

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ENGENHARIA DE CAMPINAS
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECANICA

*Este exemplar corresponde à Redação
Final da Tese defendida por
ARON José Pazin de Andrade e
aprovada pela Comissão julgadora
em 15/07/88.*

Tese de: Mestrado
Título da Tese: Simulador Cardíaco para Teste de
Próteses Valvares
Autor: Aron José Pazin de Andrade
Orientador: Antônio Celso Fonseca de Arruda

Aprovado por:

05/88

Prof. Dr.

, Presidente

Prof. Dr.

Prof. Dr.

Campinas, de

de 1988

INDICE

	Pag.
1. Introdução	001
2. Próteses Valvares	005
2.1. Biológicas	005
2.2. Mecânicas	008
3. Simulador Cardíaco	012
3.1. Esquema do Simulador Cardíaco	012
3.2. Descrição do Simulador	013
3.2.1. Fluxo no Simulador	014
3.2.2. Mecanismo Gerador de Fluxo	014
3.2.3. Posicionamento das Válvulas	016
3.2.4. Monitoração das Pressões	017
3.2.5. Pressões a Serem Simuladas	018
3.2.6. Monitoração dos Fluxos	020
3.2.7. Análise Visual	020
3.2.8. Câmaras para Amortecimento	022
3.2.9. Sistema de Controle	023
3.3. Equipamentos Utilizados	025
3.4. Diagrama Esquemático do Sistema	028
3.5. Processamento de Dados	029
4. Estudo das Características Fluidodinâmicas	030
4.1. Turbulência	030
4.2. Perda de Carga	034
4.3. Coeficiente de Gradiente de Pressão	039
4.4. Coeficiente de Refluxo	041
4.5. Análise Acústica	044
5. Resultados Obtidos	045
5.1. Sinais de Pressão e Fluxo Obtidos Durante o Desenvolvimento do Simulador	045

5.2. Estudo Comparativo Entre Duas Vélvulas Biológicas Diferentes	052
5.3. Estudos Realizados no Computador PDP-11/40	058
5.3.1. Superposição das Curvas	059
5.3.2. Coeficiente de Gradiente de Pressão	061
5.3.3. Coeficiente de Refluxo	065
6. Discussão dos Resultados	068
6.1. Discussão dos Resultados Obtidos Durante o Desenvolvimento do Simulador	068
6.2. Discussão dos Resultados Obtidos no Estudo Comparativo Entre Duas Vélvulas Biológicas Diferentes	070
6.3. Discussão dos Resultados Obtidos nos Estudos Realizados no Computador PDP-11/40	071
7. Conclusões	073
8. Sugestões para Novos Trabalhos	075
9. Apêndices	076
9.1. Calibração dos Transdutores de Pressão	076
9.2. Calibração dos Transdutores de Fluxo	077
9.3. Comandos Utilizados	077
9.3.1. Entrada de Sinal no Computador	077
9.3.2. Comandos para Passar Programas ou Dados de um Disco para Outro	078
9.3.3. Descrição dos Comandos	079
9.3.4. Operações Numéricas Não Escalares nos Buffers	083
9.3.5. Comandos Durante a Amostragem	088
9.3.6. Comandos de Memória	089
9.4. Programas Utilizados	091
9.4.1. Programa para Amostragem e Armazenagem dos Sinais	091
9.4.2. Programa para Amostragem e Armazenagem dos Zeros	092
9.4.3. Programa para Determinação das Constantes de Escala	094
9.4.4. Programa para os Cálculos	096

9.5. Desenhos Mecânicos	101
9.5.1. Matrizes de Vulcanização	101
9.5.2. Câmaras Acrílicas	103
9.5.3. Mecanismo de Movimentação	106
9.6. Modelo Matemático Para Ajuste e Otimização de Parâmetros	108
10. Referências Bibliográficas	116
11. Agradecimentos	121

SIMULADOR CARDIACO PARA TESTE DE PROTESES VALVARES

1. INTRODUÇÃO

O coração e o sistema circulatório sofrem sérias consequências caso exista insuficiência ou estenose da válvula cardíaca natural; para que tais consequências sejam evitadas, surge a necessidade de uma reparação cirúrgica ou uma substituição da válvula natural por uma prótese. Porém, próteses valvares cardíacas não apresentam total eficiência em relação às naturais.

A primeira prótese valvar foi desenvolvida e implantada por Huníngel em 1953 [2] ; devido ao seu sucesso no implante de uma válvula artificial em substituição a uma natural, foram desenvolvidos mais de 50 outros tipos de próteses, porém, em um artigo, "New Trends in Artificial Heart Valve Development and Testing" [1] , escrito em 1980, concluiu-se que nenhuma válvula artificial até então obedeceu os requisitos básicos para uma ideal substituta de válvula cardíaca natural.

Diferenciando-se das válvulas naturais que se abrem pelo centro permitindo um fluxo desobstruído, a maioria das próteses possuem um ocluidor central que induz um fluxo lateral, provocando distúrbios na veia do sangue, regiões de recirculação e, provocando ainda, a deposição de alguns elementos indesejáveis

nas paredes da válvula, dificultando seu funcionamento e impedindo seu curso total, pois a limpeza das próteses não ocorre eficientemente tal qual ocorre nas válvulas naturais, que possibilitam um fluxo sanguíneo laminar, lavando as paredes da válvula [2].

