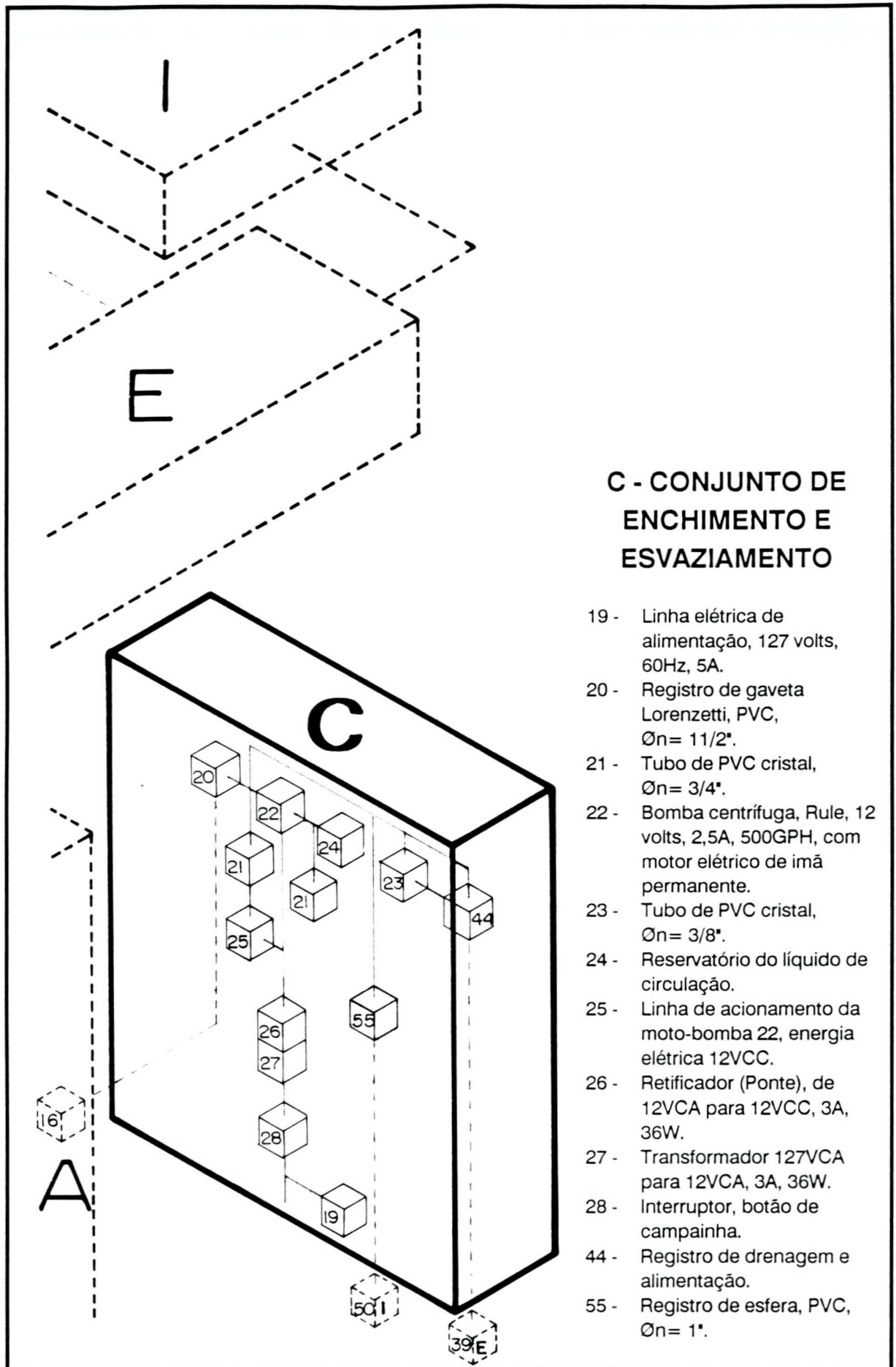


Figura - 5

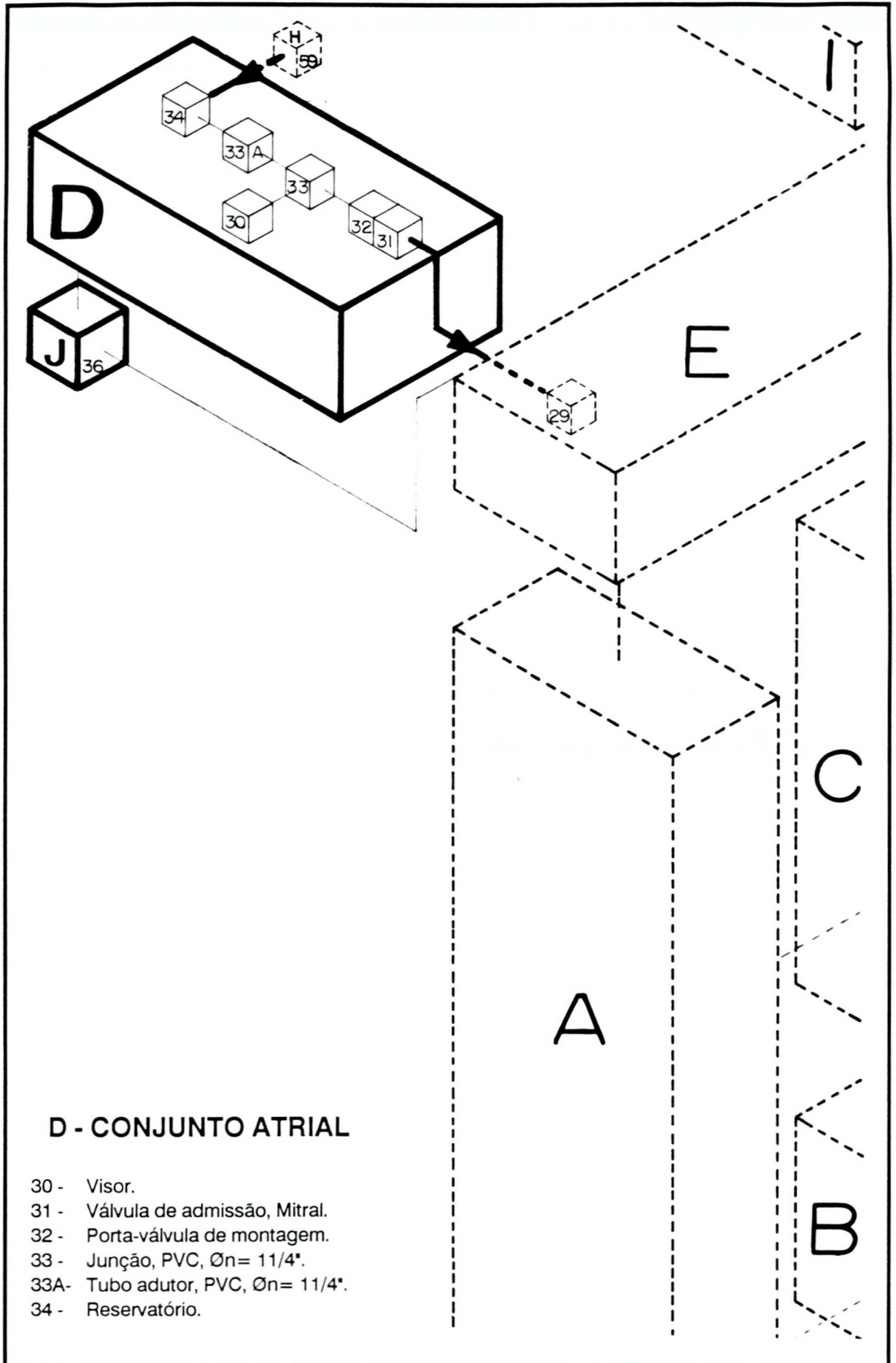


Figura - 6

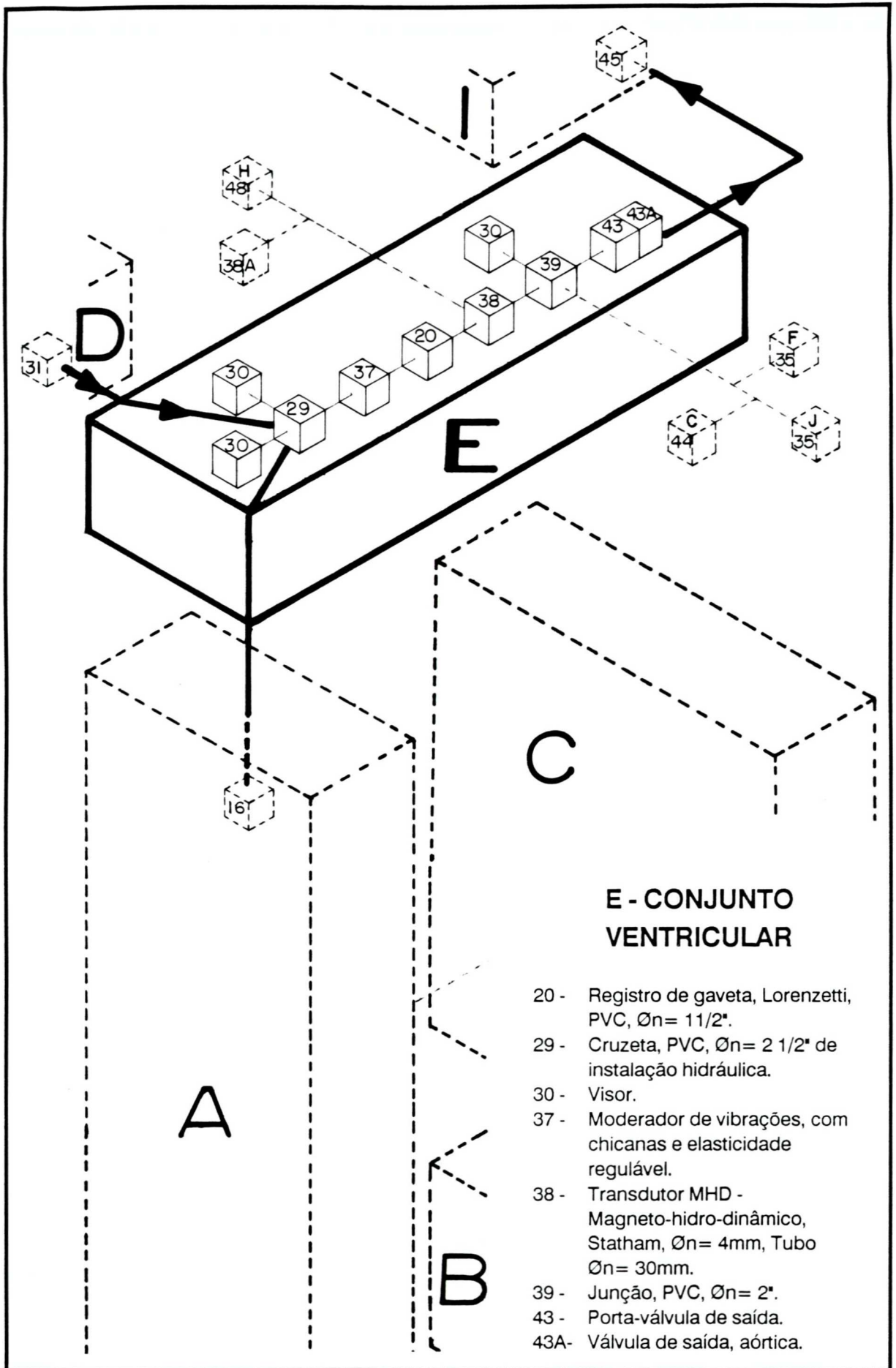


Figura - 7

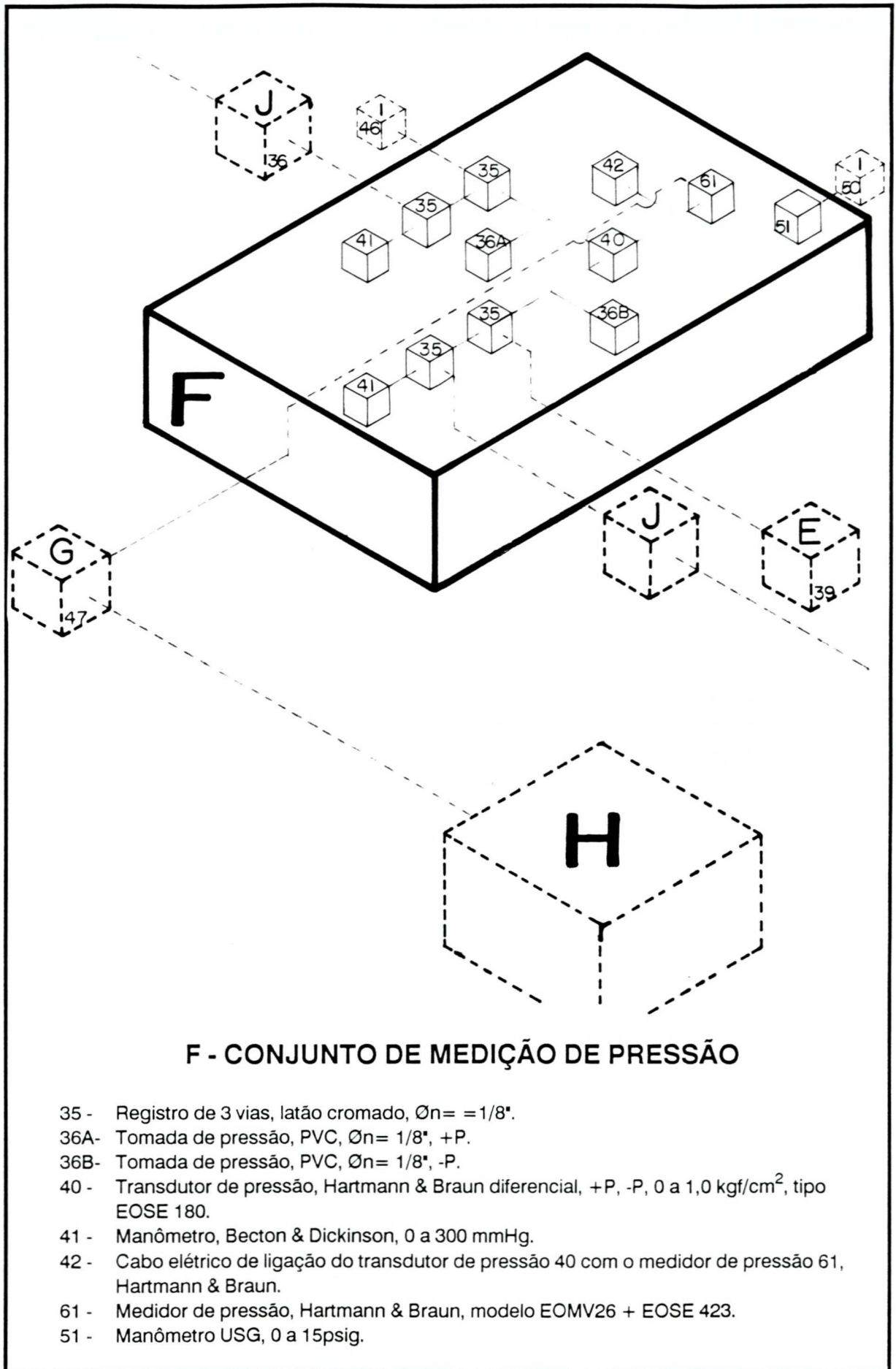
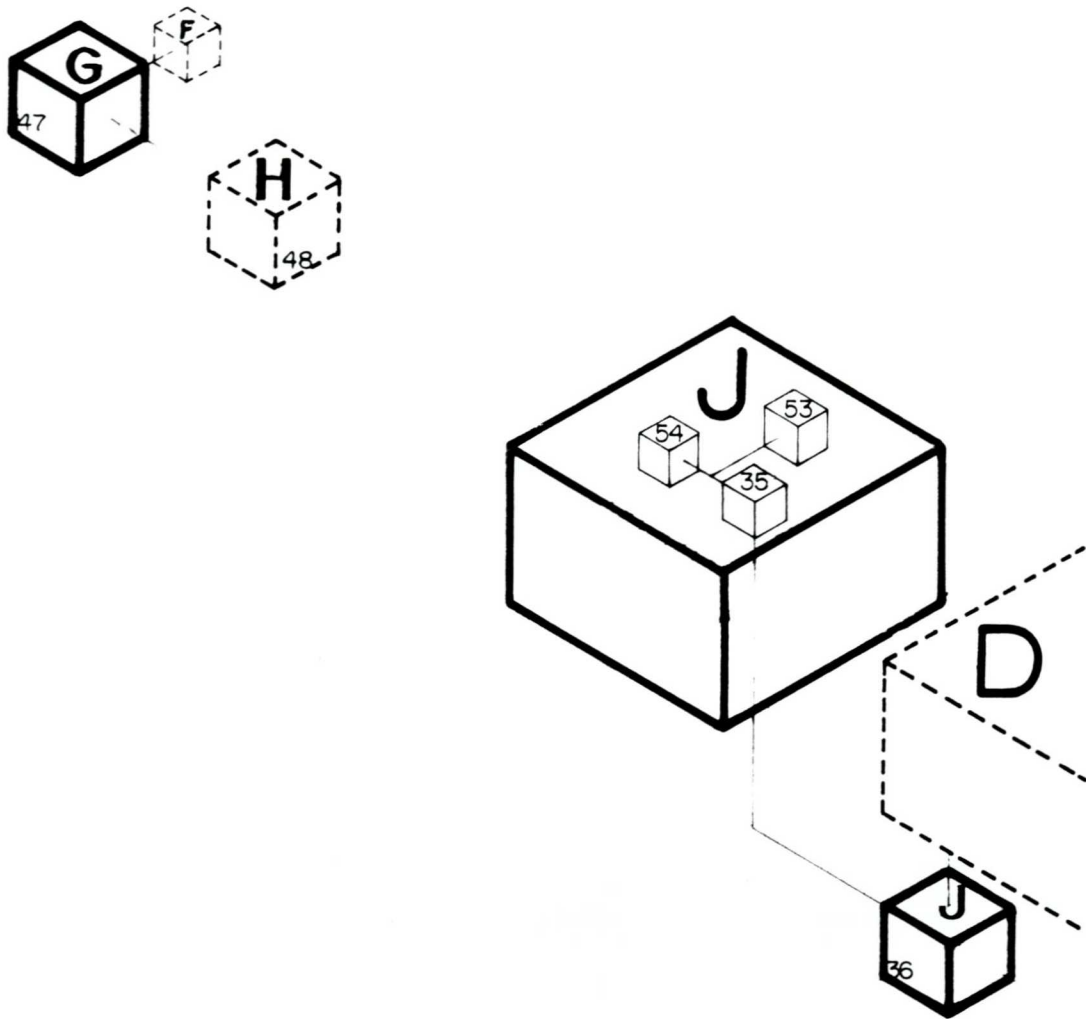


Figura - 8



G - CONJUNTO DE VISÃO DOS PARÂMETROS DE PRESSÃO E DE VAZÃO

47 - Osciloscópio Tektronix, modelo 5103N.

J - CONJUNTO DE DRENAGEM DE AR

- 35 - Registro de 3 vias, latão cromado, $\varnothing n = 1/8"$.
- 36 - Tubulação de drenagem, $\varnothing n = 1/8"$, PVC.
- 53 - Tubo de PVC cristal, $\varnothing n = 1/4"$.
- 54 - Bomba de ar, manual.