Existem outros inconvenientes, diretamente relacionados com as características fluidodinâmicas das próteses, como por exemplo: trombozes, torçimentos endoteliais, danos ou destruição dos eritrócitos e crescimento do tecido do coração sobre a prótese.

Muitas vezes é necessária uma terapia anticoagulante para pessoas que usam próteses. Sem este tratamento seria comum a incidência de complicações tromboembólicas e trombozes da válvula com um alto índice de mortalidade dos pacientes, representando assim, a maior das inconveniências na substituição de válvulas naturais.

Formações trombóticas são favorecidas em regiões de estagnação do fluxo, presentes nas proximidades das válvulas; existem evidências consideráveis associando os danos endoteliais e hemólise, com os altos níveis de incrustações provocadas pelos fluxos laterais das próteses.

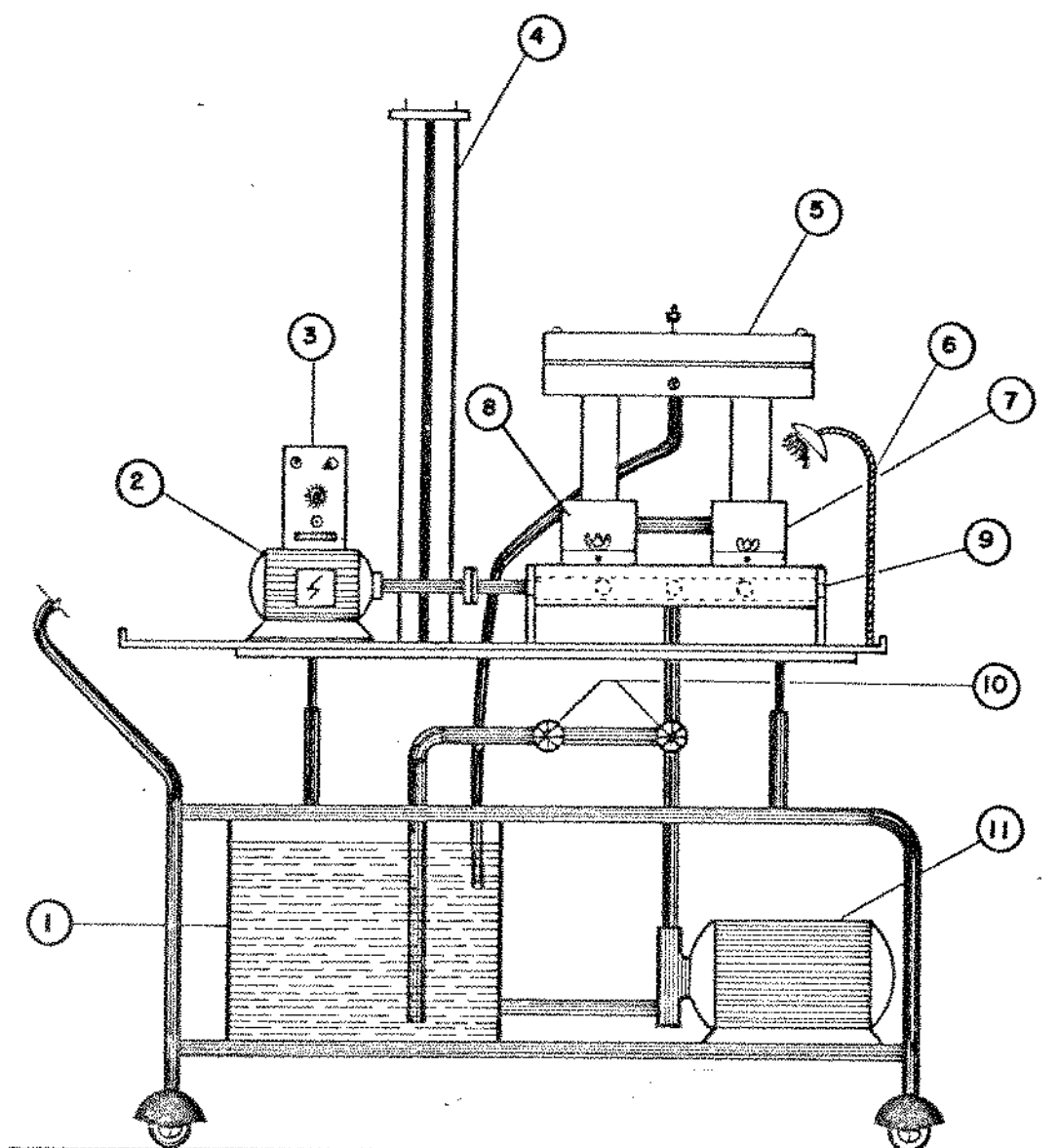
Um estudo minucioso das características fluidodinâmicas das próteses faz-se necessário, para a obtenção de resultados

numéricos que auxiliem no desenvolvimento de novos modelos, assim como, o aperfeiçoamento e compreensão dos já existentes. Para isto são utilizados sistemas simuladores cardíacos, também conhecidos como analisadores de válvulas cardíacas, que submetem as válvulas a fluxos pulsáteis, simulando as pressões fisiológicas das válvulas mitral e aórtica, levando-se em consideração a configuração anatômica do ventrículo esquerdo, átrio esquerdo e aorta.