Figura - 9

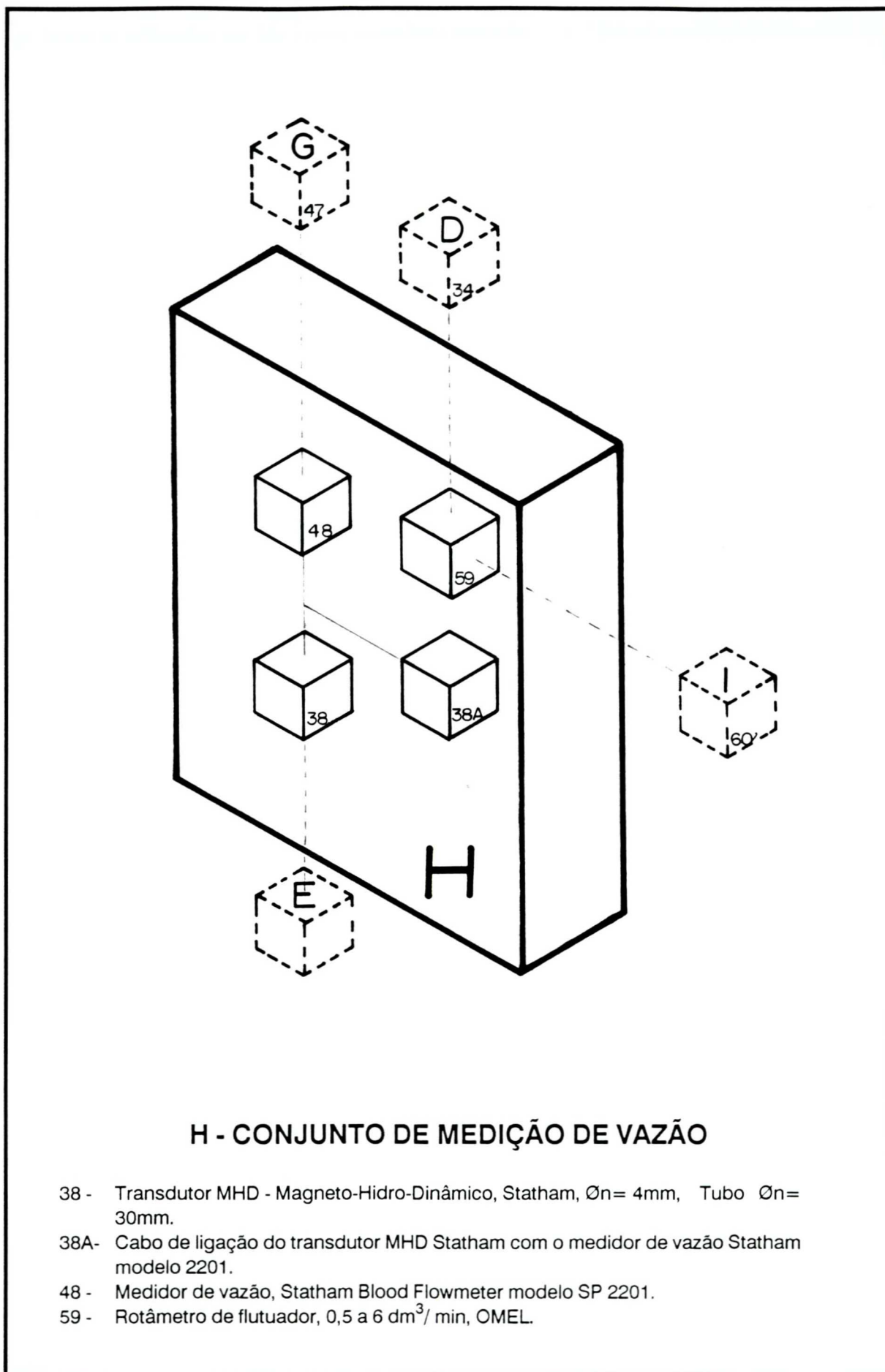


Figura - 10

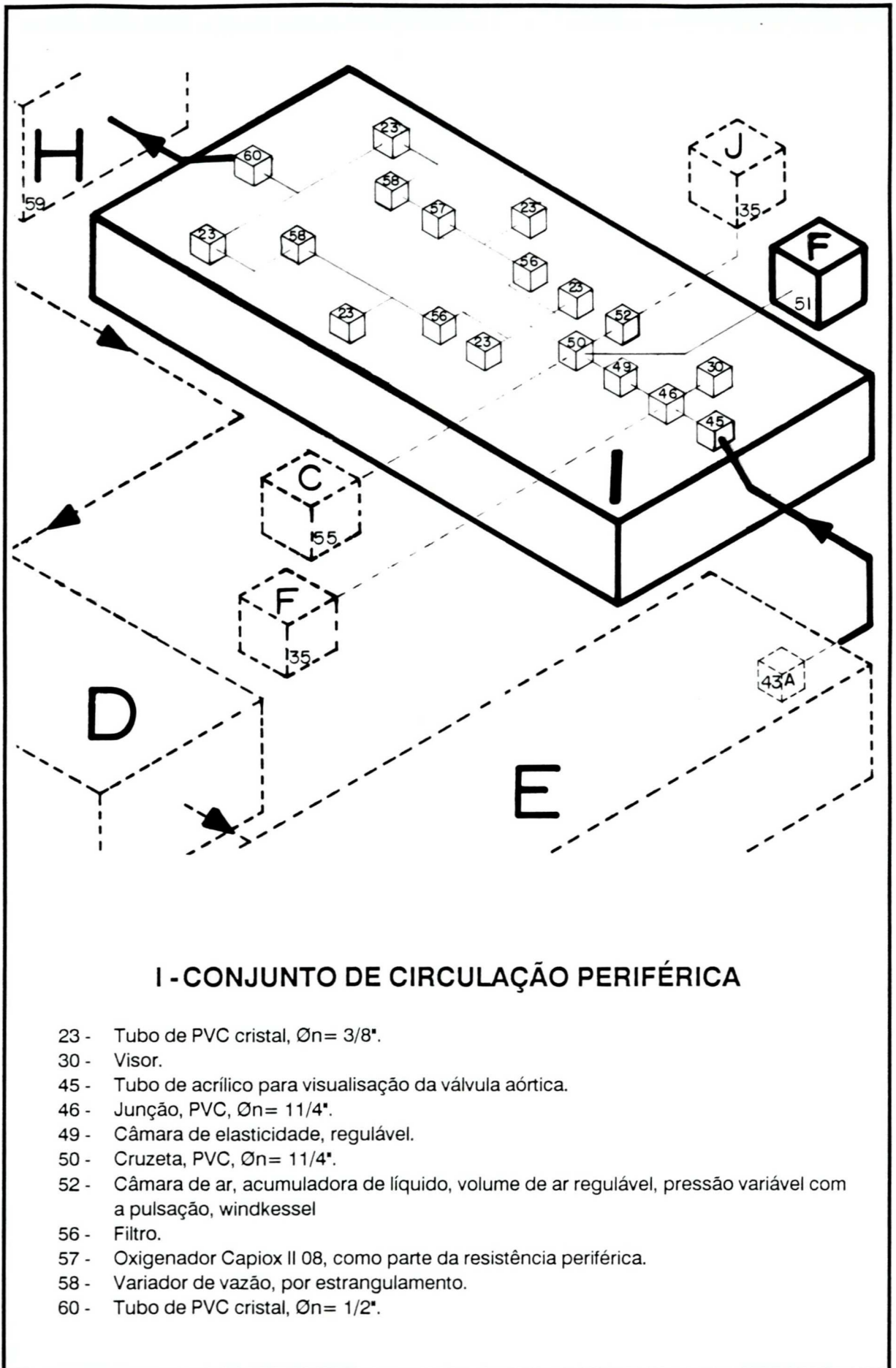
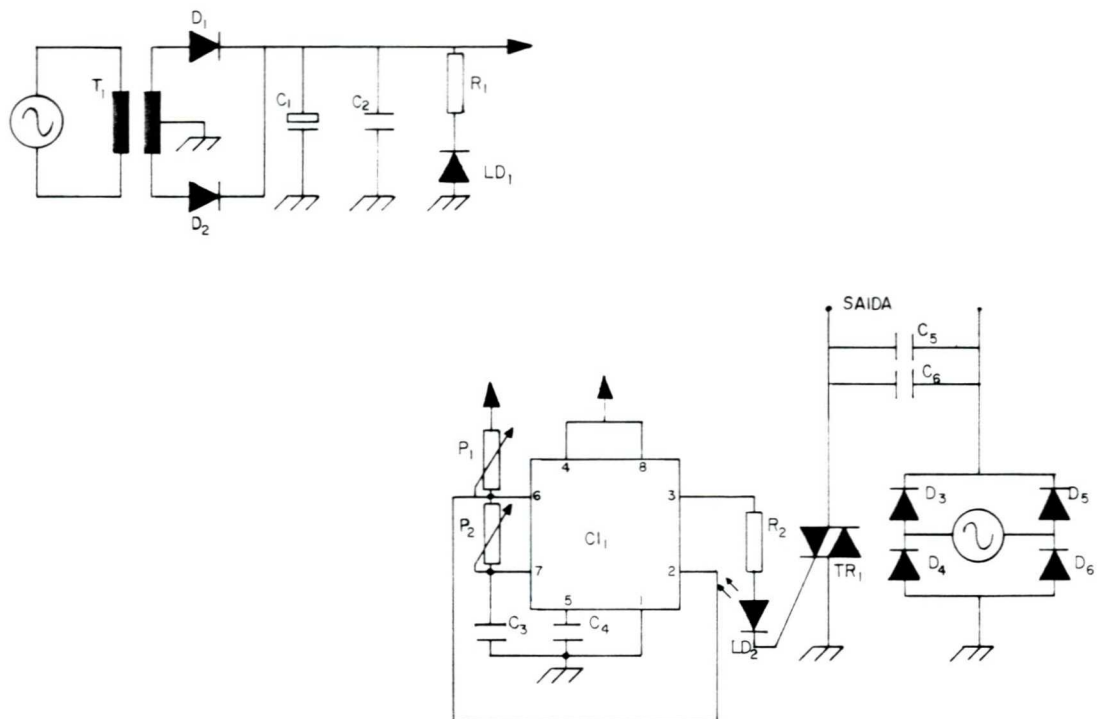


Figura - 11

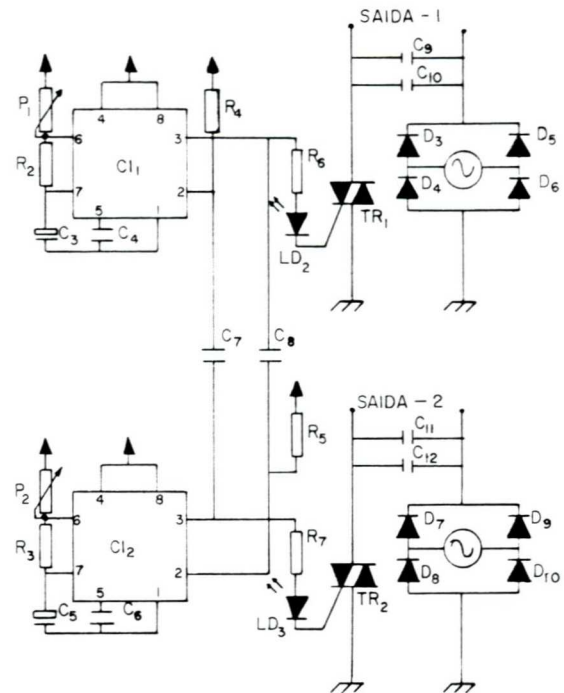
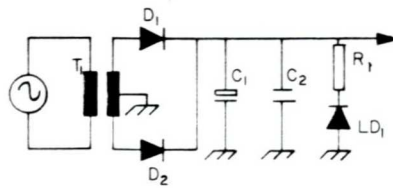


1 - MARCAPASSO DE UM CANAL, FREQUÊNCIA E RELAÇÃO SÍSTOLE/DIÁSTOLE REGULÁVEIS.

- Saída - 178v, pulsado, 500W.
 T₁ - Transformador 12 + 12/300 mA, enrolamento primário 110 V, 5A.
 D₁ a D₆ - Diodo retificador BY 127.
 C₁ - Capacitor eletrolítico 2200 μ F/ 16V.
 C₂ e C₄ - Capacitor de poliéster 100 nF/ 16V.
 C₃ - Capacitor de poliéster 220 nF/ 16V.
 C₅ e C₆ - Capacitor de poliéster 2,2 μ F/ 16V.
 ~ - Rede 110V/ 60 Hz, 5A (entrada).
 R₁ - Resistor de 1/4W, 47 Ω .
 R₂ - Resistor de 1/4W, 470 k Ω .
 P₁ - Potenciômetro 47 k Ω lin.
 P₂ - Potenciômetro 22 k Ω lin.
 LD₁ e LD₂ - Diodo LED FLV 110.
 C₁ - LM 555.
 TR₁ - Triac - TIC 226d.

Projeto e Construção: Valentino Bussyguin.

Figura - 12

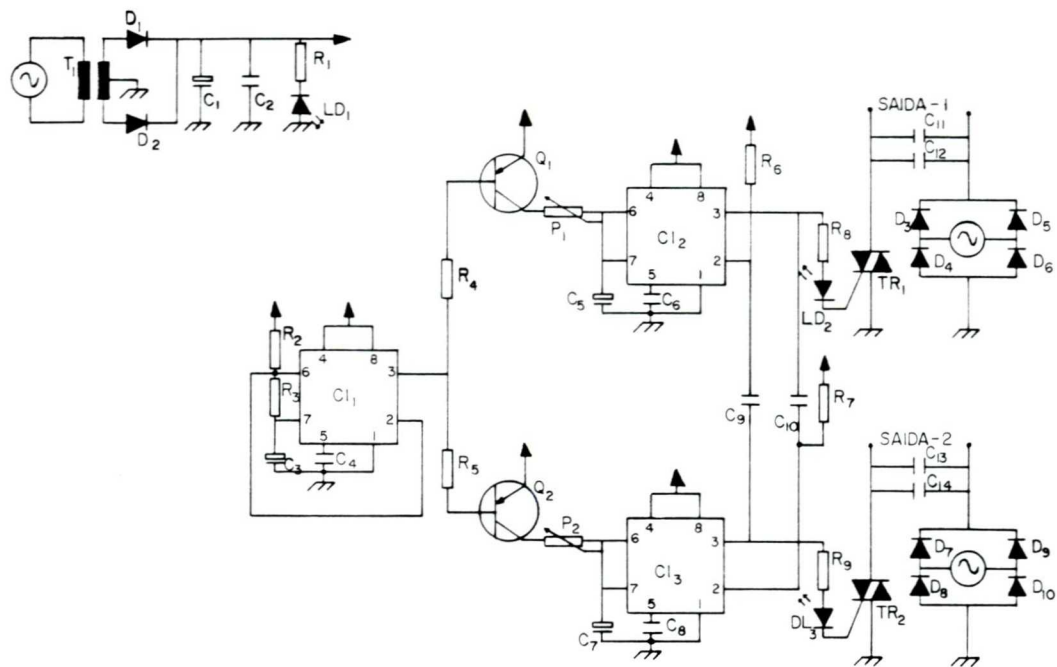


2 - MARCAPASSO DE DOIS CANAIS, FREQUÊNCIA E TEMPOS DE SÍSTOLE E DIÁSTOLE, REGULÁVEIS.

- Saída 1, saída2 - 178V pulsado, 500W.
- T₁ - Transformador 12 + 12/300 mA, enrolamento primário 110V, 5A.
- D₁ a D₁₀ - Diodo retificador BY 127.
- C₁ - Capacitor eletrolítico 2200 μ F/ 16V.
- C₂ e C₄ - Capacitor de poliéster 100 μ F/ 16V.
- C₃ e C₅ - Capacitor eletrolítico 1 μ F/ 16V.
- C₆ a C₈ - Capacitor de poliéster 2200 μ F/ 16V.
- C₉ a C₁₂ - Capacitor de poliéster 2,2 μ F/ 400V.
- ~ - Rede 110V, 60 Hz, 5A (entrada).
- R₁ - Resistor de 1/4W, 47 Ω .
- R₂, R₃ - Resistor de 1/4W, 470 k Ω .
- R₄, R₅ - Resistor de 1/4W, 47 k Ω .
- R₆, R₇ - Resistor de 1/4W, 470 Ω .
- P₁ e P₂ - Potenciômetro 1M Ω lin.
- LD₁ a LD₂ - Diodo LED FLV 110.
- Cl₁ e Cl₂ - LM 555
- TR₁ e TR₂ - Triac-Tic 226 d.

Projeto e Construção: Valentino Bussyguin.

Figura - 13



3 - MARCAPASSO DE DOIS CANAIS, FREQUÊNCIA E RELAÇÃO SÍSTOLE REGULÁVEIS.

Saída 1, saída 2	- 178V pulsado, 500W.
T ₁	- Transformador 12 + 12/300 mA, enrolamento primário 110V, 5A.
D ₁ a D ₁₀	- Diodo retificador BY 127.
C ₁	- Capacitor eletrolítico 220 μ F/ 16V.
C ₂ , C ₄ , e C ₆	- Capacitor de poliéster 100 μ F/ 16V.
C ₈ a C ₁₀	- Capacitor de poliéster 100 μ F/ 16V.
C ₃	- Capacitor eletrolítico 10 μ F/ 16V.
C ₅ e C ₇	- Capacitor eletrolítico 1 μ F/ 16V.
C ₁₁ a C ₁₄	- Capacitor de poliéster 2,2 μ F/ 400V.
~	- Rede 110V/ 60Hz, 5A (entrada).
R ₁	- Resistor de 1/4W, 47 Ω .
R ₂	- Resistor de 1/4W, 15 k Ω .
R ₃	- Resistor de 1/4W, 10 k Ω .
R ₄ , R ₅	- Resistor de 1/4W, 3,3 k Ω .
R ₆ , R ₇	- Resistor de 1/4W, 47 k Ω .
R ₈ , R ₉	- Resistor de 1/4W, 470 Ω .
P ₁ , P ₂	- Potenciômetro 47 k Ω lin.
LD ₁ a LD ₂	- Diodo LED FLV 110.
TR ₁ e TR ₂	- Triac-Tic 226 d.
Q ₁ , Q ₂	- Transistor 2N 3546.
Cl ₁ a Cl ₃	- LM 555

Projeto e Construção: Valentino Bussyguin.

Figura - 14

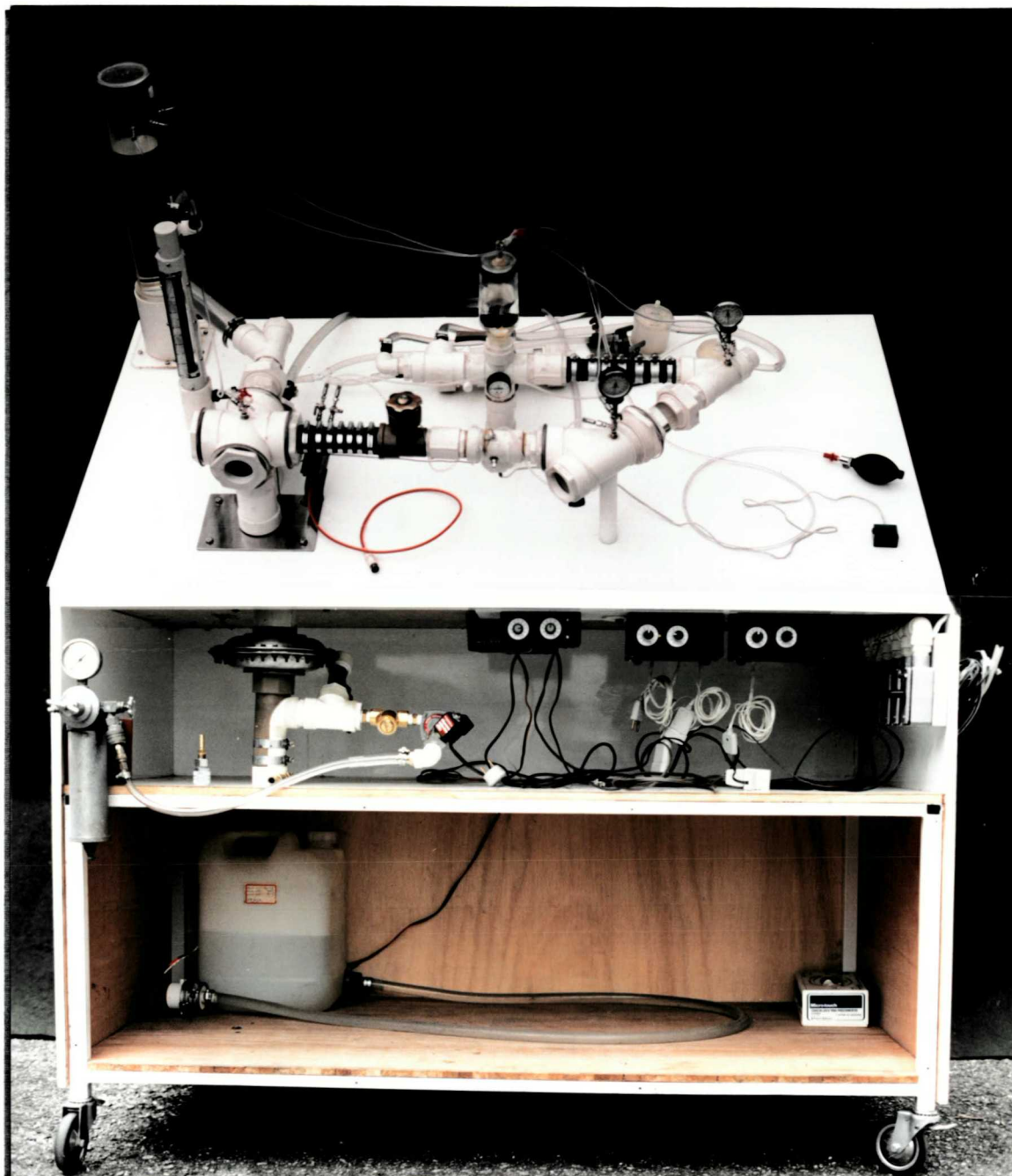


Foto 1 - Vista geral

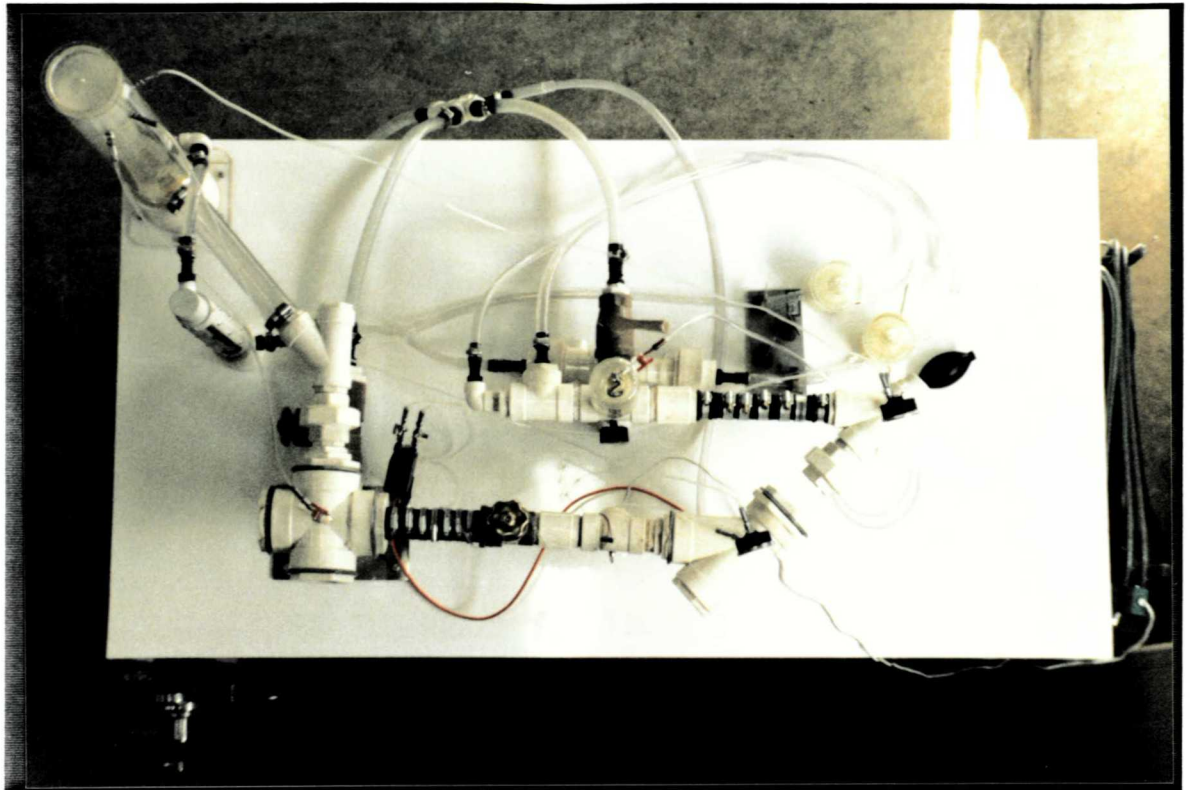


Foto 2 - Vista superior

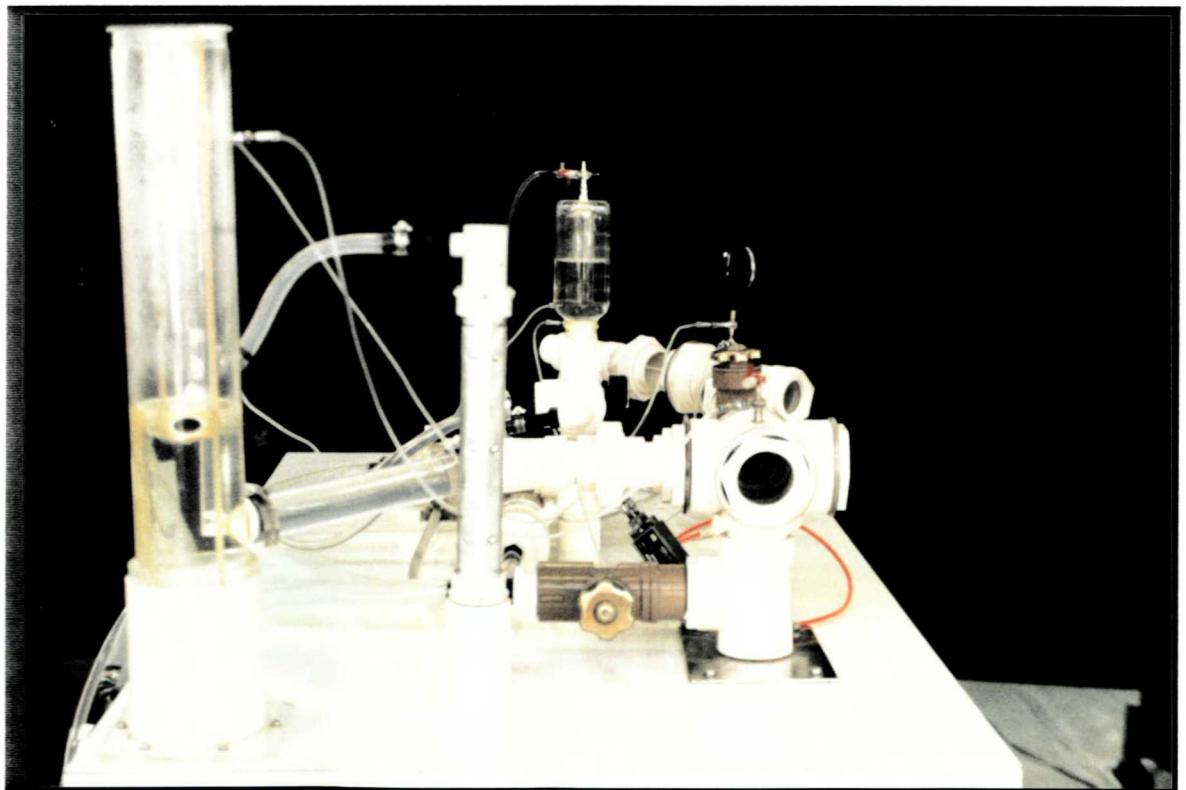


Foto 3 - Vista lateral esquerda

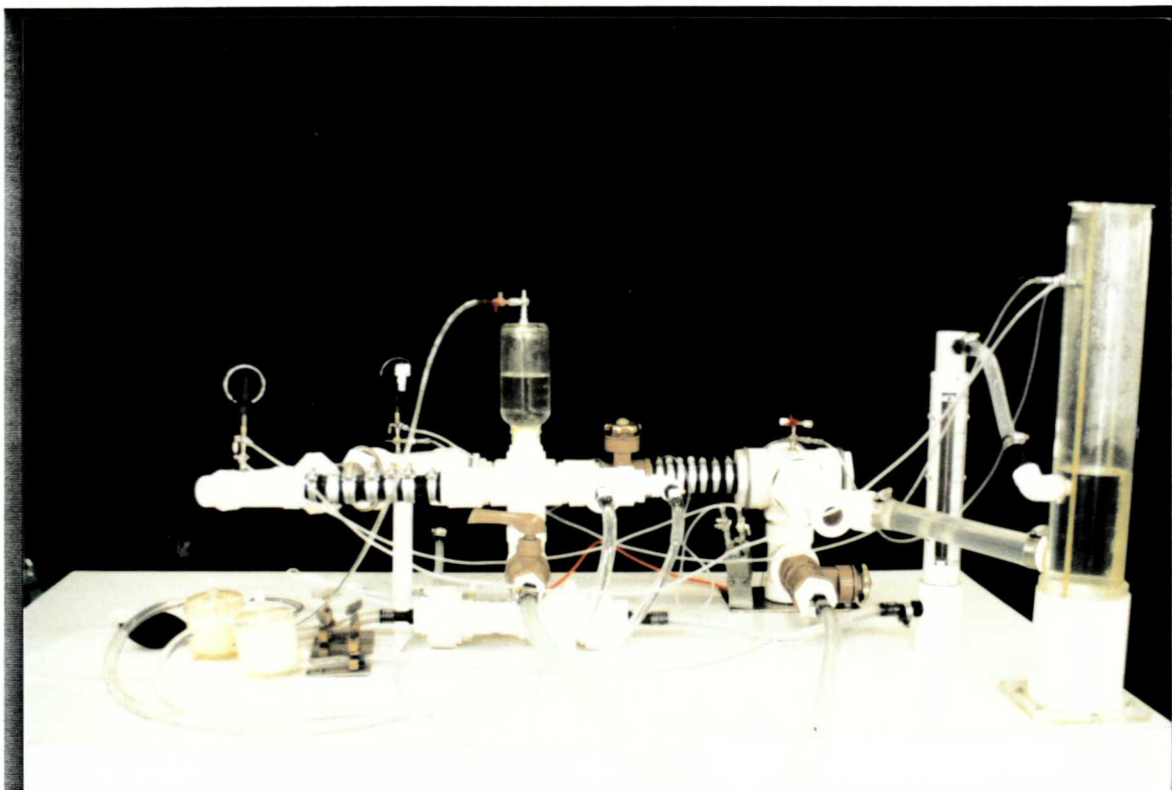


Foto 4 - Vista posterior

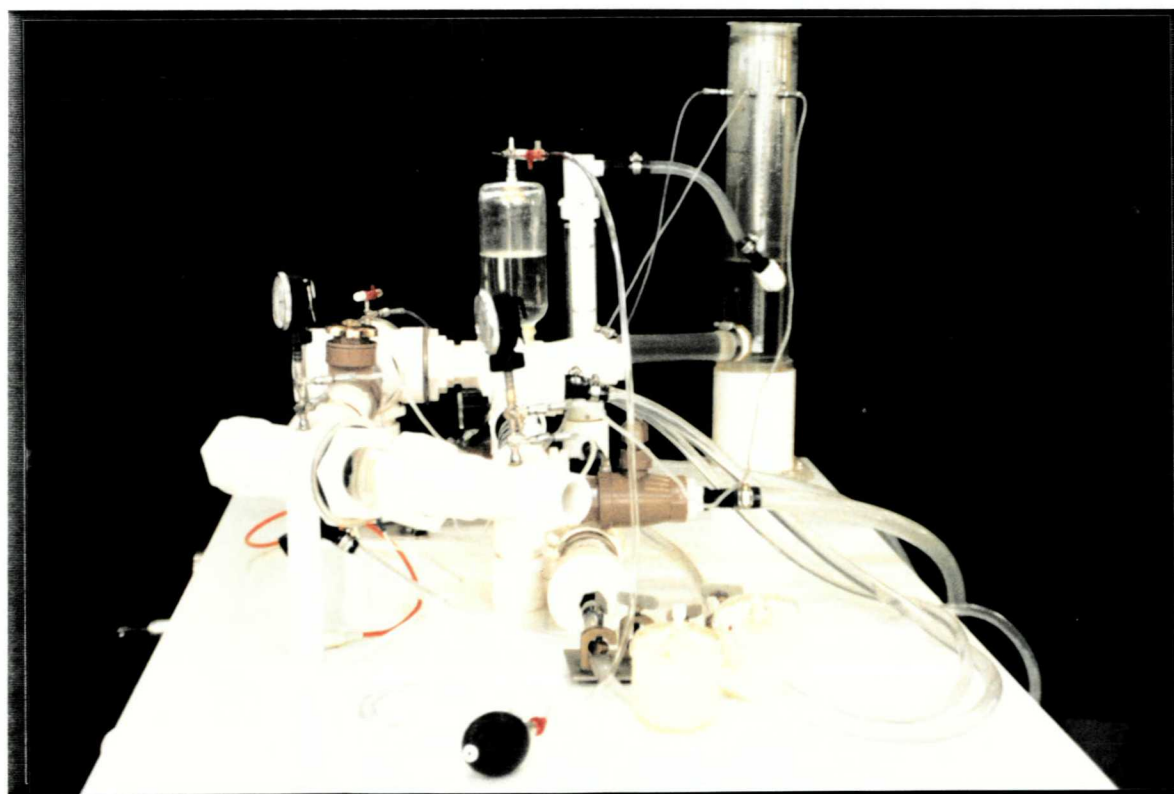


Foto 5 - Vista lateral direita

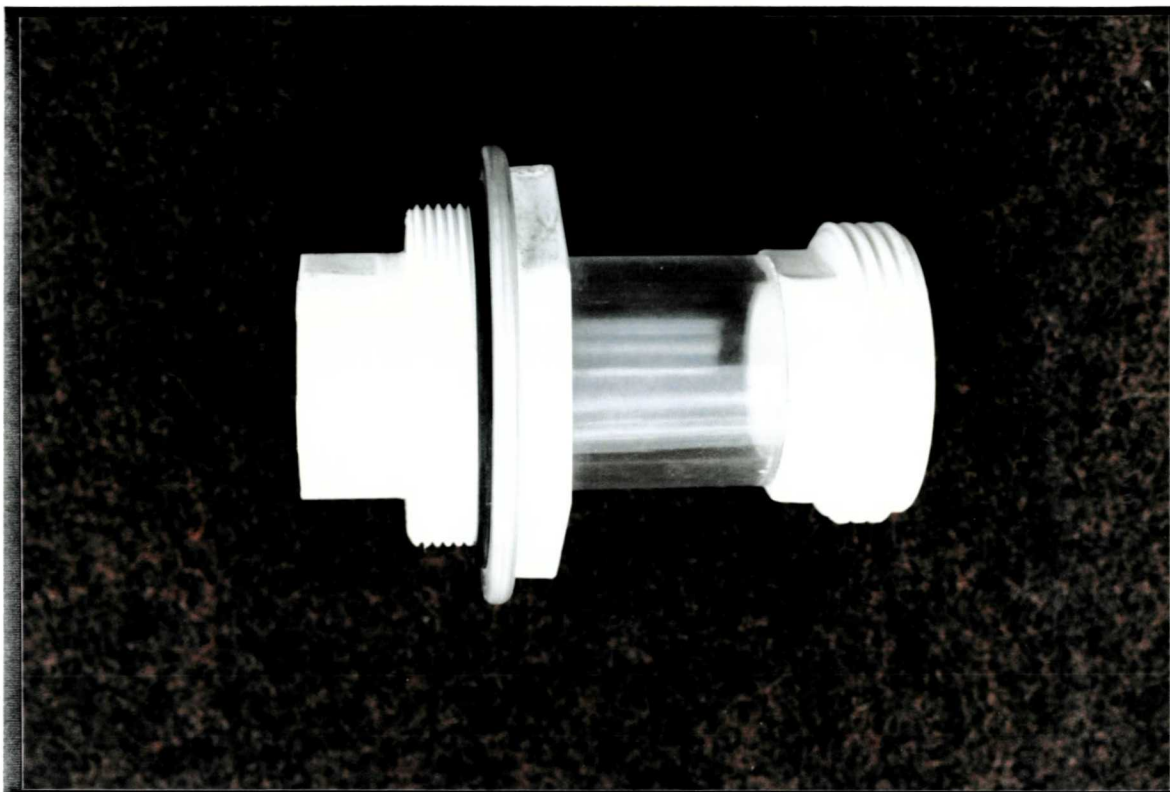


Foto 6 - Porta válvula aórtico, vista lateral

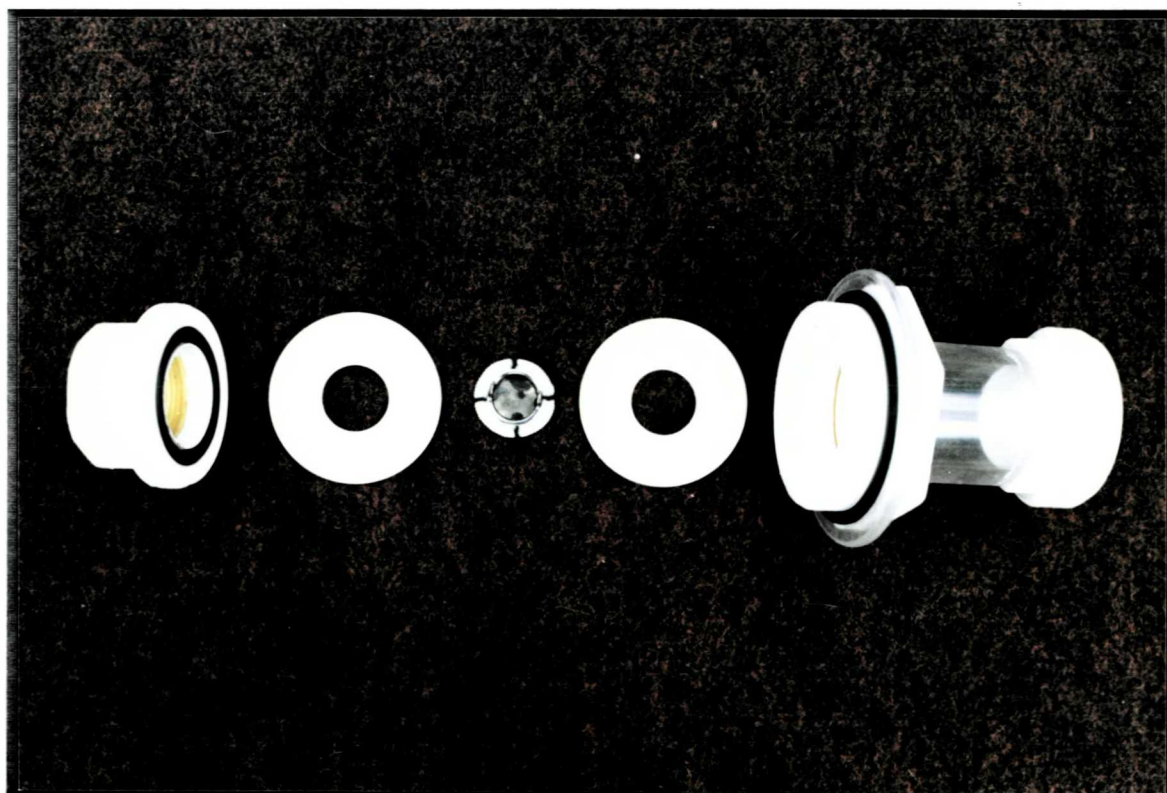


Foto 7 - Porta-válvula aórtico, vista explodida

RESULTADOS

IV RESULTADOS

Para o desenvolvimento do simulador de pulso, foram utilizadas apenas duas válvulas mecânicas: uma OMNICARBON M29 para posição mitral e uma OMNISCIENCE A23 para posição aórtica.

A escolha se deu por dois motivos básicos:

- 1 - São próteses já amplamente estudadas "in vitro" como "in vivo";
- 2 - Pelas suas próprias características, não há necessidade de mantê-las hidratadas.

A configuração final deste equipamento, resultou com as seguintes dimensões: a distância entre o reservatório atrial e a válvula de admissão é de 56cm; entre esta e a válvula de saída é de 73cm; e desta até o reservatório atrial é de 341cm. Assim, para fazer o circuito o líquido percorre 470cm.

O volume para funcionamento é de 6300cm^3 no máximo, e de 4500cm^3 no mínimo.

O funcionamento do aparelho não apresentou vazamento e permitiu boa visibilização das válvulas, como se pode observar nas FOTOS 8 e 9.

A iluminação ambiente permitiu o uso de filmes comuns e técnicas fotográficas simples.

Os resultados obtidos foram possíveis mediante regulagens:

- da pressão, vazão e refluxo do ar comprimido, no conjunto de potência;
- da frequência e relação sístole/diástole, no conjunto de comando;
- da pressão atrial, pelo volume do líquido circulante, com o conjunto de enchimento e esvaziamento;
- da elasticidade do sistema, nas complacências ventricular e aórtica, nos conjuntos ventricular e no de circulação periférica;

- da resistência periférica, com os registros por estrangulamento, no conjunto de circulação periférica.

Por outro lado o osciloscópio utilizado tem grande gama de escalas, como segue:

- escala horizontal (abcissas): 0,1 microsegundo/divisão à 16 segundo/divisão;
- escalas verticais (ordenadas): 1 milivolt/divisão à 5 Volt/ divisão.

Além das regulagens por pontos, na posição calibrada, o equipamento permite variação contínua das escalas, em posição não calibrada.

Foram realizados diversos ensaios com várias regulagens, dos quais apresentamos apenas alguns, conforme as FOTOS 10 a 17.

FOTO 10 - A faixa "a" representa os sinais de sístole (presença de sinal) e de diástole (ausência de sinal).

A faixa "b" representa a curva de vazão.

A faixa "c" representa a curva de pressão, na aorta.

FOTO 11 - As faixas "a" e "b" são conforme já explicado na FOTO 10.

A faixa "d" representa a curva de pressão, no ventrículo.

FOTO 12 - Curvas de pressão aórtica e ventricular.

FOTO 13 - Curvas de vazão, pressão aórtica e ventricular.

FOTO 14 - Curvas de vazão e pressão aórtica.

FOTO 15 - Curvas de vazão e pressão ventricular.

FOTO 16 - Curvas de vazão e pressão aórtica.

FOTO 17 - Curvas de vazão e pressão ventricular.

As curvas apresentadas permitem análise qualitativa e quantitativa dos fenômenos.

4.1 - Análise qualitativa

Deste ponto de vista as curvas resultam compatíveis com as apresentadas na literatura.

As diversas regulagens proporcionam curvas próximas às fisiológicas.

Na curva de vazão pode-se observar tanto o fluxo positivo como o refluxo, e após o término deste há uma vibração devida ao golpe de ariete decorrente do fechamento valvular aórtico. O pico máximo de vazão ocorre um pouco antes do pico máximo de pressão aórtica.

Quanto a forma das curvas de pressão aórtica das FOTOS 13 e 16 são mais próximas à fisiológica do que as das FOTOS 10, 12 e 14, embora apresentem vibrações do golpe de ariete no dicrotismo de fechamento valvular.

As curvas de pressão ventricular tem as suas características em função das regulagens do sistema, como observamos nas FOTOS 15 e 17.

É possível também constatar a repetibilidade das curvas ao longo do tempo.