Existe um outro tipo de equipamento diferente do Simulador Cardíaco, denominado Acelerador de Pulso, que por sua vez, possibilita a avaliação da resistência mecânica à fadiga ou ao desgaste, e ainda a vida média das próteses. O princípio básico de funcionamento do Acelerador de Pulso consiste na elevação das pressões e da velocidade de batimento das próteses cardíacas. Trabalhando em condições forçadas, as próteses se desgastam mais rapidamente, chegando muitas vezes a se romperem. Assim, com a utilização de fatores de multiplicação relativos às condições de pressão e velocidade impostas às válvulas pelo Acelerador, consegue-se analisar quantitativamente e qualitativamente as variáveis desejadas: fadiga, desgaste e vida média. Com o auxílio de uma lâmpada estroboscópica com frequência regulável, consegue-se observar com clareza os movimentos de abertura e fechamento das válvulas.

Foi desenvolvido no Instituto "Dante Pazzanese" de Cardiologia um

modelo de Acelerador de Pulso que atende perfeitamente às necessidades no estudo das resistências mecânicas das próteses, como mostra o esquema a seguir:



Esquema 1. Acelerador de Pulso

1. Reservatório de solução;

2. Motor CC com regulagem de velocidade;
3. Circuito do motor;
4. Coluna de mercúrio das pressões pré e pós-câmara;
5. Câmara de equilíbrio de pressão;
6. Lâmpada estroboscópica;
7. Câmara I;
8. Câmara II;
9. Registro de reversão da câmara de teste;
10. Registro de vazão e ladrão;
11. Motor-bomba d'Água.

Sendo possível analisar as resistências mecânicas das válvulas utilizando este aparelho, tornou-se necessário o desenvolvimento de um Simulador Cardíaco que, diferenciando-se do Acelarador de Pulso, trabalha com pressões, fluxo e frequências fisiológicas, possibilitando, por sua vez, o estudo das características fluidodinâmicas das próteses a serem testadas.

2. PRÓTESES VALVARES

2.1. BIOLÓGICAS

Existem dois tipos de válvulas mais comuns no grupo das biológicas: as válvulas de porco e as de pericárdio bovino. As válvulas biológicas são mais utilizadas devido a maior facilidade na sua confecção, pois não necessitam nenhum equipamento

sofisticado ou de custo elevado. Além disso, evita-se um tratamento intensivo no paciente com anti-coagulante que torna necessário um acompanhamento médico constante.

As próteses biológicas de porco ou de pericárdio bovino têm basicamente a mesma constituição, ou seja, ambas possuem três folhetos, ou cúspides, presos em uma estrutura plástica revestida de "Dacron". Os folhetos se abrem possibilitando um fluxo central e mais laminar, características fluidodinâmicas de grande importância para uma boa "performance" de uma prótese valvar.

A foto a seguir mostra uma válvula de pericárdio bovino de perfil baixo, já montada.

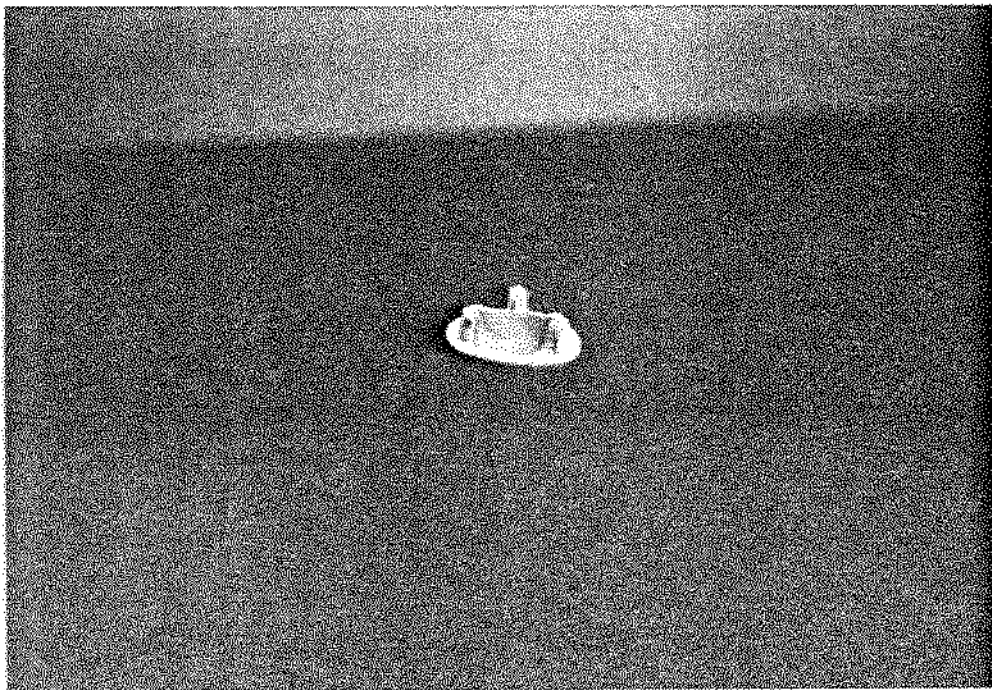


Foto 1. Válvula de Pericárdio Bovino

A válvula de porco tem uma aparência bem semelhante à válvula de pericárdio bovino, apresentando pequenas mudanças em relação às propriedades mecânicas do tecido.