4.2 - Análise quantitativa

Nas FOTOS 10 e 11 foram feitas algumas medidas para cálculos, conforme o ANEXO 4, do qual salientamos os seguintes parâmetros:

- Duração da sístole elétrica	$T_s = 0,2483 \text{ s (39,27\%)}$
- Duração da diástole elétrica	$T_d = 0,3839 \text{ s (60,73\%)}$
- Duração do ciclo	$T_c = 0,6322 \text{ s (100,00\%)}$
- Frequência	$f = 94,909 \text{ ciclo/min}$
- Vazão máxima positiva	$Q_{\max +} = 21,2014 \text{ dm}^3/\text{min}$
- Vazão máxima negativa	$Q_{\max -} = 8,3690 \text{ dm}^3/\text{min}$
- Percentagem de refluxo	$RF\% = 6,17\%$
- Volume útil injetado em cada ciclo	$V_u = 60,972 \text{ cm}^3/\text{ciclo}$
- Vazão média do circuito	$\bar{Q} = 5,786 \text{ dm}^3/\text{min}$
- Pressão aórtica máxima	$p_{aM} = 193,7 \text{ mmHg}$
- Pressão aórtica mínima	$p_{am} = 86,5 \text{ mmHg}$
- Pressão ventricular máxima	$p_{vM} = 223,9 \text{ mmHg}$
- Pressão ventricular mínima	$p_{vm} = 8,3 \text{ mmHg}$
- Perda de carga transvalvar aórtica	$\Delta p_{tv} = 30,2 \text{ mmHg}$
- Retardo entre o pico de vazão máxima positiva e o pico de pressão aórtica máxima	$r_4 = 46,0 \text{ ms}$
- Resistência periférica	$R = 852 \text{ dyn.s/cm}^5$

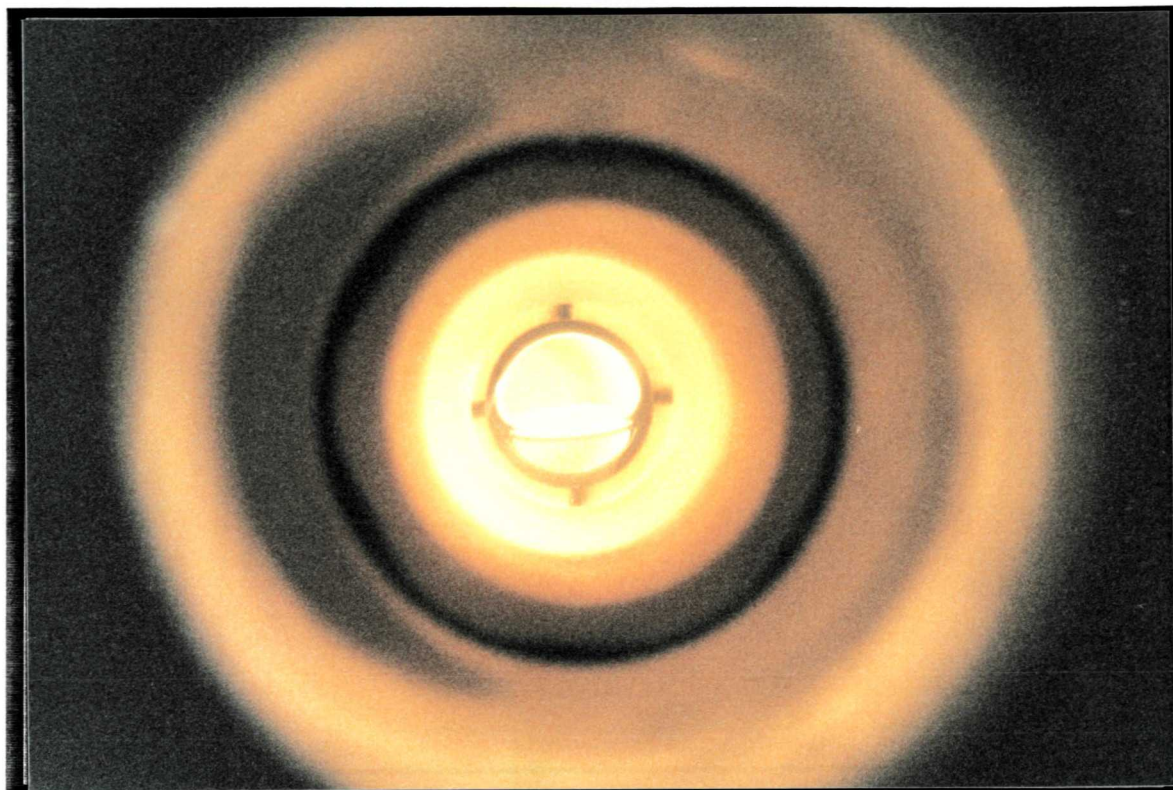


Foto 8 - Válvula aórtica, vista posterior

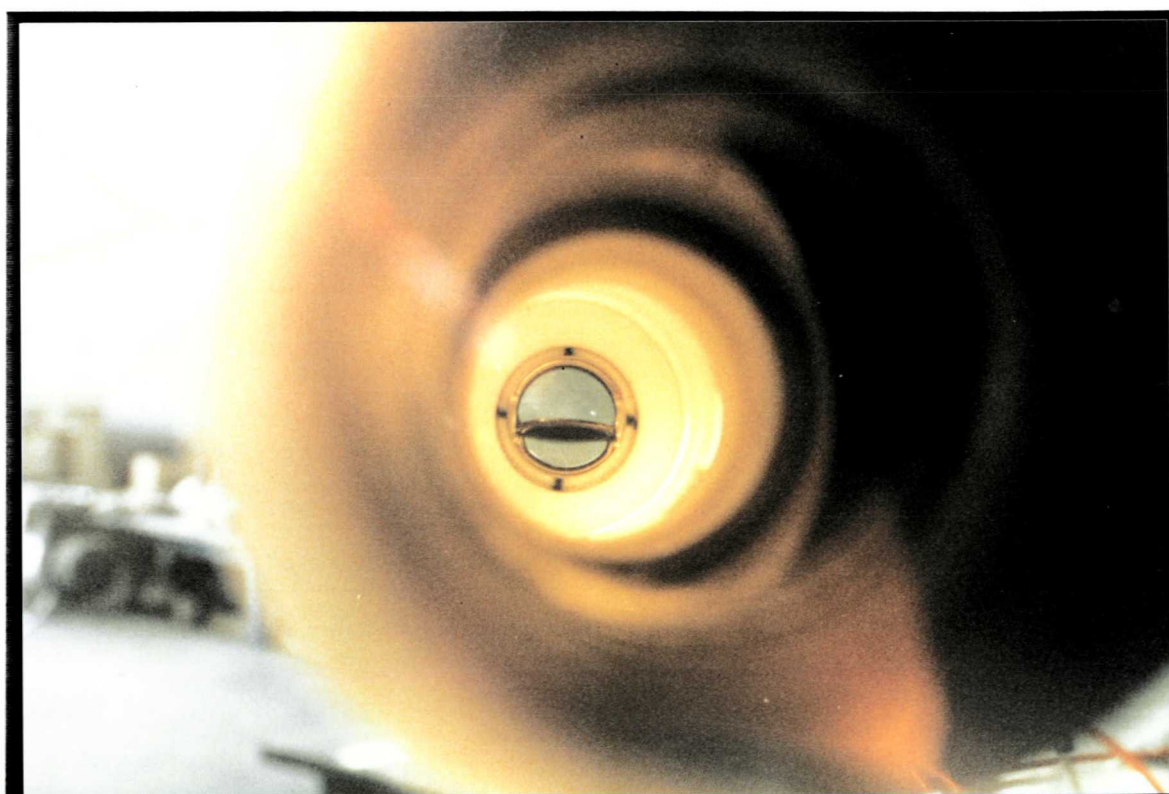


Foto 9 - Válvula aórtica, vista frontal

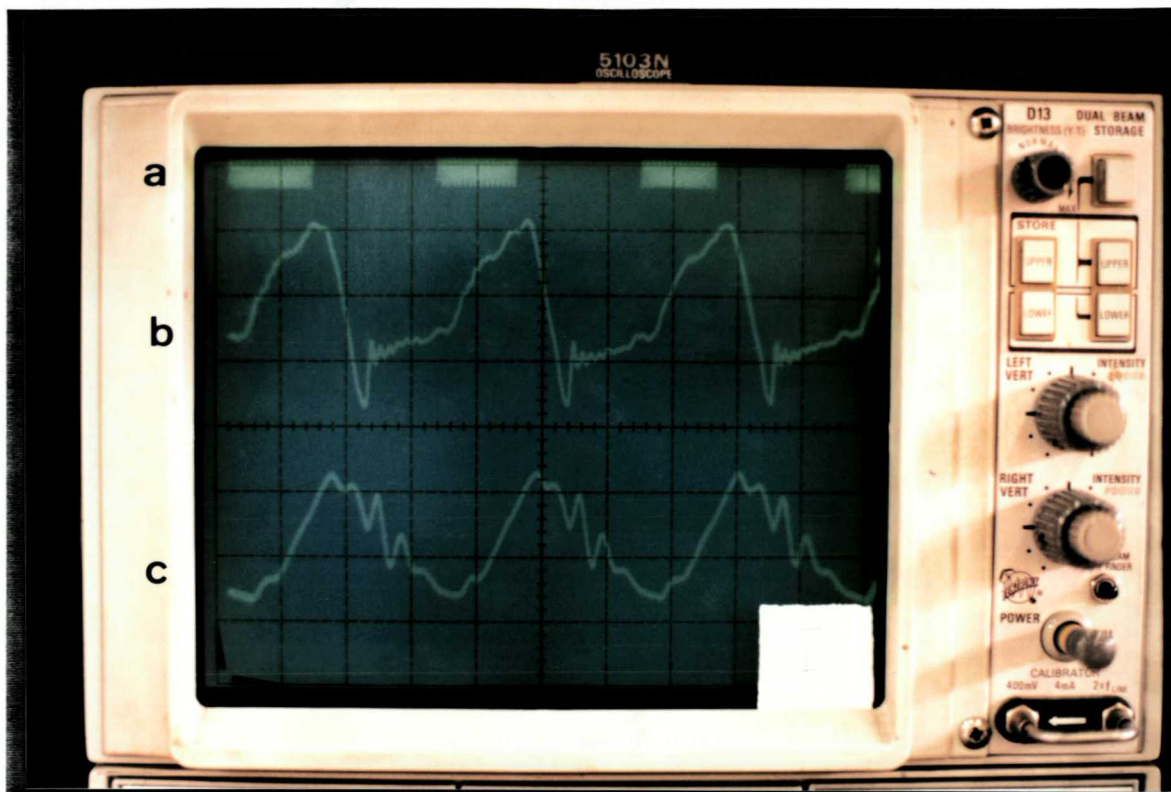


Foto 10 - Curvas de vazão e pressão aórtica

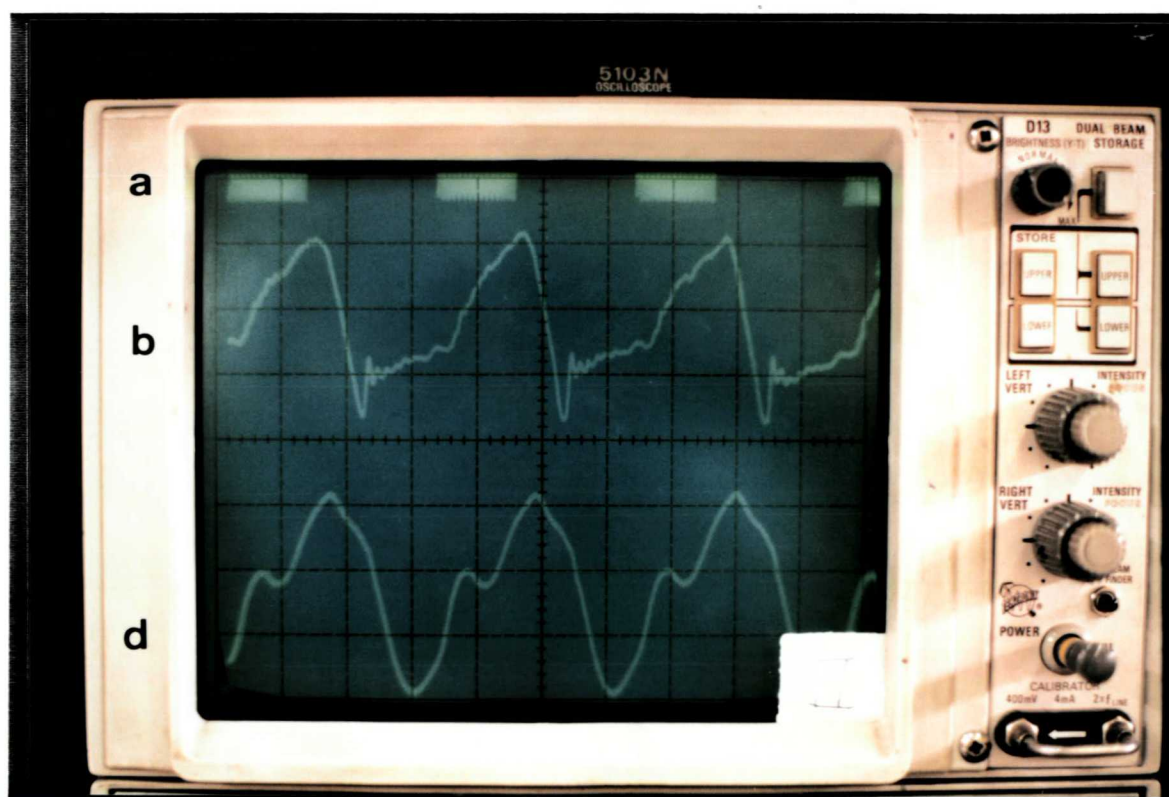


Foto 11 - Curvas de vazão e pressão ventricular

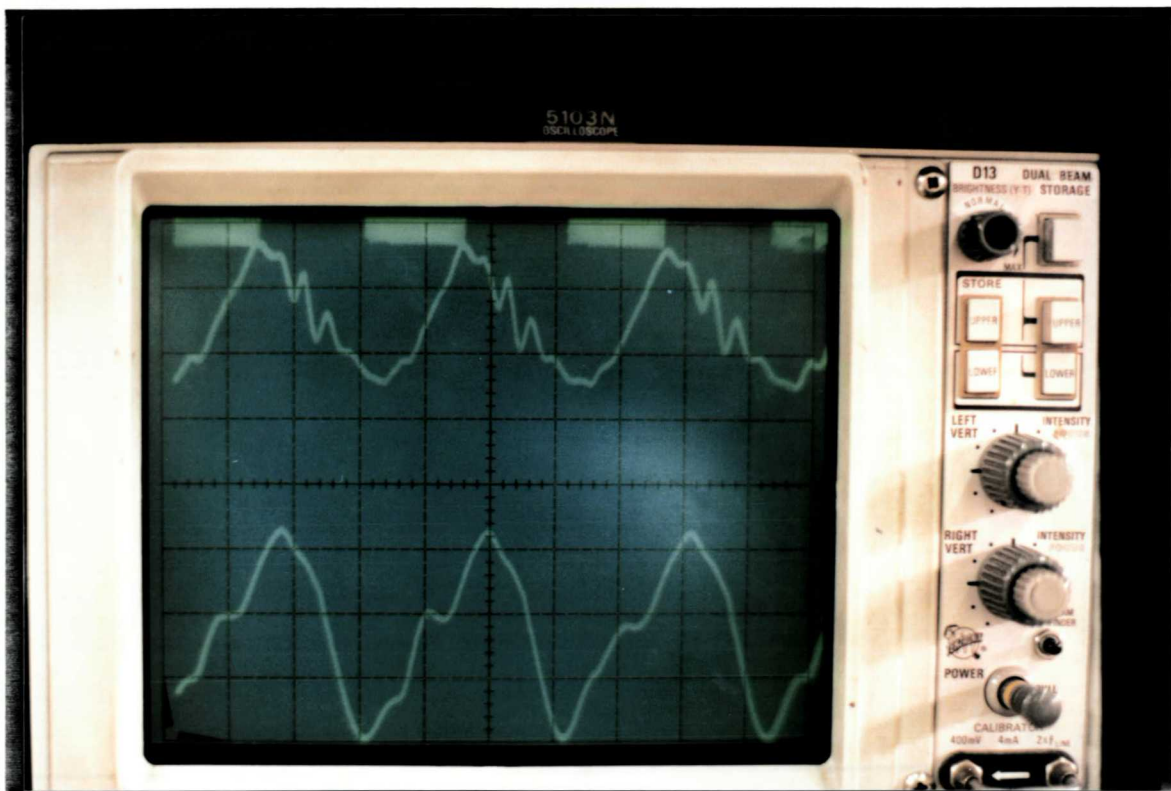


Foto 12 - Curvas de pressão aórtica e ventricular

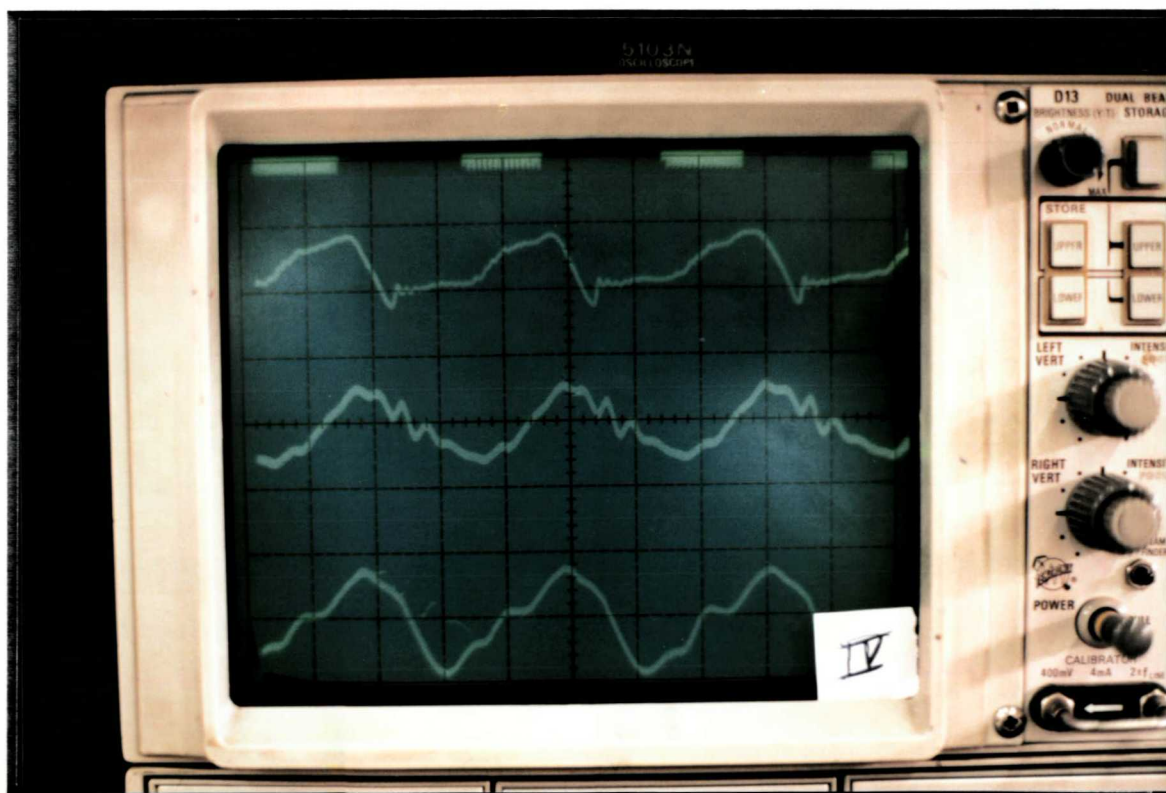


Foto 13 - Curvas de vazão e pressão aórtica e ventricular

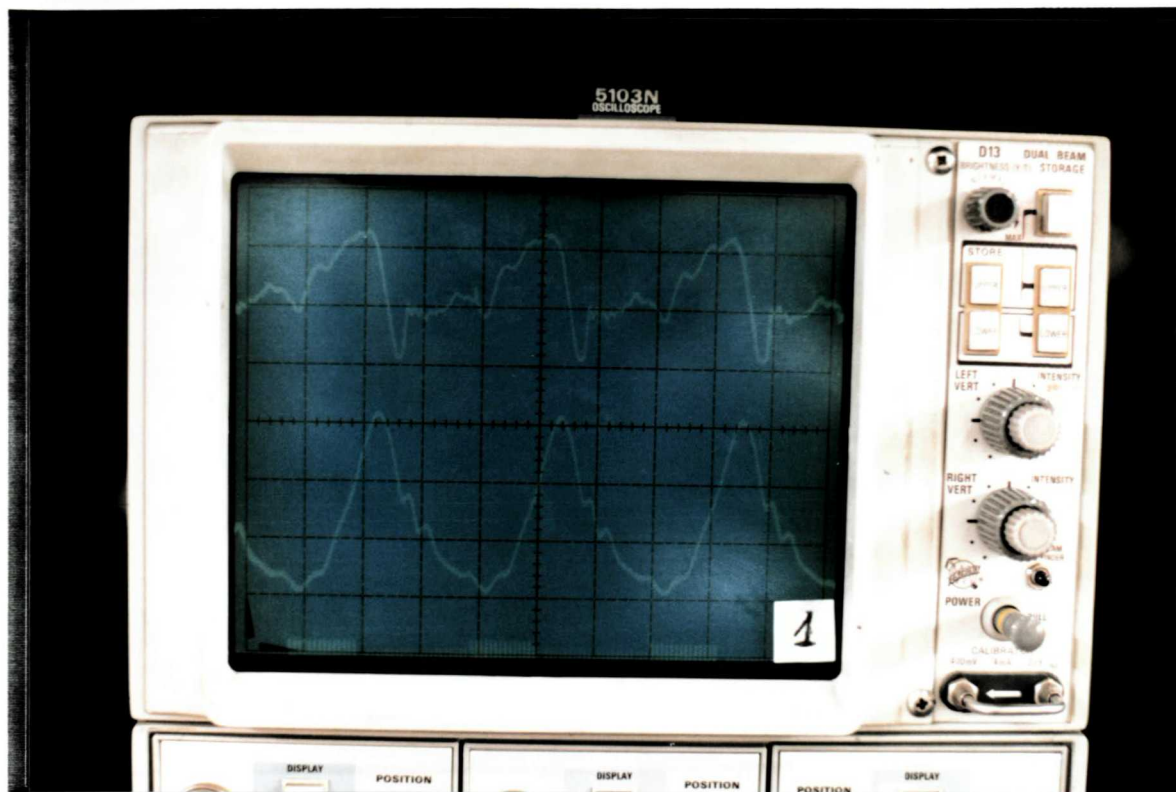


Foto 14 - Curvas de vazão e pressão aórtica

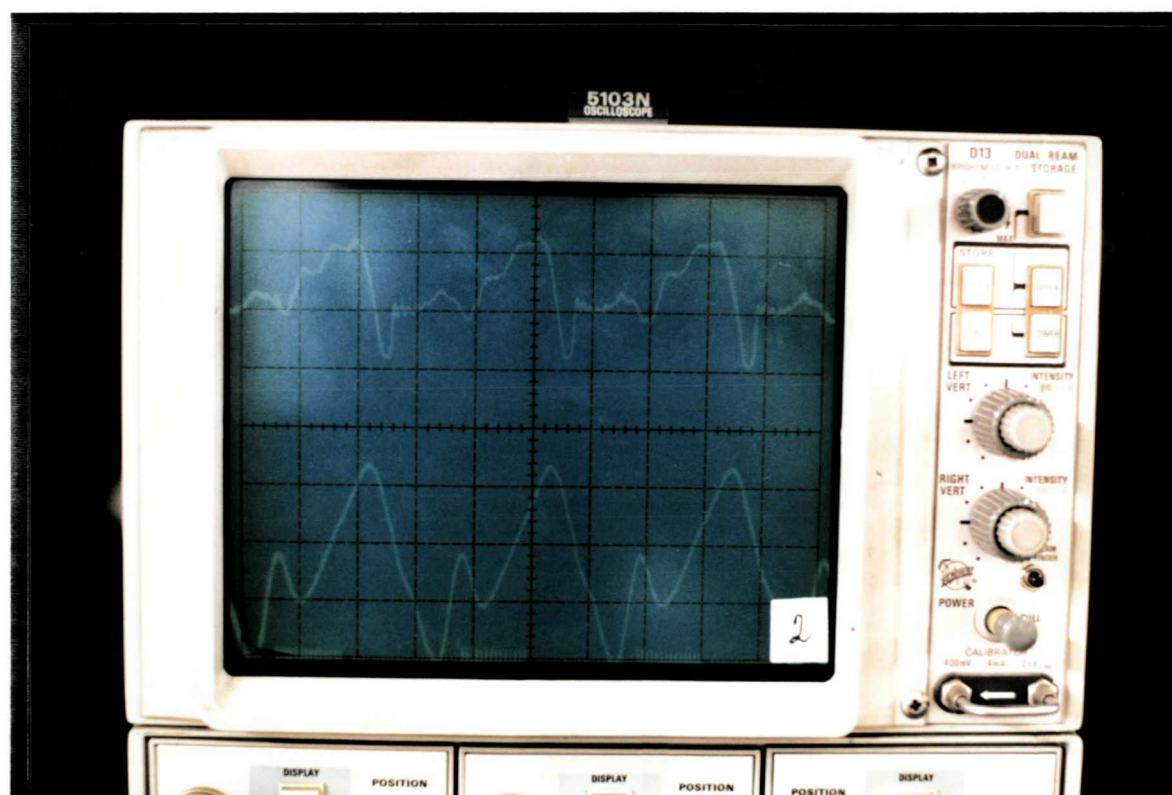


Foto 15 - Curvas de vazão e pressão ventricular

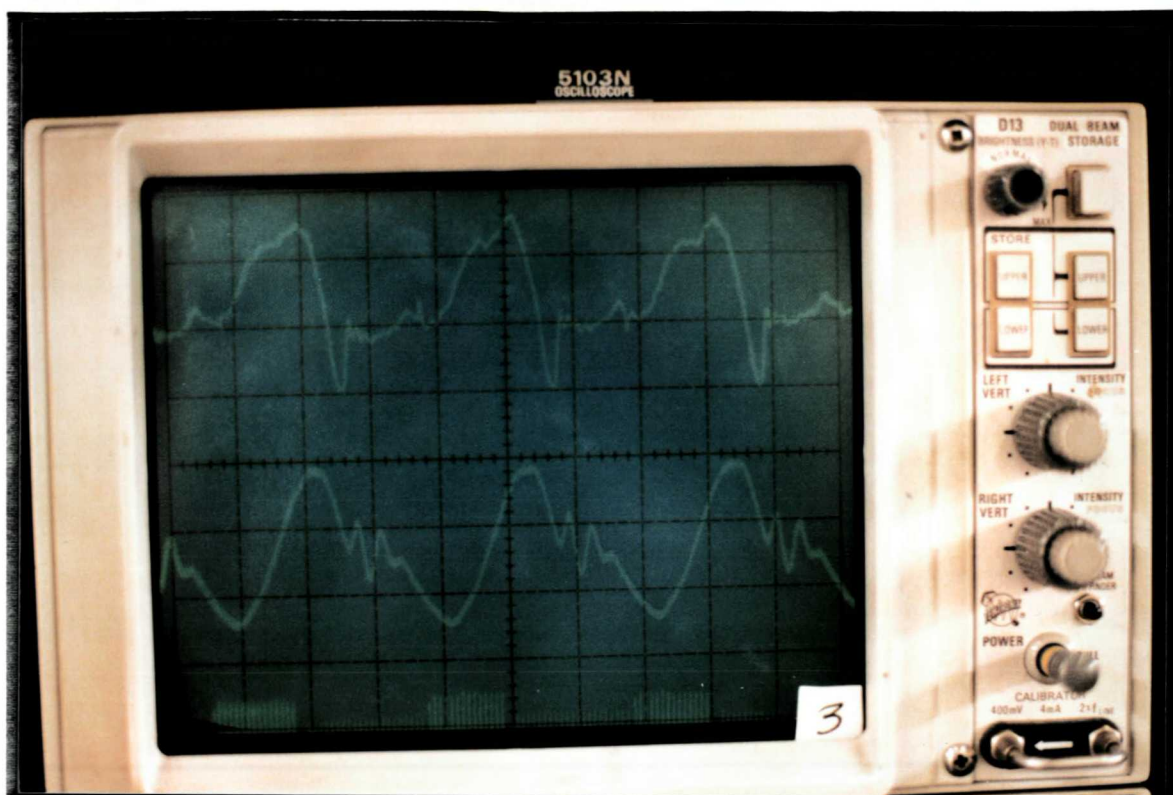


Foto 16 - Curvas de vazão e pressão aórtica

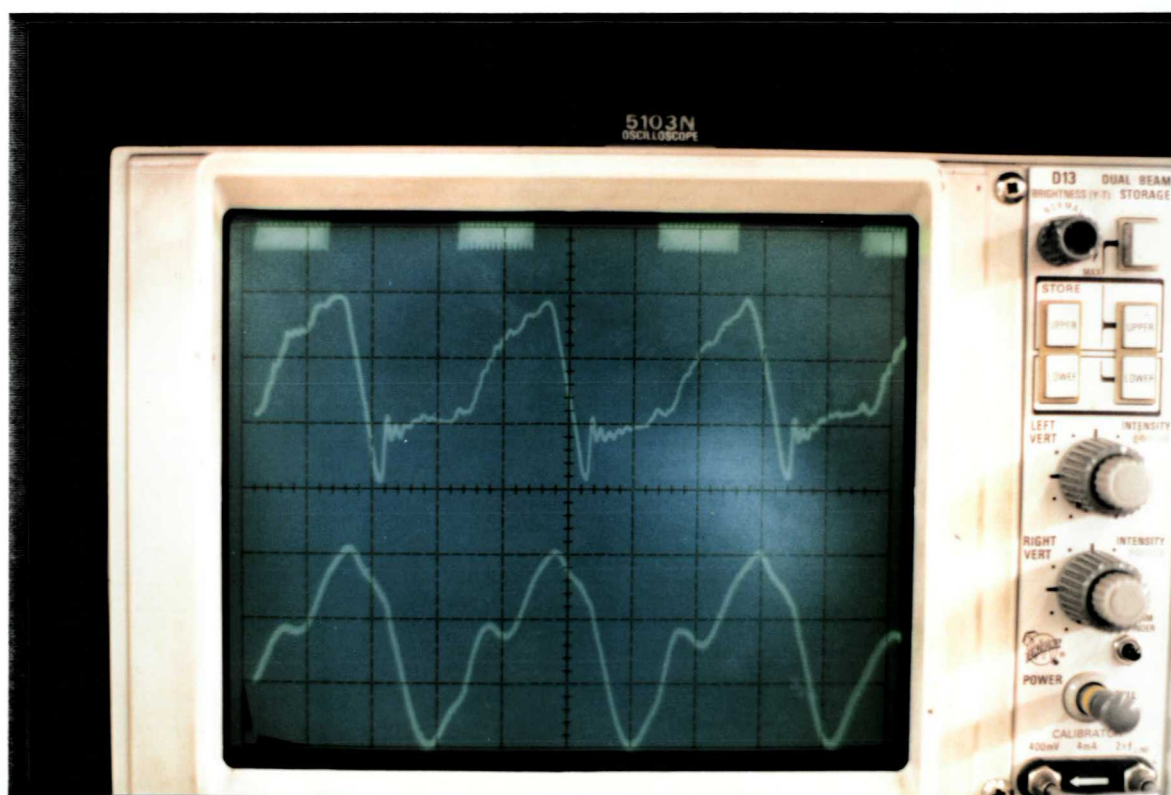


Foto 17 - Curvas de vazão e pressão ventricular

DISCUSSÃO

V DISCUSSÃO

O teste de protótipos e próteses valvares, de maneira rápida, simples e precisa; nosso objetivo proposto, apresentou diversas complexidades, umas previstas e outras inesperadas.

É difícil, ou mesmo impossível, construir um sistema eletro-eletrônico, mecânico, pneumático, hidrodinâmico, etc., que simule em sua totalidade uma parte de um ser vivo.

Na observação dos resultados obtidos deparamos com dados bastante animadores e que merecem serem discutidos de per si.

Assim achamos por bem não correlacioná-los com os encontrados na literatura, por considerarmos tal método muito extenso e cansativo.

Deste modo as considerações serão voltadas mais especificamente para o nosso aparelho, o qual possibilita: boa visibilidade e fácil troca das válvulas, ausência de vazamentos importantes, e medida de alguns parâmetros funcionais.

● CONJUNTO DE POTÊNCIA

A opção por ar comprimido, como fonte de geração de fluxo pulsante do líquido, se deu em função de ser considerada uma energia limpa, evitando o problema de interferências elétricas nos sistemas de medição.

A escolha do diafragma foi feita tendo em vista de que nos corações artificiais utilizam este modo conforme KAMBIC et alii (35).

As inércias, do líquido circulante e das peças móveis da válvula solenóide, bem como a elasticidade do ar comprimido, limitam o presente equipamento a uma frequência de trabalho de 150 ciclos/min.

Este conjunto possui quatro pontos de regulação: pressão e vazão do ar comprimido de alimentação e, pressão e controle da vazão do ar de refluxo para a atmosfera.

Uma maneira de reduzir o número de regulagens e que permita um único comando para variar a potência, implica em alterar a concepção deste conjunto.

Um estudo mais abrangente e detalhado, está sendo feito, visando a sua compacidade, não interferência nos sistemas de medição e mínimo de ajustes e regulagens.

● CONJUNTO DE COMANDO

Os três comutadores marcapasso (conforme esquemas nas figuras 12, 13 e 14), apresentam desempenho satisfatório, porém, devem sofrer modificações nos potenciômetros de modo a permitir ajustes “grosso” e “fino” independentes.

● CONJUNTO DE ENCHIMENTO E Esvaziamento

Apresenta bom desempenho tanto no enchimento como na drenagem, seja parcial ou total.

● CONJUNTO ATRIAL

Deverá ser mais compacto, e com trechos curtos de percurso do líquido. É desejável também que a câmara atrial não seja rígida como a atual, mas elástica e parcialmente colapsável.

● CONJUNTO VENTRICULAR

Na montagem inicial, a válvula aórtica foi colocada no ramo de saída da cruzeta, isto é, próxima da válvula mitral. No entanto, por contingências impostas pelas

curvas (vibrações e golpes de ariete) foi necessário afastá-la, interpondo entre elas um amortecedor complacente de vibrações, com chicanas.

Este procedimento melhorou as curvas de pressão e de vazão, mas aumentou a massa e, portanto a inércia do líquido sujeito à grande variação de pressão que ocorre na câmara ventricular.

A nova concepção do conjunto de potência está sendo estudada, levando em consideração o novo conjunto ventricular, pois estes conjuntos são interdependentes e pode-se dizer que ambos formam um único conjunto, o mais crítico do simulador de pulso.

● CONJUNTO DE MEDIÇÃO DE PRESSÃO

O que estamos utilizando atualmente (Hartmann & Braun), foi fabricado na década de 70 e permite medições acuradas, vida longa em serviço e suportando sobrecargas, que ocorrem em tais aplicações.

É possível otimizar este conjunto com equipamento mais moderno, e concernente à área.

Por outro lado, neste sistema de medição há apenas um transdutor de pressão e um amplificador; sendo utilizados alternativamente na medida de pressão ventricular e aórtica.

É conveniente ter, pelo menos, dois conjuntos destes para possibilitar a medida simultânea destas pressões. Tais equipamentos, já estão disponíveis a nível de produção nacional, o que facilita a sua manutenção.

Quanto ao sistema de manômetros (BD) este não é indicado para medição de pressões variáveis na frequência do pulso cardíaco, e nesta aplicação as medidas apresentam erros devido a inércia e folgas nas peças móveis, e tem vida curta.

• CONJUNTO DE MEDIÇÃO DE VAZÃO

O equipamento utilizado (STATHAM) é muito sensível à influências externas (ondas hertzianas de rádio e TV) merecendo cuidados especiais de proteção, no tocante a blindagem (gaiola de Faraday) e aterramento.

Outrossim, o sensor disponível é o de uso corrente na medição de vazão em vasos sanguíneos, externamente, de pequeno diâmetro, no caso $dn=4\text{mm}$.

Melhor seria ter um sensor tubular, com diâmetro interno de, no mínimo 20mm, nesta aplicação, interposto no circuito.

O rotâmetro de flutuador (OMEL) é nacional, de fácil aferição, muito simples quanto à operação e manutenção, porém a sua aplicação é apenas para fluxos de variação lenta, não sendo indicados para rápidas variações de vazão, dada a inércia do flutuador.

• CONJUNTO DE VISÃO DOS PARÂMETROS DE PRESSÃO E VAZÃO

O osciloscópio TEKTRONIX 5103N é realmente uma ferramenta muito poderosa para estas aplicações, sendo versátil quanto a visibilização de fenômenos desta natureza.

As curvas obtidas reproduziram fielmente os fenômenos de vazão e pressão que ocorreram no sistema, não tendo as mesmas sofrido qualquer filtragem ou artifício no sentido de melhorar suas configurações.

Um registrador gráfico multicanal poderia ser utilizado em substituição ao sistema fotográfico.

• CONJUNTO DE CIRCULAÇÃO PERIFÉRICA

A condicionante de boa visão da válvula aórtica criou dificuldade no posicionamento das complacências, obrigando a sua colocação um tanto distante desta válvula; o que não amortece suficientemente as vibrações, inclusive do golpe de

ariete de fechamento desta válvula. Nos estudos futuros, novas posições das complacências deverão ser consideradas.

Os filtros instalados são os comumente utilizados nas linhas arteriais de circulação extra-corpórea da cirurgia cardíaca e resultam perfeitamente eficientes nesta aplicação, constituindo inclusive uma parte da perda de carga na circulação periférica.

Os registros por estrangulamento, aliados ao oxigenador de membrana capilar, constituem outra parte da perda de carga, a qual é regulável.

● CONJUNTO DE DRENAGEM DE AR

Os quatro drenos de ar funcionam a contento, salvo um detalhe: vazamento nos registros-miniatura normalmente utilizados em ambiente hospitalar.

● FLUÍDO CIRCULANTE

O uso de fluídos, com características físico-químicas próximas do sangue, possibilitam curvas de vazão e pressões tendentes às fisiológicas, no entanto diminuem ou mesmo impedem a visibilidade das válvulas.

A correção da viscosidade do fluído é assunto que já estamos estudando, visando melhorar as condições de escoamento, neste simulador de pulso.

Quando se utiliza um medidor de vazão magneto-hidro-dinâmico há necessidade da presença de íons no fluído.

O uso de sais ou outros produtos, no líquido circulante deve ser feito tendo em vista a proteção do equipamento e das válvulas em teste.

CONCLUSÕES

VI CONCLUSÕES

- 1 - Este simulador proporcionou diversos parâmetros compatíveis com os fisiológicos.
- 2 - É possível a sua construção com os recursos disponíveis em nosso meio.
- 3 - A atual configuração permite troca valvar rápida e simples.
- 4 - Os visores utilizados permitem a visualização das válvulas de modo amplo e claro.
- 5 - Os sistemas de medição devem ser atualizados, visando dar maior simplicidade e operacionalidade.
- 6 - Os conjuntos de potência e ventricular devem ser otimizados.
- 7 - O desenvolvimento deste aparelho proporcionou uma série de dados e informações de suma importância para os estudos da segunda geração.
- 8 - Um trabalho desta natureza não deve ser interrompido.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

VII REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 01 - **ABDALLAH, S.A.; SU, C.S.; HWANG, N.H.C.** Dynamic performance of heart valve prostheses and the testing loop characteristics. **Trans. Am. Soc. Artif. Intern. Organs**, Hagerstown, Md., v. 29, p. 269-300, 1983.
- 02 - **ALMOND, C.H.; MAYHAN, K.G.; YOUNG, R.D.; SIMMONS, E.M.; PATTERSON, B.R.; BIOLSI, M.E.; DAVIS, S.A.; Mc CLATCHEY, B.J.** A physiological approach to high-frequency testing of prosthetic ball valves. **J. Thorac. Cardiovasc. Surg.**, St. Louis, v. 67, n. 6, p. 839-848, 1974.
- 03 - **ALLOAN, L.** Resistência vascular In: _____. **Obtenção de dados, interpretações e aplicações clínicas**. São Paulo : Atheneu, 1982. p. 85-107
- 04 - **ANDRADE, A.J.P.; DISNER Fo, A.; BISCEGLI, J.F.; GOMÉZ, H.C. ARRUDA, A.C.F.** Simulador cardíaco para teste de próteses valvares. **Rev. Bras. Eng.**, Rio de Janeiro, v. 6, n. 2, p. 480-487, 1989.
- 05 - **BLACKSHEAR Jr, P.L.; FORSTROM, R.; WATTERS, C.; DORMAN, F.D.** Effects of flow and turbulence on the formed elements of blood. In: **BREWER, L.A. Prosthetic heart valves**. Springfield, Ill. : Charles C. Thomas, 1969. p. 52-69.
- 06 - **BECKWITH, T.G.; BUCK, N. L.** **Mechanical Measurements**. Reading, Mass. : Addison Wesley, 1965. p. 364-388.
- 07 - **CALVERT, G.; DRABBLE, J.; SERAFIM, R.; TEMPLE, L.J.** An aortic pulse duplicator of simple design. **J. Thorac. Cardiovasc. Surg.**, St. Louis, v. 47, n. 5, p. 633-643, 1964.
- 08 - **CAMARANO, G.P.** Avaliação não invasiva das próteses cardíacas. O ponto de vista dos anos 90. **Rev. Bras. Ecocardiogr.**, Rio de Janeiro, v. 3, n. 7, p. 4-6, 1990.