A maior desvantagem destas válvulas é a sua durabilidade (de 6 a 8 anos), havendo muitas vezes necessidade de submeter o paciente a um novo implante.

As fotos a seguir, mostram válvulas biológicas sendo implantadas nas posições mitral e aórtica, possibilitando a visualização da costura dos bordeletes de "Dacron" no tecido do coração.



Foto 2. Implante de uma Válvula Biológica na Posição Mitral.

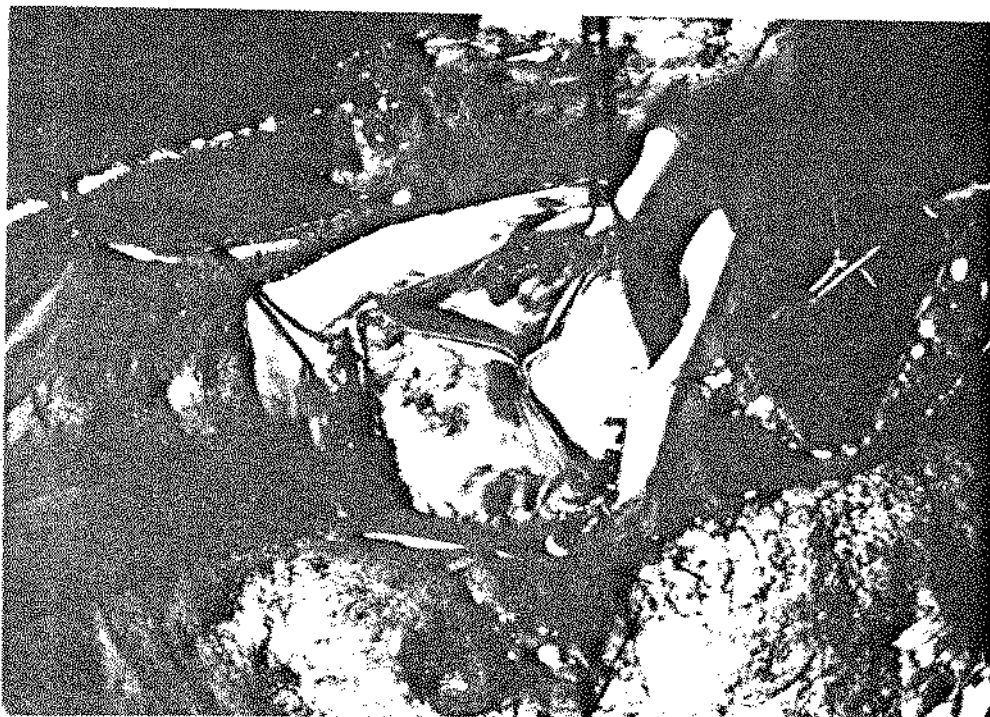


Foto 3. Implante de uma Válvula Biológica na Posição Aórtica.

2.2. MECÂNICAS

No grupo das válvulas mecânicas, têm-se as válvulas de bola e as de disco, onde as diferenças entre elas se prendem, tanto no processo de fabricação, quanto nas características gerais de funcionamento. Porém, coincidentemente, as duas apresentam a necessidade de um tratamento rigoroso do paciente com medicamentos anti-coagulantes. Isto se dá, devido ao fato destas válvulas apresentarem zonas de estagnação de fluxo, o que acarreta a formação de trombos nestas áreas.

As válvulas de disco apresentam um fluxo mais central e laminar, pois a sua abertura se dá pelo basculamento de um disco de carvão pirolítico, possibilitando a passagem do sangue apenas em um sentido, pois a articulação é deslocada do centro do disco de carvão, como mostra a foto a seguir.