- 09 - **CANBY, T.Y.** Reshaping our lives. **National Geographic**, Washington DC., v. 12, p. 746-767, 1989.
- 10 - **CHANDRAN, K.B.**; Experimental evaluation of the flow characteristics shows that an ideal valve is yet to be designed. **Mech. Eng.**, New York, v. 1, p. 53-58, 1986.
- 11 - **CLARK, R.E.**; **SWANSON, W.M.**; **KARDOS, J.L.**; **HAGEN, R.W.**; **BEAUCHAMP, R.A.** Durability of prosthetic heart valves. **Ann. Thorac. Surg.**, Boston, v. 26, n. 5, p. 323-335, 1978.
- 12 - **COHN, L.H.**; **ALLRED, E.N.**; **DiSESA, V.J.**; **SAWTELLE, K.**; **SHEMIN, R.J.**; **COLLINS Jr., J.J.** Early and late risk of aortic valve replacement. **J. Thorac. Cardiovasc. Surg.**, St. Louis, v. 88, p. 695-705, 1984.
- 13 - **COOPER, T.**; **SONNENBLICK, E.H.**; **PRIOLA, D.V.**; **NAPOLITANO, L.M.**; **DEMPSEY, P.J.** An intrinsic neuromuscular basis for mitral valve motion. In: **BREWER, L.A.**: Prosthetic heart valves. Springfield, Ill : Charles C. Thomas, 1969. p. 16-23.
- 14 - **COSTA, F.D.A.**; Desempenho hidrodinâmico de próteses de pericárdio bovino.: análise em sistemas de fluxo contínuo. Curitiba, 1987. 158 p. Dissertação (Mestrado em Clínica Cirúrgica) - Setor de Ciências da Saúde da Universidade Federal do Paraná.
- 15 - **DAVILA, J.C.** Considerations pertinent to the design and construction of prostheses. In: **MERENDINO K. A.**; **Prosthetic valve for cardiac surgery.** Springfield, Ill : Charles C. Thomas, 1961. v. 7, p. 1-47.
- 16 - **DAVILA, J.C.**; **TROUT, R.G.**; **SUNNER, J.E.**; **GLOVER, R.P.** A simple mechanical pulse duplicator for cinematography of cardiac valves in action. **Ann. Surg.**, Philadelphia, v. 143, n. 4, p. 544-551, 1956.
- 17 - **FIGLIOLA, R.S.**; **MUELLER, T.J.** On the hemolytic and thrombogenic potential of occluder prosthetic heart valves from In-vitro measurements. **J. Biomech. Eng.**, New York, v. 103, n. 5, p. 83-90, 1981.

- 18 - **FRATER, R.W.M.** Hydrodynamic evaluation of mitral valve substitutes. In: **IONESCU, M.I.; & COHN, L.H. Mitral valve disease.** Boston : Butterworths, 1985. p. 207-216.
- 19 - **FULTON, J.F. A textbook of physiology.** 12. ed. Philadelphia : Saunders, 1955, p. 622.
- 20 - **GABBAY, S.; BORTOLOTTI, U.; WASSERMAN, F.; FACTOR, S.M.** Haemodynamics and durability of mitral bioprosthesis an in vitro study. **Eur. Heart J.**, London UK, v. 5, suppl D, p. 65-71, 1984.
- 21 - **GABBAY, S.; BORTOLOTTI, U.; WASSERMAN, F.; FACTOR, S.; STROM, J.; FRATER, R.W.M.** Fatigue-induced failure of the Ionescu- Shiley pericardial xenograft in the mitral position. **J. Thorac. Cardiovasc. Surg.**, St Louis, v. 87, n. 6, p. 836-844, 1984.
- 22 - ———. Long-term follow-up of the Ionescu-Shiley mitral pericardial xenograft. **J. Thorac. Cardiovasc. Surg.**, St. Louis, v. 88, n. 11, p. 758-763, 1984.
- 23 - **GABBAY, S.; FRATER, R.W.M.** In vitro comparison of the newer heart valve bioprosthesis in the mitral and aortic positions. In: **BODNAR, E.; IACOUB, M., (Ed.) Biologic & bioprosthetic valves.** New York : Yorke Medical Books, 1986. p. 456-467.
- 24 - **GABBAY, S.; KRESH, J. Y.** Bioengineering of Mechanical and biologic heart valve substitutes. In: **GALUCCI, C. Guide to prosthetic cardiac valves.** Berlin : Springer verlag, 1985. p. 239-256.
- 25 - **GABBAY, S.; McQUEEN, D.M.; YELLIN, E.L.; FRATER, R.W.M.** In vitro hydrodynamic comparison of mitral valve prostheses at high flow rates. **J. Thorac. Cardiovasc. Surg.**, St. Louis, v. 76, n. 12, p. 771-787, 1978.
- 26 - **GABBAY, S.; YELLIN, E.L.; FRISHMAN, W.M.; FRATER, R. W.M.** In vitro hydrodynamic comparison of St. Jude, Bjork-Shiley and Hall-Kaster valves. **Trans Am Soc Artif Intern Organs**, Hagerstown Md., v. 26, p. 231-235, 1981.
- 27 - **GIERSIEPEN, M.; REUL, H.; KNOCH, M.; RAU, G.** Pressure drop and velocity fields at mechanical heart valves. **Life Sup. Syst.**, Kent UK, v. 4, n. 2, p. 166-168, 1986.

- 28 - **GORLIN, R.; GORLIN, S.G.** Hydraulic formula for calculation of the area of the stenotic mitral valve, other cardiac valves, and central circulatory shunts. **Am. Heart J.**, St. Louis, v. 11, n. 1, p. 1-29, 1951.
- 29 - **GUYTON, C.A.**; **Tratado de fisiologia médica**. 3. ed. Rio de Janeiro : Guanabara Koogan, 1969. p. 222-295.
- 30 - **HASENKAM, J.M.; NYGAARD, H.; WESTPHAL, D.; REUL, H.; PAULSEN, P.K.; GORMSEN, J.; JORGENSEN, H. S.** 3-Dimensional visualization of velocity fields and turbulence distribution downstream of six mechanical aortic valve prostheses in-vitro. **Life Sup. Syst.**, Kent UK, v. 4, n. 2, p. 145-147, 1986.
- 31 - **HEILIGER, H.; MITTERMAYER, C.H.** In vitro testing of two different types of mechanical heart valves: Bjork-Shiley monostrut and duromedics. **Life Sup. Syst.**, Kent UK, v. 4, n. 2, p. 163-165, 1986.
- 32 - **HENDRIKS, F.F.A.; TURINA, M.; HUYSMANS, H.A.** In vitro and in vivo assessment of the flow characteristics of the Xenomedica porcine xenograft. In: **BODNAR, E.; IACOUB, M.** (Ed.). **Biologic & bioprosthetic valves**. New York: Yorke Medical Books. 1986. p. 469-475.
- 33 - **IMAMURA, E.; OHTEKI, H.; TSUTSUI, T.; NISHIYA, Y.; ISHIHARA, S; KOYANAGI, H.** Open versus closed position fixation of bioprostheses. **J. Thorac. Cardiovasc. Surg.**, St. Louis, v. 83, n. 4, p. 610-617, 1982.
- 34 - **IONESCU, M.I.; TANDON, A.P.** Long-term clinical and hemodynamic evaluation of the Ionescu-Shiley pericardial xenograft heart valve. **INTERNATIONAL SYMPOSIUM FOR ARTIFICIAL ORGANS ON ARTIFICIAL HEART VALVES AND MECHANICAL CIRCULATORY SUPPORT**, (3 : 1979 :) v. 1, p. 18-21.
- 35 - **KAMBIC, H.E.; MURABAYASHI, S.; NOSÉ, Y.** Biomaterials in Artificial Organs. **Chem. Eng. News**, Washington DC, v. 4, p. 30-48, 1986.
- 36 - **KASTER, R.L.; BONNABEAU Jr., R.C.; TANAKA, S. ; LILLEHEI, C.W.** Comparative analysis of in vitro flow characteristics of seven types of prosthetic heart valves. In: **BREWER, L.A.** **Prosthetic heart valves**. Springfield Ill. : Charles C. Thomas, 1969. p. 52-69.

- 37 - **KITAMURA, T. ; AFFELD, K.; MOHNHAUPT, A.** Design of a new pulse duplicator system for prosthetic heart valves. **J. Biomech. Eng.**, New York, v. 109, n. 2, p. 43-47, 1987.
- 38 - **KLAIN, M.; LEITZ, K.H; KOLFF, W.J.** Comparative testing of artificial heart valves in a mock circulation. In: **BREWER, L.A. Prosthetic heart valves.** Springfield Ill. : Charles C.Thomas, 1969. p. 114-136.
- 39 - **KNOTT, E.; REUL, H.; STEINSEIFER, U.** Pressure drop, energy loss and closure volume of prosthetic heart valves in aortic and mitral position under pulsatile flow conditions. **Life Sup. Syst.**, Kent UK, v. 4, n. 2, p. 139-141, 1986.
- 40 - **KOORAJIAN, S.; KELLER, D.P.; PIERIE, W.R.; STARR, A.; HERR, R.** Criteria and systems for testing artificial heart valves in vitro. In: **BREWER, L.A. Prosthetic heart valves.** Springfield Ill. : Charles C. Thomas, 1969. p. 92-113.
- 41 - **LAXMINARAYAN, S.; KADAM, P.; GABBAY, S.** A pulse duplicator model for testing of heart valves. In: **ANNUAL CONFERENCE OF THE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY** (8. : 1986 :). p. 120-123.
- 42 - **LYNCH, P.R.; BOVE, A.A.** Patterns of blood flow through the intact heart and its valves. In: **BREWER, L.A. Prosthetic heart valves.** Springfield Ill. : Charles C. Thomas, 1969. p. 23-33.
- 43 - **MacDONALD, I.; FISHER, J.; EVANS, A.L.; WHEATLEY, D.J.** A microcomputer-based data acquisition system for a prosthetic heart valve test apparatus. **J. Med. Eng. Technol.**, London UK, v. 10, n. 6, p. 321-324. 1986.
- 44 - **MACINTYRE, A.J.** Máquinas motrizes hidráulicas. Rio de Janeiro : Guanabara Dois, 1983. p. 399-407.
- 45 - **MARTIN, T.R.P.; BLACK, M.M.** Problems of in-vitro testing of the heart valve replacements. **Proc. Eur. Soc. Artif. Organs.** v. 3, p. 131-138, 1976.
- 46 - **MARTIN, T.R.P.; TINDALE, W.B.; NOORT, R. V.; BLACK, M. M.** In vitro heart valve evaluation: fact or fantasy. **Trans. Am. Soc. Artif. Organs**, Hagerstown, Md, v. 27, p. 475-479, 1981.

- 47 - **MODI, V.J.; AKUTSU, T.** LDA study of several mechanical prosthetic heart valves. **Life Sup. Syst.**, Kent UK, v. 4, n. 2, p. 136-138, 1986.
- 48 - **MORVAN, D.; CASSOT, F.; PELISSIER, R.** Physical simulation model for analysis of flow behind a valvular prosthesis. **Life Sup. Syst.**, Kent UK, v. 4, n. 2, p. 172-174, 1986.
- 49 - **NAVIA, J.A.; GIMENEZ, C.; TAMASHIRO, A.; ESPER, R.; HALLER, K.; LIOTTA, D.** The low profile bioprosthesis for cardiac valve replacement. **Med. Instrum.**, Baltimore, v. 16, n. 1, p. 57-59, 1982.
- 50 - **OKUDE, J.; SAKAI, K.; MATSUNAMI, O.; TANABE, T.** In vitro evaluation of hydrodynamics of prosthetic heart valves. **Life Sup. Syst.**, Kent UK, v. 4, n. 2, p. 133-135, 1986.
- 51 - **OKUNO, E.; CALDAS, I.L.; CHOW, C.** Física para ciências biológicas e biomédicas. São Paulo : Harbra, 1986. p. 321-340.
- 52 - **PEREDO, M.O.W.** Evaluation report the biocor/genetic porcine valve in vitro hydrodynamic assessment. Sheffield : Sheffield University and Health Authority, 1984. 20 p.
- 53 - **REUL, H.; GIERSIEPEN, M.; KNOTT, E.** Laboratory testing of prosthetic heart valves. **Eng. Med. MEP**, London UK, v. 16, n. 2, p. 67-76, 1987.
- 54 - ———. In vitro testing methods for artificial heart valves. In: **ANNUAL CONFERENCE OF THE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY.** (8. : 1986 :) p. 116-119.
- 55 - **ROSEN, J.J.; WRIGHT, J.T.M.; MYERS, D.J.; JOHANSEN, J.** Hydrodynamics performance of a new pericardial heart valve. **Trans. Am. Soc. Artif. Intern. Organs**, Hagerstown, Md., v. 27, p. 151-154, 1981.
- 56 - **SCOTTEN, L.N.; WALKER, D.K.; BROWNLEE, R.T.** Construction and evaluation of a hydromechanical simulation facility for the assessment of mitral valve prostheses. **J. Med. Eng. Technol.**, London UK, v. 3, n. 1, p. 11-18, 1979.

- 57 - **SILVA, M. R.** *Fisiologia da circulação*. São Paulo : Edart, 1973. p. 106-109.
- 58 - **SMELOFF, E.A.; DAVEY, T.B.; KAUFMAN, B.** Patterns of blood flow through artificial valves. In: **BREWER, L.A.** *Prosthetic heart valves*. Springfield Ill. : Charles C. Thomas, 1986, p. 70-91.
- 59 - **STEINMETZ Jr., G.P.; MAY Jr., K.J., MUELLER, V., ANDERSON, H.N., MERENDINO, K.A.** An improved accelerated fatigue machine and pulse simulator for testing and developing prosthetic cardiac valves. **J. Thorac. Cardiovasc. Surg.**, St. Louis, v. 47, p. 186-198, 1964.
- 60 - **STRANDNESS, D.E; SAMMER, D.S.** *Hemodynamics for surgeons*. New York : Grune & Stratton, 1975. p. 52.
- 61 - **TROWBRIDGE, E.A.; ROBERTS, K.M.; CROFTS, C.E.; LAWFORDE, P.V.** Pericardial heterografts. **J. Thorac. Cardiovasc. Surg.**, St. Louis, v. 92, p. 21-28, 1986.
- 62 - **VIEIRA, P.F.; MELLO, C.P. DE; NAKINI, K; TSUZUKI, S.; ZERBINI, E.J.** Ensaio de perda de carga em valvas cardíacas de dura-mater. In: **CONGRESSO DE CIRURGIA CARDIACA** (4 : 1976 :) p. 29-34.
- 63 - **VIEIRA, P.F.; TSUZUKI, S.; MELLO, C.P. DE; MELLO, S.; ZERBINI, E.J.** Ensaio de próteses no simulador cardíaco. **Rev. Bras. Med.**, São Paulo, v. 32, n. 4, p. 195-198, 1976.
- 64 - **WALKER, D.K.; SCOTTEN, L.N.; BROWNLEE, R.T.** The mitro flow pericardial heart valve. **Scand. J. Thorac. Cardiovasc. Surg.**, Stockholm, v. 19, n. 2, p. 131-138, 1985.
- 65 ———. New generation tissue valves. **J. Thorac. Cardiovasc. Surg.**, St. Louis, v. 88, n. 4, p. 573-582, 1984.
- 66 - **WALKER, D.K.; SCOTTEN, L.N.; MODI, V.J.; BROWNLEE, R.T.** In vitro assessment of mitral valves prostheses. **J. Thorac. Cardiovasc. Surg.**, St. Louis, v. 79, n. 5, p. 680-688, 1980.

- 67 - **WALKER, D.K.; SCOTTEN, L.N.; NUGENT, A.H.; BROWNLEE, R.T.** In vitro assessment of the Ionescu-Shiley III, Mitral Medical, and Edwards Pericardial Valves. In: **BODNAR, E.; IACOUB, M. (Ed.) Biologic & bioprosthetic valves.** New York : Yorke Medical Books, 1986. p. 588-595.
- 68 - **WESSEL, H.U.; KEZDI, P.; LEWIS, F.J.** A simple external pulse duplicator for observation of cardiac valvular action. **J. Thorac. Cardiovasc. Surg.**, St. Louis, v. 43, n. 4, p. 513-516, 1962.
- 69 - **WIETING, D.W.; HALL, C.W.; LIOTTA, D.; DE BAKEY, M.E.** Dynamic flow behavior of artificial heart valves. In: **BREWER, L.A. Prosthetic heart valves.** Springfield Ill. : Charles C. Thomas, 1969. p. 35-51.
- 70 - **WOO, Y.R.; BRENDZEL, A.M.** In vitro pulsatile flow visualization studies with bileaflet mechanical heart valves. In: **ANNUAL CONFERENCE OF THE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY (8 : 1986 :)** p. 124-126.
- 71 - **WRIGHT, J.T.M.** Hydrodynamics evaluation of tissue valves. In: **IONESCU, M.I. (Ed) Tissue heart valves.** London : Butterworths, 1979. p. 19-87.
- 72 - **WRIGHT, J.T.M.; BROWN, M.C.** A method for measuring the mean pressure gradient across prosthetic heart valves under in vitro pulsatile flow conditions. **Med. Instrum.**, Baltimore, v. 11, n. 2, p. 110-113, 1977.
- 73 - **YANG, S.S.; BENTIVOGLIO, L.G.; MARANHÃO, V.; SOLDEBERG, H.** Cardiac catheterization data to hemodynamic parameters. Philadelphia : F.A. Davis, 1972. p. 37-41.
- 74 - **YELLIN, E.L.; FRATER, R.W.M.; PESKIN, C.S.; EPSTEIN, W.H.** Dynamics of flow across natural mitral valve. New York : American Society of Mechanical Engineering, 1972. 7 p.
- 75 - **YOGANATHAN, A.P.; WOO, Y.R.; SUNG, H.W.; WILLIAMS, F.P. FRANCH, R.H.; JONES, M.** In vitro hemodynamic characteristics of tissue bioprostheses in the aortic position. **J. Thorac. Cardiovasc. Surg.**, St. Louis, v. 92, n. 2, p. 198-209, 1986.

- 76 - **YOGANATHAN, A.P.; CORCORAN, W.H.** Pressure drops across prosthetic aortic heart valves under steady and pulsatile flow in-vitro measurements. **J. Biomech.**, Elmsford, N.Y., v. 12, p. 153-164, 1979.
- 77 - **YOGANATHAN, A.P.; McMILLAN, S.T.; JONES, M.; EIDBO, E.** Flow mapping of mitral heart valve prostheses. **Life Sup. Syst.**, Kent UK, v. 4, n. 2, p. 183-185, 1986.
- 78 - **YOGANATHAN, A.P.; CORCORAN, W.H.; HARRISON, E.C.** Wall shear stress measurements in the near vicinity of prosthetic aortic heart valves. **J. Bioeng.**, New York, v. 2, p. 369-379, 1978.

ANEXOS

VIII ANEXOS

ANEXO 1 - AFERIÇÃO DE EQUIPAMENTO DE MEDIÇÃO DE VAZÃO

1.1 **Descrição:** Medidor de fluxo, vazão ou velocidade de fluido.

Tipo: MHD - Magneto Hidro Dinâmico

Marca: Statham Blood Flowmeter

Modelo: SP 2201, série 681

Calibrador: Modelo: SP 7011, série: 1089

Transdutor de vazão: dn=4mm, instalado no centro de um tubo de aço inoxidável, di=30mm

Equipamento de medição de tensão: osciloscópio Tektronix.