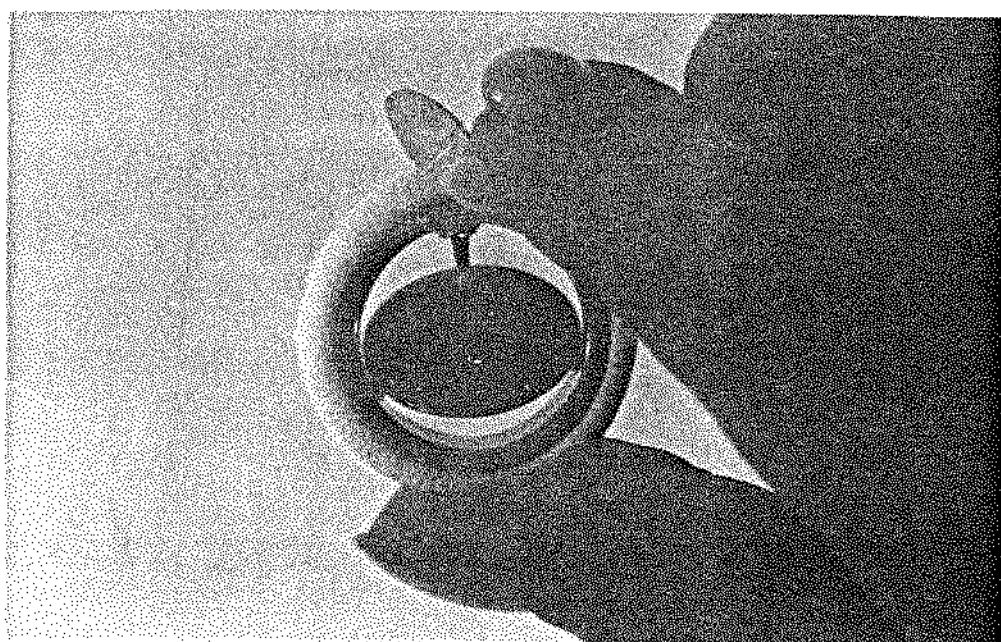


Foto 4. Válvula de Disco.

A válvula de disco é montada a partir de dois, ou muitas vezes três anéis metálicos fundidos, usinados e polidos, que acomodam o disco de carvão pirolítico e o revestimento em "Dacron".

A foto a seguir, mostra as partes de uma válvula de disco desmontada e uma outra já montada.

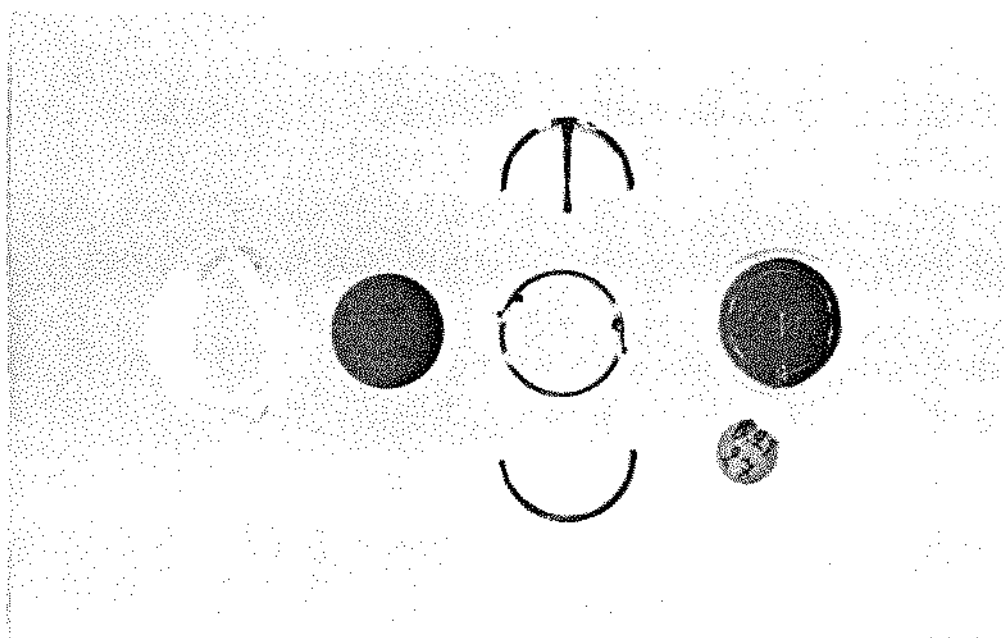


Foto 5. Montagem de uma Válvula de Disco.

As válvulas de disco basculante desenvolvidas no Instituto "Dante Pazzanese" de Cardiologia tem algumas vantagens sobre as demais similares, como:

- No fluxo secundário não há obstáculo à passagem do sangue, reduzindo os eventuais depósitos de trombos;
- No fluxo principal existe uma única haste para articular e posicionar o disco de carvão pirolítico, que é sempre lavada pelo fluxo de sangue, o que minimiza a possibilidade de formação de trombos;
- O disco de carvão pirolítico é do tipo convexo para o lado do fluxo secundário (menor) e com a depressão de

articulação voltada para o fluxo principal (maior), que também é lavada pelo sangue, não permitindo a obstrução ou acúmulo de trombos;

- O ângulo de abertura do disco em relação ao anel de sutura é de 75°, permitindo maior fluxo oferecendo menor resistência à este;
- O fluxo principal da válvula corresponde a mais de 70% do fluxo total de sangue;
- O perfil da válvula totalmente aberta é menor;
- O disco quando fechado tem um fluxo de retorno de sangue, entre o disco e o perímetro interno do anel, desprezível e que a cada ciclo lava todo o anel sem comprometer a "performance" da prótese.

Na válvula de bola, o fluxo é lateral, ou seja, o sangue é desviado pela esfera de silicone, característica que traz prejuízos ao funcionamento da válvula, diferenciando-a muito da natural. Tais prejuízos serão posteriormente analisados.

As vantagens estruturais da válvula de bola sobre a de disco está na maior facilidade de fabricação e no funcionamento mais silencioso, pois não há o impacto entre partes metálicas e rígidas como no caso da válvula de disco.

A foto a seguir, mostra um modelo de válvula de bola e seu sistema de encaixe no Simulador.

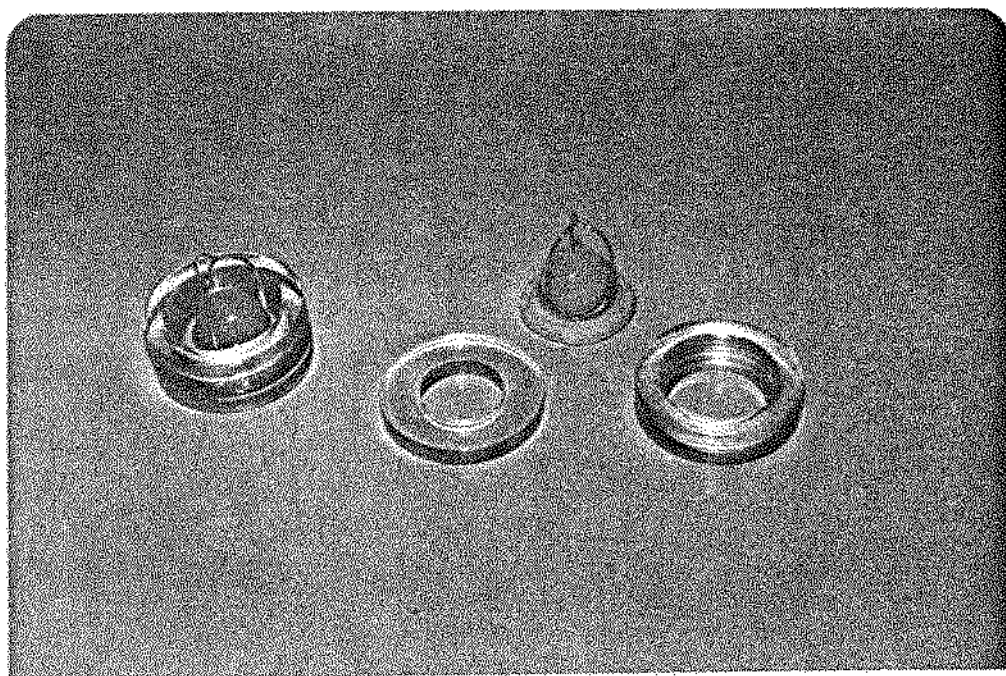
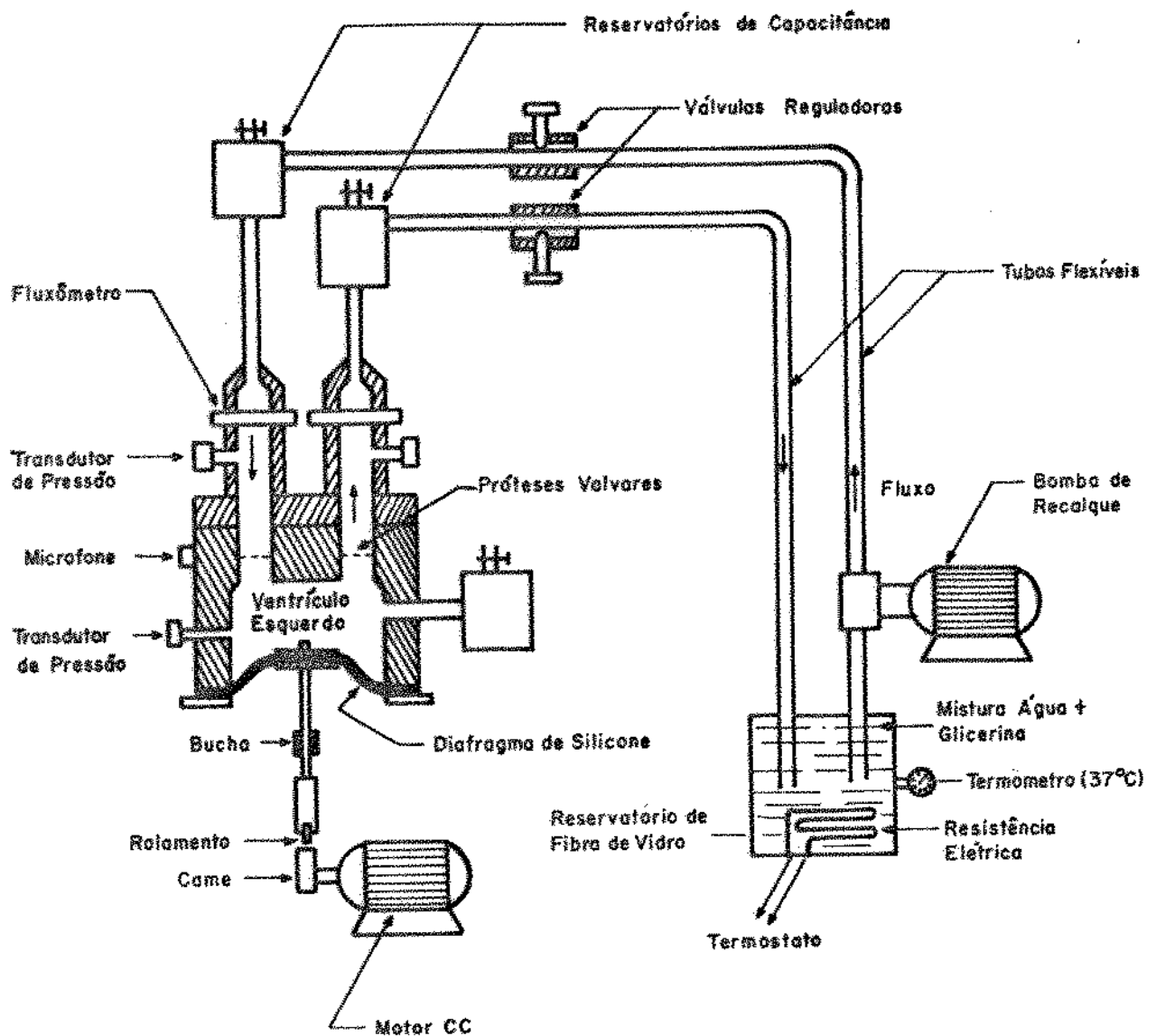