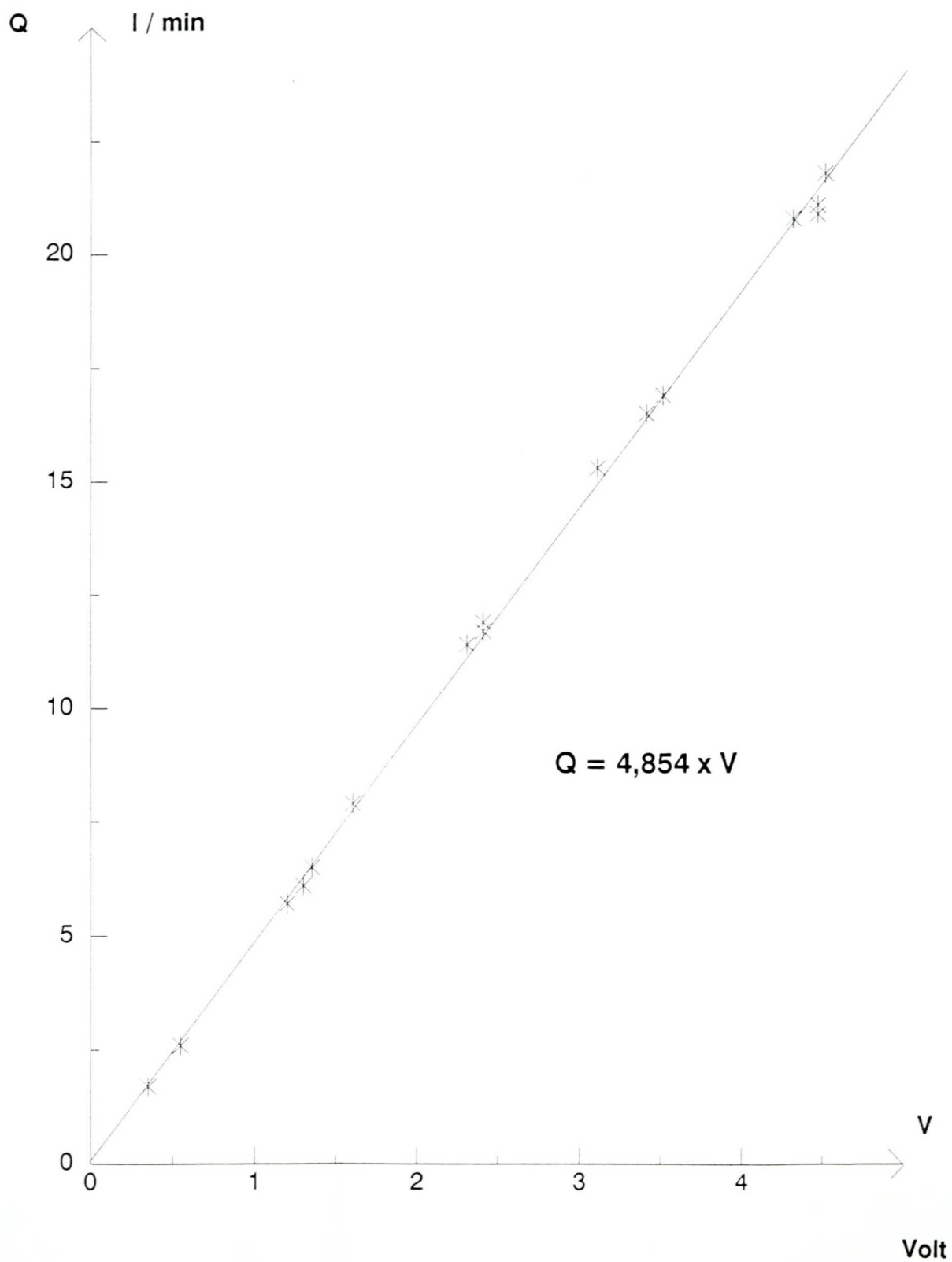
O fluido utilizado é água filtrada, deionizada, com 0,9% de nitrito de sódio (NaNO_2)

1.2 **Aferição (posição: PRESET)**

Volume Escoado Q1 (cm3)	Tempo de Escoamento T (s)	Vazão Q (cm ³ / min)	Tensão no Osciloscópio V (Volt)	Fator Q / V $\frac{\text{cm}^3/\text{min}}{\text{V}}$	Equação de Correlação
1347	46,35	1743,69	0,35	4981,97	Q = 4854 V
2090	47,30	2651,16	0,55	4820,29	V = Volt Q = cm ³ /min
2155	49,20	2628,05	0,55	4778,27	
2190	50,10	2622,75	0,55	4768,64	
2065	21,72	5704,42	1,20	4753,68	Q = 4,854 V
2200	21,50	6139,53	1,30	4722,72	V = Volt Q = l/min
1870	17,05	6580,65	1,35	4874,55	
2145	16,20	7944,44	1,60	4965,28	
2208	11,60	11420,69	2,30	4965,52	
2120	10,65	11943,66	2,40	4976,53	
2165	11,02	11787,66	2,40	4911,52	
2300	9,00	15333,33	3,10	4946,24	
2110	7,65	16549,02	3,40	4867,36	
2090	7,38	16991,87	3,50	4854,82	
2070	5,95	20873,95	4,30	4854,41	
2060	5,90	20949,15	4,45	4707,57	
2104	5,95	21216,81	4,45	4767,82	
2108	5,80	21806,90	4,50	4845,98	
X	—	—	—	4853,51	
S	—	—	—	90,43	
S / X %	—	—	—	1,86	

1.3 **Gráfico de aferição**

1.3 Gráfico de aferição

MEDIDOR DE FLUXO MHD
STATHAM BLOOD FLOWMETER

ANEXO 2 - AFERIÇÃO DE EQUIPAMENTO DE MEDIÇÃO DE PRESSÃO

2.1 Descrição: Medidor de pressão, estática e dinâmica

Marca: Hartmann & Braun

Modelo: EOMV 26 + EOSE 423

Transdutor: marca: Hartmann & Braun, tipo: EOSE 180, 0 a 1,0 kgf/cm²

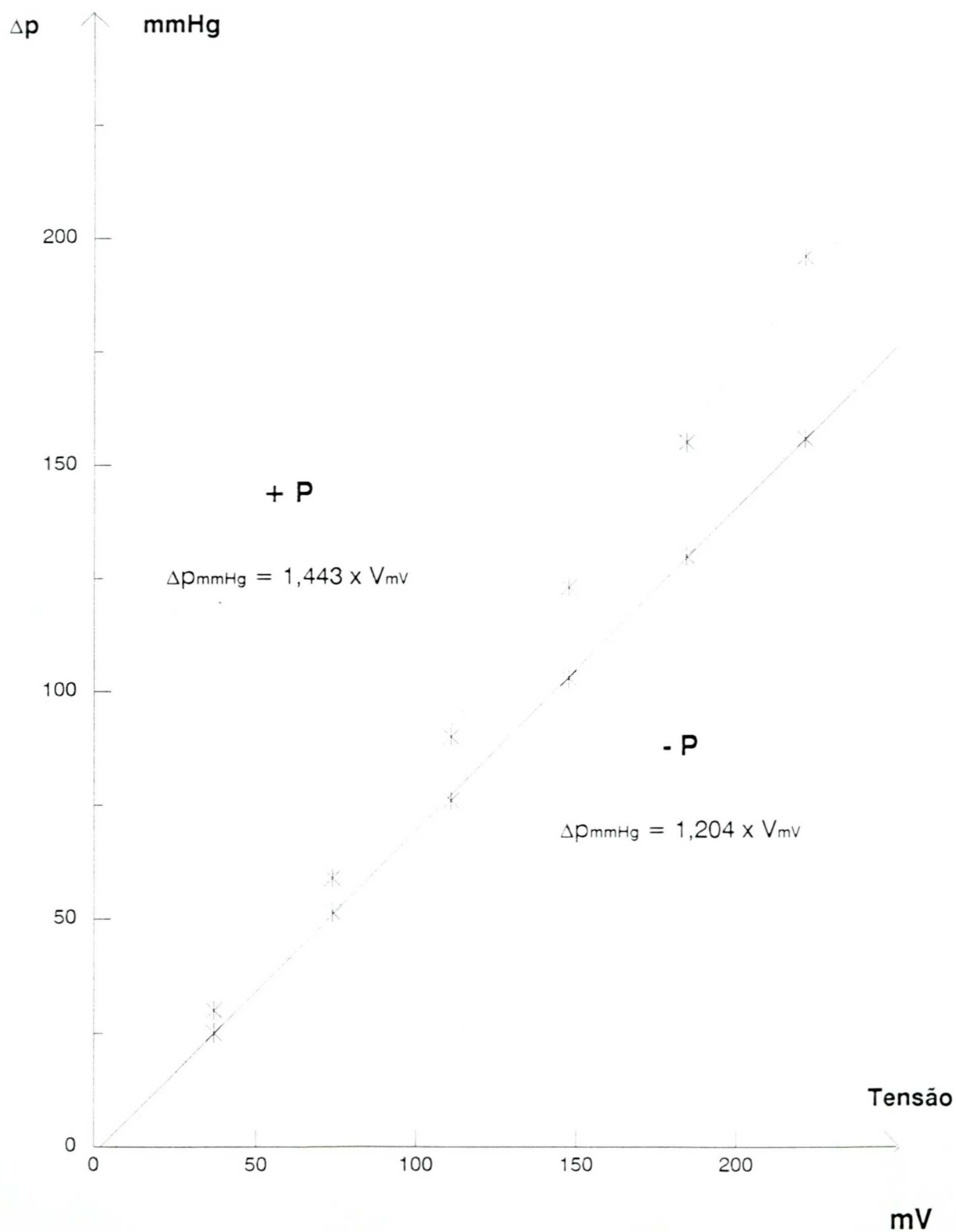
Método de calibragem: Coluna de água com pressão crescente e pressão decrescente

2.2 Aferição

Pesos específicos: H₂O = 1,0 kgf/dm³ Hg = 13,56 kgf/dm³

Coluna de água mmH ₂ O	Coluna de mercúrio mmHG	Posição de aplicação: +P				Posição de aplicação: -P			
		Pressão Cresc.		Pressão Decresc.		Pressão Cresc.		Pressão Decresc.	
		Tensão mV	Relação mmHg/mV	Tensão mV	Relação mmHg/mV	Tensão mV	Relação mmHg/mV	Tensão mV	Relação mmHg/mV
500	36,87	25,0	1,475	25,0	1,475	30,0	1,229	30,0	1,229
1000	73,75	51,5	1,432	50,0	1,475	59,0	1,250	60,0	1,229
1500	110,62	76,0	1,456	76,0	1,456	90,0	1,229	90,0	1,229
2000	147,49	103,0	1,432	102,0	1,446	123,0	1,199	122,0	1,209
2500	184,37	130,0	1,418	130,0	1,418	155,0	1,189	154,0	1,197
3000	221,24	156,0	1,418	156,0	1,418	196,0	1,129	196,0	1,129
\bar{X}	- x -	- x -	1,4385	- x -	1,4480	- x -	1,2042	- x -	1,2037
S	- x -	- x -	0,0256	- x -	0,0258	- x -	0,0430	- x -	0,0389
S / \bar{X} %	- x -	- x -	1,57	- x -	1,78	- x -	3,57	- x -	3,23
Valor médio da relação mmHg/mV		1,4433				1,2040			
Equação de Correlação		$\Delta p_{mmHg} = 1,443 \times V_{mV}$				$\Delta p_{mmHg} = 1,204 \times V_{mV}$			

2.3 Gráfico de aferição

MEDIDOR DE PRESSÃO HARTMANN & BRAUN
EOMV 26 + EOSE 423 + EOSE 180

ANEXO 3 - AFERIÇÃO DE ROTÂMETRO

3.1 - Marca: OMEL

3.2 - Modelo: GB

3.3 - Tipo: Flutuador

3.4 - Fluido: Água

3.5 - Vazão mínima: $0,5\text{dm}^3/\text{min}$ 3.6 - Vazão máxima: $6,0\text{dm}^3/\text{min}$

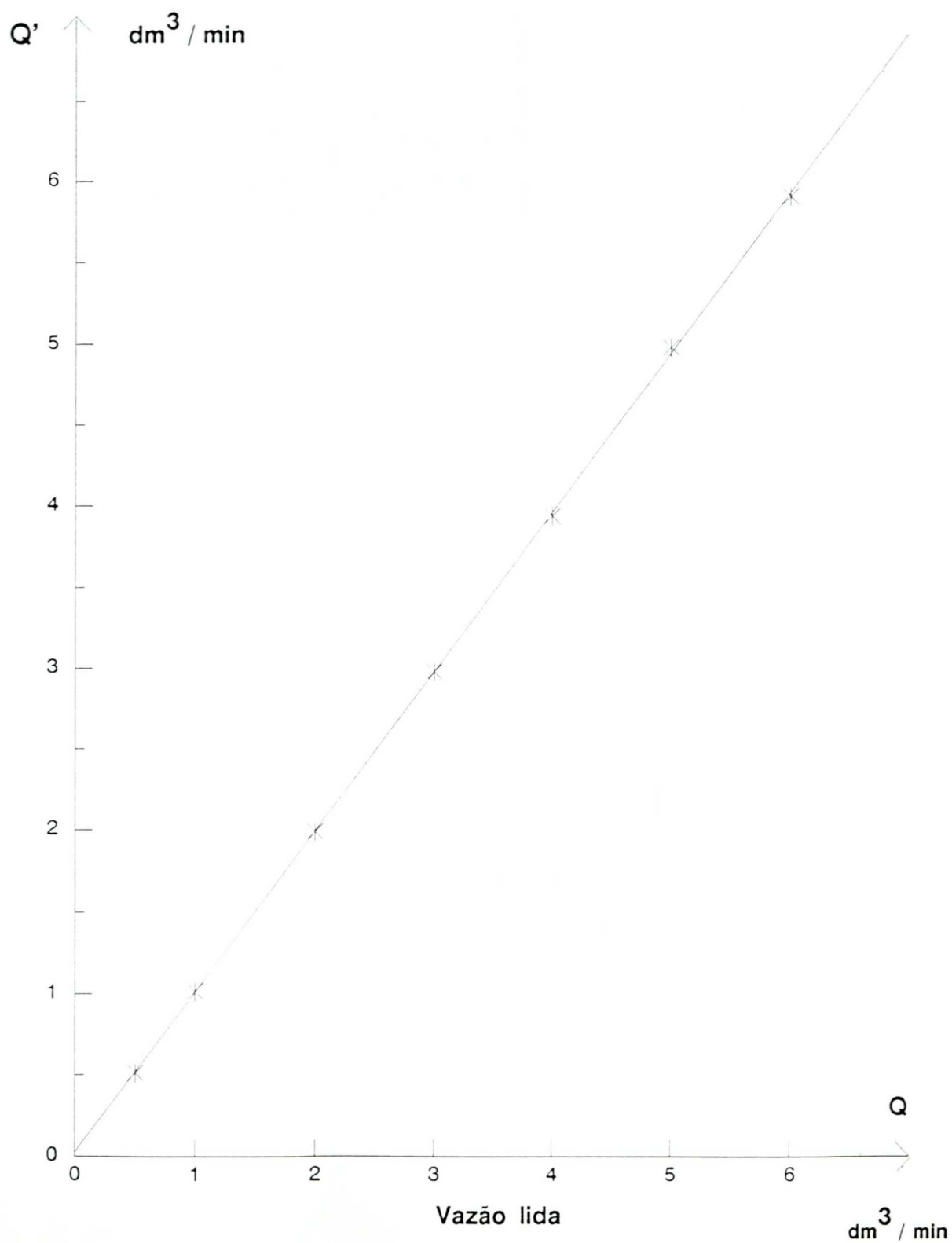
3.7 - Aferição:

Vazão lida Q (dm^3/min)	Volume escoado V (dm^3)	Tempo de escoamento T (s)	Vazão real $Q' = 60 \times V/T$ (dm^3/min)	Desvio $d = (Q - Q')/Q'$	Desvio percentual $d' = 100 \times d$ (%)
0,5	1,860	217,5	0,513	-0,025	-2,5
1,0	1,905	112,6	1,015	-0,015	-1,5
2,0	1,885	56,8	1,991	+0,005	+0,5
3,0	1,930	38,9	2,977	+0,008	+0,8
4,0	1,935	29,5	3,936	+0,016	+1,6
5,0	1,925	23,2	4,978	+0,004	+0,4
6,0	1,940	19,7	5,909	+0,015	+1,5
Média: \bar{X}	- x - x -	- x - x -	- x - x -	+0,0011	+0,114

3.8 Gráfico

AFERIÇÃO DE ROTÂMETRO

Vazão real



ANEXO 4 - EXEMPLIFICAÇÃO DE MEDIÇÕES E CÁLCULOS

4.1 Considerações iniciais

Para a visualização dos parâmetros foi utilizado o osciloscópio TEKTRONIX 5103N, com as seguintes regulagens:

- Varredura horizontal: $E_h = 0,2 \text{ s/divisão}$

- Escala vertical:- Curva de vazões: $E_v = 2 \text{ V/divisão}$

- Curva de pressões: $E_{vp} = 50 \text{ mV/divisão}$

O osciloscópio recebia os sinais dos seguintes equipamentos:

a) Sinais de sístole e diástole, elétricos, fornecidos pelo comutador marcapasso.

b) Curva de vazões, fornecida pelo equipamento STATHAM BLOOD FLOWMETER, cuja aferição forneceu a seguinte fórmula:

$Q = 4,854 \times V$; na qual:

Q = vazão do líquido antes da válvula de saída (aórtica), em dm^3/min ,

V = tensão em Volt, indicada na tela do osciloscópio.

c) Curva de pressões aórticas, fornecida pelo equipamento HARTMANN & BRAUN, cuja aferição forneceu a seguinte fórmula: - na entrada -P do transdutor: $\Delta p = 1,204 \times \text{mV}$.

d) Curva de pressões ventriculares, fornecida pelo equipamento HARTMANN & BRAUN, cuja aferição forneceu a seguinte fórmula: - na entrada +P do transdutor: $\Delta p = 1,443 \times \text{mV}$.

Nestas equações temos:

Δp = diferença de pressão em relação à pressão atmosférica, em mmHg.
 Δp é pressão efetiva.

mV = tensão em milivolt, indicada na tela do osciloscópio.

As curvas a), b), c) e d) eram armazenadas na tela do osciloscópio e fotografadas com máquina fotográfica NIKON FM2. Nas medições e cálculos foram utilizadas as FOTOS 10 e 11, nas quais cada divisão da tela do osciloscópio tem a dimensão de 8,7mm x 8,7mm.

Na medição de pressões, as conexões do transdutor de pressões foram feitas como segue:

- **Entrada +P:** pode ser ligada ao ventrículo ou a atmosfera ambiente, conforme a medida que se deseja realizar.

- **Entrada -P:** pode ser ligada à aorta ou a atmosfera ambiente, conforme a medida que se deseja realizar.

Durante os ensaios, a complacência gasosa ("Windkessel"), estava com o nível de líquido oscilando em torno da marca de 200cm³, e, no reservatório, o nível de líquido oscilava em torno da marca de 29cm. Na posição mitral estava instalada uma válvula OMNICARBON M29. Na posição aórtica estava instalada uma válvula OMNISCIENCE A23.

4.2 - Medições e cálculos

As medições e cálculos foram feitos sobre os dados proporcionados pelas FOTOS 10 e 11, nas quais temos as seguintes curvas:

- a) - Sinais elétricos de sístole e diástole, proporcionados pelo comutador marcapasso.
- b) - Curva de vazões.
- c) - Curva de pressões na aorta.
- d) - Curva de pressões no ventrículo.

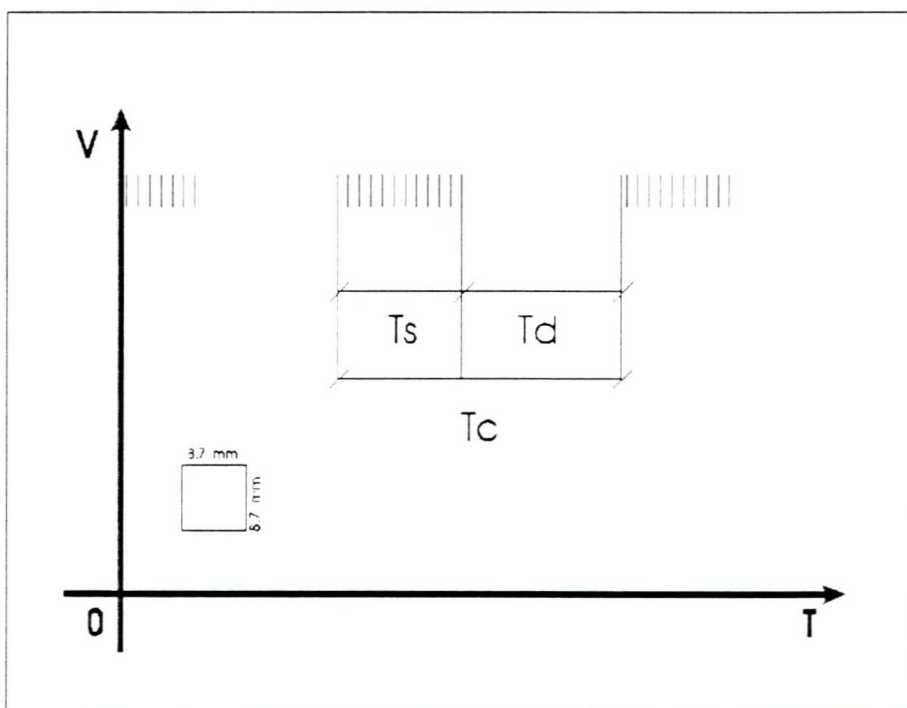
a) - Sinais elétricos de sístole e diástole, proporcionados pelo comutador marcapasso.