Foto 6. Válvula de Bola.

3. SIMULADOR CARDÍACO

3.1. ESQUEMA DO SIMULADOR CARDÍACO

O esquema a seguir, mostra em detalhes as partes que compõem o Simulador Cardíaco, como: o sistema mecânico, as câmaras de acrílico e o sistema hidráulico.



Esquema 2. Simulador Cardíaco

3.2. DESCRIÇÃO DO SIMULADOR

O Simulador Cardíaco é um aparelho que deve proporcionar às válvulas artificiais um fluxo pulsátil com propriedades

semelhantes às fisiológicas, para que se possa testar as características fluidodinâmicas das próteses valvares em funcionamento. Assim, utiliza-se uma mistura de 60% de água e 40% de glicerina, com viscosidade dinâmica (3 a 4 centipoise) e densidade ($1,07 \text{ g/cm}^3$), semelhantes às do sangue.

3.2.1. FLUXO NO SIMULADOR

A mistura é proveniente de um reservatório, com volume suficiente para assegurar um fornecimento adequado ao sistema. O calor é fornecido ao fluido por uma resistência elétrica, que liga e desliga automaticamente por intermédio de um termostato ajustado em 37°C , com uma tolerância de 2°C . Há uma homogeneidade de temperatura dentro do tanque devido ao constante movimento do líquido.

O fluxo é obtido através do movimento de um diafragma de silicone conectado às câmaras e tubos acrílicos, que representam o sistema circulatório.

3.2.2. MECANISMO GERADOR DE FLUXO

O mecanismo que movimenta o diafragma de silicone (simulando o batimento cardíaco), é constituído de um motor elétrico de corrente contínua, com circuito retificador e controlador de velocidade. No motor é conectado um came, para possibilitar

tempos diferentes de sístole e diástole, reproduzindo o que ocorre no coração, por exemplo: para uma frequência de 75 bpm (batimentos por minuto), o período do ciclo cardíaco é de 0,8 segundos, onde o tempo de sístole corresponde a 0,35 segundos e o de diástole 0,45 segundos. Sobre o came, corre um rolamento fixo ao eixo que movimenta o diafragma; desta forma, a diferença entre o raio máximo e o mínimo do came corresponde ao curso do diafragma, que é calculado através do volume sistólico desejado; os tempos de duração da sístole e da diástole são proporcionais aos graus entre o ponto máximo e mínimo do came, como é mostrado na figura a seguir:

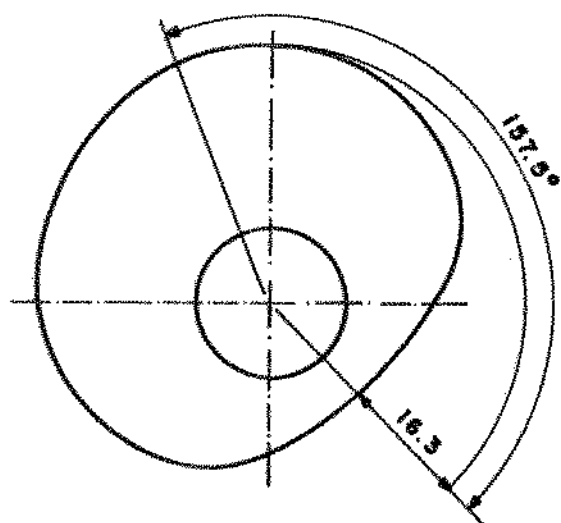


Figura 1. Came.

O diafragma sobe impulsionado pelo came e desce livremente pela ação da pressão dentro da câmara de acrílico, que simula a

artéria pulmonar, isto também ocorre no coração, pois ele se contrai durante a sístole, diminuindo o seu volume interno, e se enche com o relaxamento de suas fibras musculares e com a pressão do próprio sangue, caracterizando a diástole.

A foto a seguir, mostra o posicionamento do mecanismo de movimentação do diafragma, composto de motor, mancais, came e eixo de translação.