Esquema:

T = Tempo, s

V = Tensão, V

$T_c = T_s + T_d$



1 - Duração da sístole, elétrica: T_s

$$T_s = 10,8 \text{ mm} \times \frac{1}{8,7 \text{ mm/div}} \times 0,2 \text{ s/div} = 0,2483 \text{ s} \quad (39,27\%)$$

2 - Duração da diástole, elétrica: T_d

$$T_d = 16,7 \text{ mm} \times \frac{1}{8,7 \text{ mm/div}} \times 0,2 \text{ s/div} = 0,3839 \text{ s} \quad (60,73\%)$$

3 - Duração do ciclo, elétrico: T_c

$$T_c = 27,5 \text{ mm} \times \frac{1}{8,7 \text{ mm/div}} \times 0,2 \text{ s/div} = 0,6322 \text{ s} \quad (100,00\%)$$

4 - Frequência de funcionamento: f

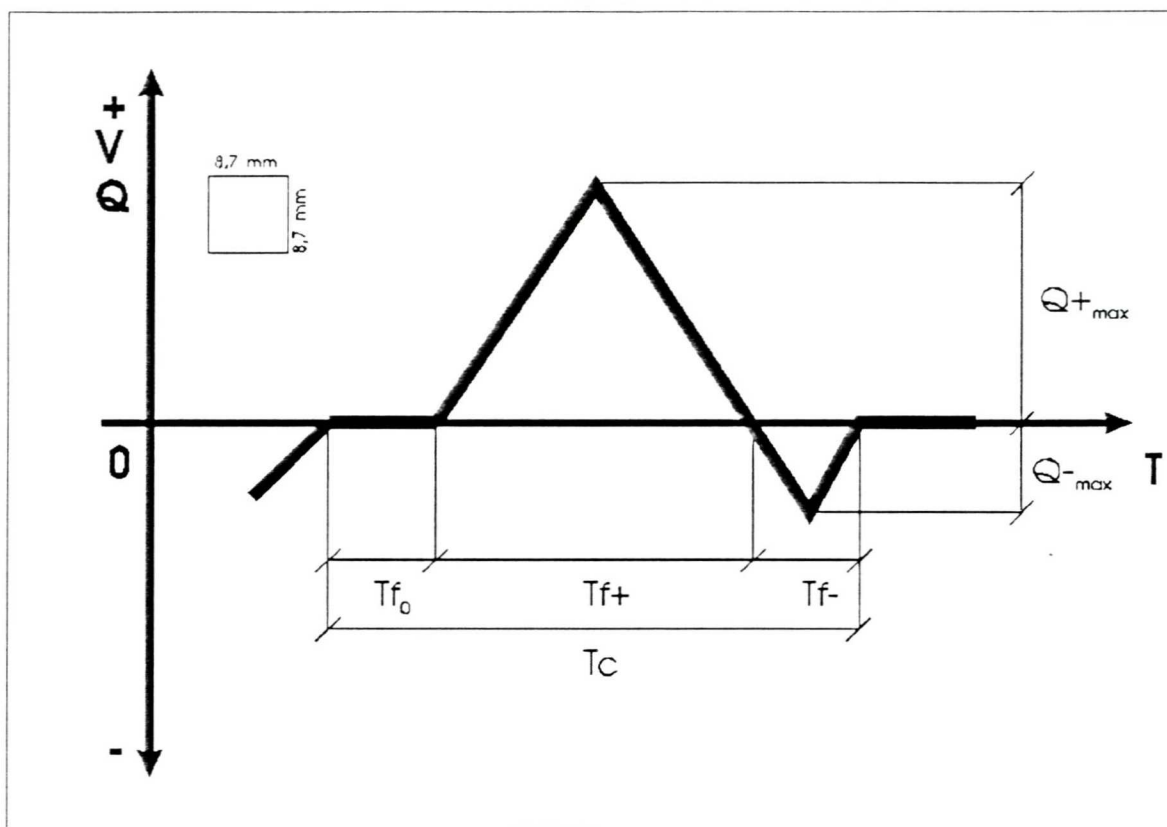
$$f = \frac{1}{T_c} = \frac{1}{0,6322} \times \frac{1}{\text{s/ciclo}} = 1,5818 \text{ ciclo/s} = 94,909 \text{ ciclo/min}$$

Na escala vertical, este canal do osciloscópio estava regulado em 5,0 V/div, e foi utilizada apenas a parte inferior do sinal fornecido pelo comutador marcapasso.

b) Curva de vazões:

Esquema:

T = Tempo, s V = Tensão V = 2 V/div V = Volt

A tensão V é função da vazão Q: $Q = 4,854 \times V$ $Q = \text{dm}^3/\text{min}$ 

Para facilitar as medições e cálculos, as áreas das curvas de vazões foram assimiladas a triângulos. Estas áreas também podem ser medidas por meio de um planímetro ou pelo método de pesagens.

1 - Duração, tempo de fluxo positivo: T_{f+}

$$T_{f+} = 16,0\text{mm} \times \frac{1}{8,7 \text{ mm/div}} \times 0,2 \text{ s/div} = 0,3678 \text{ s} \quad (58,18\%)$$

2 - Duração, tempo de fluxo negativo: Tf-

$$Tf- = 2,5\text{mm} \times \frac{1}{8,7 \text{ mm/div}} \times 0,2 \text{ s/div} = 0,0575 \text{ s} \quad (9,10\%)$$

3 - Duração, tempo de fluxo nulo: Tfo

$$Tfo = 9,0\text{mm} \times \frac{1}{8,7 \text{ mm/div}} \times 0,2 \text{ s/div} = 0,2069 \text{ s} \quad (32,72\%)$$

4 - Duração, tempo do ciclo:

$$Tc = Tf+ + Tf- + Tfo = 0,3678 + 0,0575 + 0,2069 = 0,6322 \text{ s} \quad (100,00\%)$$

É o mesmo valor obtido em a) 3.

5 - Vazão máxima positiva: Q_{max} +

$$Q_{\text{max} +} = 19,0\text{mm} \times \frac{1}{8,7 \text{ mm/div}} \times 2 \text{ V/div} \times 4,854 \frac{\text{dm}^3/\text{min}}{\text{V}} =$$

$$Q_{\text{max} +} = 21,2014 \text{ dm}^3/\text{min}$$

6 - Vazão máxima negativa: Q_{max} -

$$Q_{\text{max} -} = 7,5\text{mm} \times \frac{1}{8,7 \text{ mm/div}} \times 2 \text{ V/div} \times 4,854 \frac{\text{dm}^3/\text{min}}{\text{V}} =$$

$$Q_{\text{max} -} = 8,3690 \text{ dm}^3/\text{min}$$

7 - Área de vazão positiva (sístole): $A+$

$$A+ = \frac{Tf+ \times Q_{\max} + 16,0\text{mm} \times 19,0\text{mm}}{2} = \frac{16,0\text{mm} \times 19,0\text{mm}}{2} = 152,0000 \text{ mm}^2$$

8 - Área de vazão negativa (refluxo): $A-$

$$A- = \frac{Tf- \times Q_{\max} - 2,5\text{mm} \times 7,5\text{mm}}{2} = \frac{2,5\text{mm} \times 7,5\text{mm}}{2} = 9,3750 \text{ mm}^2$$

9 - Percentagem de refluxo: RF%

$$\text{RF}\% = 100 \times A-/A+ = 100 \times 9,3750/152,0000 = 6,17\%$$

10 - Altura média da área de vazão positiva = Vazão média positiva: $\bar{Q}+$

$$\bar{Q}+ = A+/Tf+ = 152,0000\text{mm}^2/16,0\text{mm} = 9,5 \text{ mm}$$

$$\bar{Q}+ = 9,5\text{mm} \times \frac{1}{8,7 \text{ mm/div}} \times 2 \text{ V/div} \times 4,854 \frac{\text{dm}^3/\text{min}}{\text{V}} =$$

$$\bar{Q}+ = 10,6007 \text{ dm}^3/\text{min}$$

11 - Altura média da área de vazão negativa = Vazão média negativa: $\bar{Q}-$

$$\bar{Q}- = A-/Tf- = 9,375\text{mm}^2/2,5\text{mm} = 3,7500 \text{ mm}$$

$$\bar{Q}- = 3,7500\text{mm} \times \frac{1}{8,7 \text{ mm/div}} \times 2 \text{ V/div} \times 4,854 \frac{\text{dm}^3/\text{min}}{\text{V}} =$$

$$\bar{Q}- = 4,1845 \text{ dm}^3/\text{min}$$

12 - Volume injetado, positivo, em cada ciclo: V_+

$$\text{Vazão média positiva: } \bar{A}_+ = 10,6007 \text{ dm}^3/\text{min} = 0,1767 \text{ dm}^3/\text{s}$$

Esta vazão média positiva tem a duração de $T_{f+} = 0,3678 \text{ s}$

O volume injetado, positivo, será: $V_+ = \bar{Q}_+ \times T_{f+}$

$$V_+ = 0,1767 \text{ dm}^3/\text{s} \times 0,3678 \text{ s} = 0,064982 \text{ dm}^3 = 64,982 \text{ cm}^3$$

13 - Volume retornado, negativo, em cada ciclo: V_-

$$\text{Vazão média negativa: } \bar{Q}_- = 4,1845 \text{ dm}^3/\text{min} = 0,0697 \text{ dm}^3/\text{s}$$

Esta vazão média negativa tem a duração de $T_{f-} = 0,0575 \text{ s}$

O volume retornado, negativo, será: $V_- = \bar{Q}_- \times T_{f-}$

$$V_- = 0,0697 \text{ dm}^3/\text{s} \times 0,0575 \text{ s} = 0,004010 \text{ dm}^3 = 4,010 \text{ cm}^3$$

14 - Volume útil, injetado, em cada ciclo: V_u

$$V_u = V_+ - V_- = 64,982 - 4,010 = 60,972 \text{ cm}^3/\text{ciclo}$$

15 - Vazão média durante o ciclo: \bar{Q}

$$\bar{Q} = V_u/T_c = 60,972 \text{ cm}^3/0,6322 \text{ s} = 96,441 \text{ cm}^3/\text{s} = 5,786,460 \text{ cm}^3/\text{min}$$

$$\bar{Q} = 5,786 \text{ dm}^3/\text{min}$$

Este é um valor compatível com o indicado pelo rotâmetro OMEL "GB", cujo flutuador, durante este ensaio, oscilava entre $4,9 \text{ dm}^3/\text{min}$ e $5,9 \text{ dm}^3/\text{min}$

16 - Percentagem de refluxo: RF%

$$\text{RF}\% = 100 \times V_-/V_+ = 100 \times 4,01 \text{ cm}^3/64,98 \text{ cm}^3 = 6,17\%$$

É o mesmo valor obtido em b) 9.

c) Curva de pressões, na aorta:

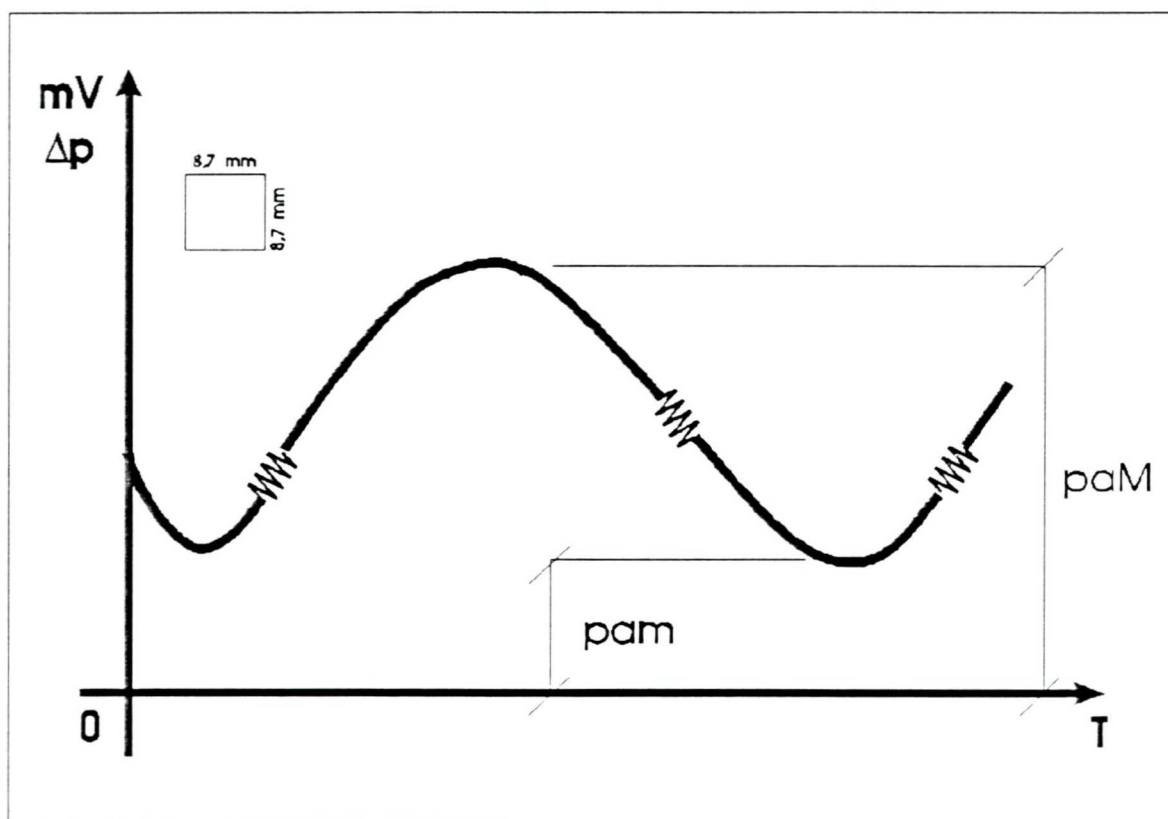
A tomada de pressões está colocada logo após a válvula de saída (aórtica), portanto esta é a curva de pressões do trecho correspondente à aorta:

Esquema:

T = Tempo, s mV = Tensão, mV mV = 50 mV/div

A tensão mV é função da pressão Δp , a qual é efetiva:

$$-P \quad \Delta p_{\text{mmHg}} = 1,204 \times \text{mV}$$



1 - Pressão aórtica máxima: paM

$$\text{paM} = 28,0 \text{ mm} \times \frac{1}{8,7 \text{ mm/div}} \times 50 \text{ mV/div} \times 1,204 \text{ mmHg/mV}$$

$$\text{paM} = 193,7 \text{ mmHg}$$

2 - Pressão aórtica mínima: pam

$$pam = 12,5\text{mm} \times \frac{1}{8,7 \text{ mm/div}} \times 50 \text{ mV/div} \times 1,204 \text{ mmHg/mV}$$

$$pam = 86,5 \text{ mmHg}$$

Durante este ensaio, o manômetro BD instalado no trecho correspondente a aorta, indicou os seguintes valores:

$$paM = 132 \text{ mmHg}$$

$$pam = 72 \text{ mmHg}$$

Possivelmente a diferença observada entre as pressões indicadas pelo sistema Hartmann & Braun e o manômetro BD, seja devida ao fato de que este não é adequado para rápidas variações de pressão, pois é constituído por um sistema mecânico, móvel, possuindo folgas e inércia das peças móveis. É um manômetro normalmente utilizado nos esfigmomanômetros médicos para a medição da pressão arterial.

Por outro lado, o sistema Hartmann & Braun possui um transdutor de pressão, previsto para trabalhar em altas frequências, acima de 1000Hz e também em pressões estáticas.

d) Curva de pressões, no ventrículo:

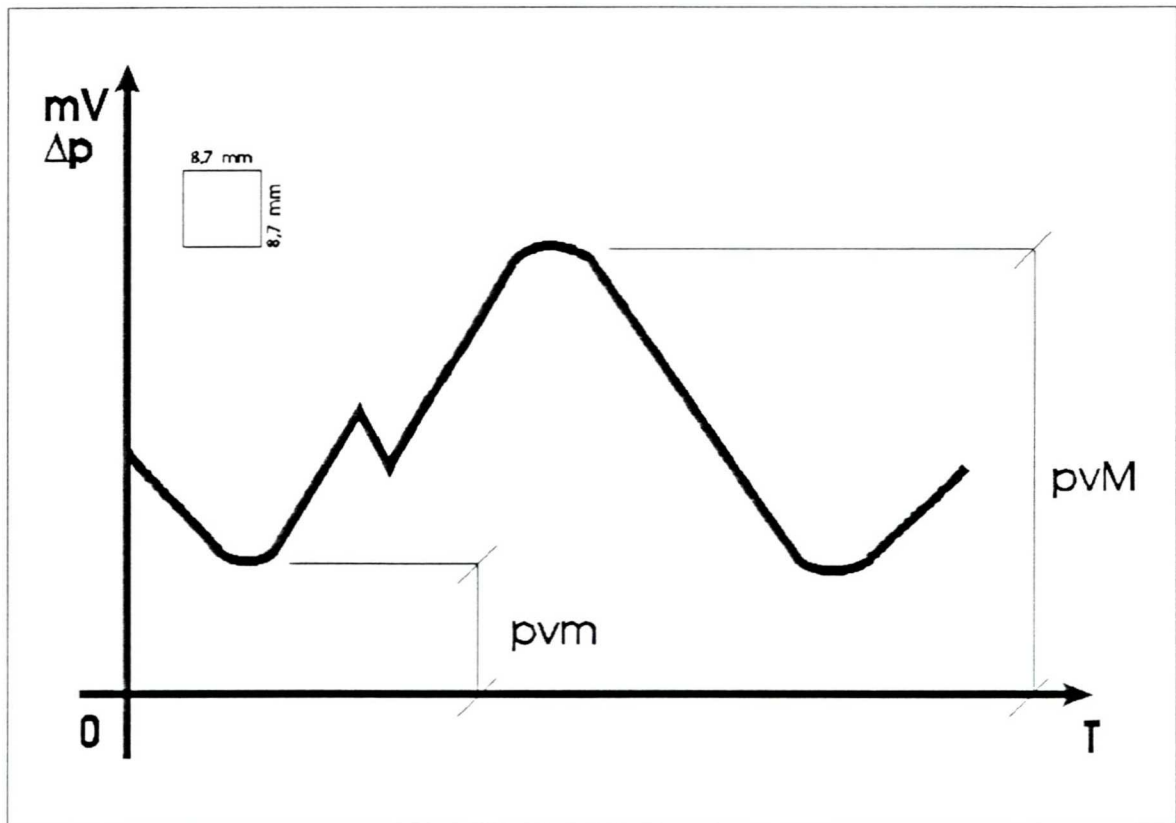
A tomada de pressões está colocada antes da válvula de saída (aórtica), portanto esta é a curva de pressões do trecho correspondente ao ventrículo.

Esquema:

T = Tempo, s mV = Tensão, mV mV = 50 mV/div

A tensão mV é função da pressão Δp , a qual é efetiva:

$$+P \quad \Delta p_{\text{mmHg}} = 1,443 \times \text{mV}$$



1 - Pressão ventricular máxima: pvM

$$pvM = 27,0\text{mm} \times \frac{1}{8,7 \text{ mm/div}} \times 50 \text{ mV/div} \times 1,443 \text{ mmHg/mV}$$

$$pvM = 223,9 \text{ mmHg}$$

2 - Pressão ventricular mínima: pvm

$$pvm = 1,0\text{mm} \times \frac{1}{8,7 \text{ mm/div}} \times 50 \text{ mV/div} \times 1,443 \text{ mmHg/mV}$$

$$pvm = 8,3 \text{ mmHg}$$

Neste ensaio, o manômetro BD instalado no trecho correspondente ao ventrículo, indicou os seguintes valores:

$$pVM = 136\text{mmHg}$$

$$pvm = 50\text{mmHg}$$

As diferenças observadas são pelas mesmas razões explanadas em c) 2.

3 - Perda de carga transvalvar aórtica: pode ser calculada pela expressão: $\Delta p_{tv} = pVM - paM$

$$\Delta p_{tv} = 223,9 - 193,7 = 30,2\text{mmHg} = 410,7\text{mmH}_2\text{O}$$

No entanto este valor não é muito preciso devido a instalação da válvula aórtica e a posição das tomadas de pressão um tanto longe da válvula, e devido ao comprimento dos tubos relativamente flexíveis que interligam as tomadas de pressões com o transdutor de pressão Hartmann & Braun EOSE 180.

e) Retardos

Observando as curvas a), b), c) e d), verificamos os seguintes retardos:

1 - Retardo entre o início da sístole elétrica e o início da
vazão positiva: r_1

$$r_1 = 1,5\text{mm} \times \frac{1}{8,7 \text{ mm/div}} \times 0,2 \text{ s/div} = 0,0345 \text{ s} = 34,5 \text{ ms}$$

2 - Retardo entre o término da sístole elétrica e o ponto
máximo de vazão positiva: r_2

$$r_2 = 1,5\text{mm} \times \frac{1}{8,7\text{mm/div}} \times 0,2 \text{ s/div} = 0,0345 \text{ s} = 34,5 \text{ ms}$$

3 - Retardo entre o início do aumento da vazão e o início do
aumento da pressão: r_3

$$r_3 = 4,0\text{mm} \times \frac{1}{8,7 \text{ mm/div}} \times 0,2 \text{ s/div} = 0,0920 \text{ s} = 92,0 \text{ ms}$$

4 - Retardo entre o pico de vazão e o pico de pressão: r_4

$$r_4 = 2,0\text{mm} \times \frac{1}{8,7 \text{ mm/div}} \times 0,2 \text{ s/div} = 0,0460 \text{ s} = 46,0 \text{ ms}$$

f) Resistência periférica: Rp

Na curva "c" da FOTO 10, conforme o item c) 1, podemos medir o seguinte valor:

$$paM = 193,7 \text{ mmHg}$$

No reservatório 34, atrial, pelo nível do líquido, temos:

$$\text{Pressão atrial} = pa = 29 \text{ cm H}_2\text{O} = 290 \text{ mm H}_2\text{O} = 21,3 \text{ mmHg}$$

$$\Delta p = paM - pa = 193,7 - 21,3 = 172,4 \text{ mmHg}$$

Na curva "b", a vazão correspondente à paM será:

$$Q = 14,5 \text{ mm} \times \frac{1}{8,7 \text{ mm/div}} \times 2 \text{ V/div} \times 4,854 \frac{\text{dm}^3/\text{min}}{\text{V}}$$

$$Q = 16,180 \text{ dm}^3/\text{min}$$

Segundo ALLOAN (03) e YANG et alii (73) temos:

$$\text{U.A.R.} = \text{Unidade Absoluta de Resistência, dyn.s.cm}^{-5}$$

$$\text{U.H.R.} = \text{Unidade Híbrida de Resistência, mmHg}/(\text{dm}^3/\text{min}).$$

$$Rp = 172,4/16,180 = 10,655 \text{ U.H.R.} = 850 \text{ U.A.R.} = 850 \text{ dyn.s.cm}^{-5}$$