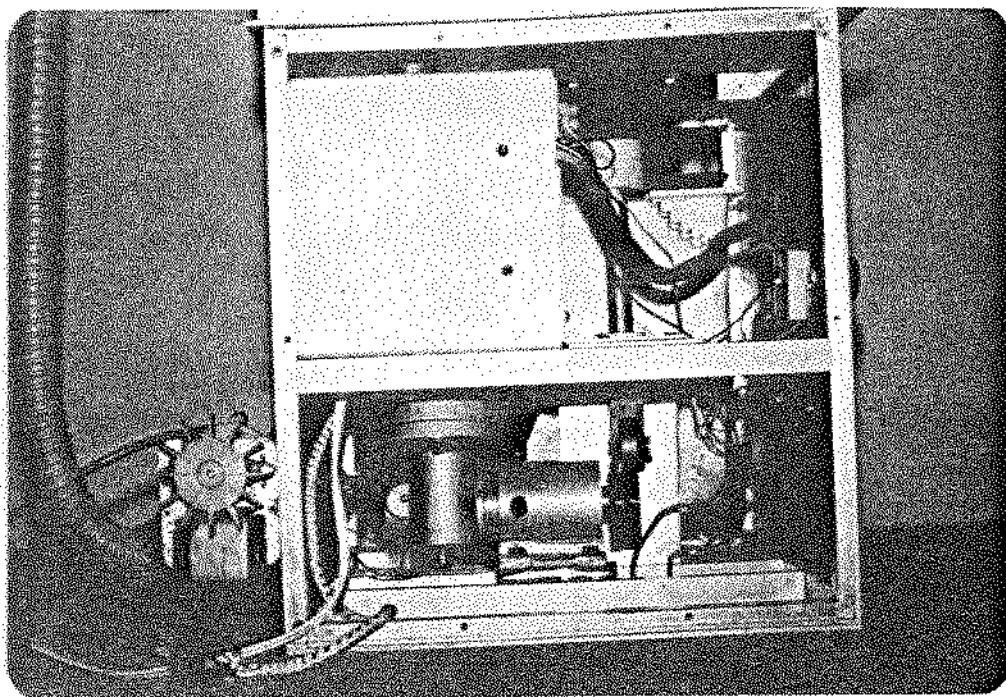


Foto 7. Mecanismo de Movimentação

3.2.3. POSICIONAMENTO DAS VÁLVULAS

As válvulas em teste são fixadas na câmara de acrílico, levando-se em conta o posicionamento das mesmas no ventrículo

esquerdo do coração humano. Tal geometria tende a aumentar a semelhança das condições de funcionamento da prótese no Simulador, comparando-se com as condições reais de funcionamento.

O mecanismo de fixação das próteses possibilita:

- total vedação do sistema, impedindo a penetração de micro-bolhas de ar, que mudariam as propriedades do líquido utilizado;
- rápida e fácil colocação e troca das válvulas;
- visualização das válvulas durante o seu funcionamento.

3.2.4. MONITORAÇÃO DAS PRESSÕES

As pressões das câmaras e as diferenças de pressão antes e após cada válvula, são medidas através de transdutores fisiológicos de pressão e armazenadas como dados na memória de um computador PDP-11/40, da Digital.

O transdutor de pressão é um elemento que converte uma grandeza hemodinâmica em grandeza elétrica, com muita rapidez e alta sensibilidade a pequenas variações de pressão.

A figura a seguir mostra as principais partes que compoem um transdutor fisiológico de pressão.

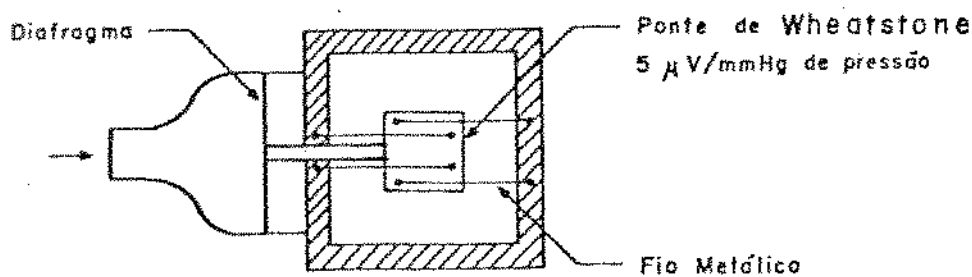


Figura 2. Transdutor de Pressão.

Com o movimento do diafragma do transdutor, alongam-se ou distendem-se os fios metálicos que conseqüentemente, terão suas resistências variadas. Esta variação é captada como impulso, decodificada e armazenada como oscilação gráfica de pressão.

O procedimento para a calibração do transdutor de pressão é mostrado no Apêndice 9.1.

3.2.5. PRESSÕES A SEREM SIMULADAS

A figura 3, mostra as pressões fisiológicas ventricular, aórtica e mitral (ou atrial), bem como o período de duração de cada fase de um ciclo cardíaco, que neste caso está em torno de 0,8 segundos, isto representa uma frequência de 75 bpm (batimentos por minuto) .

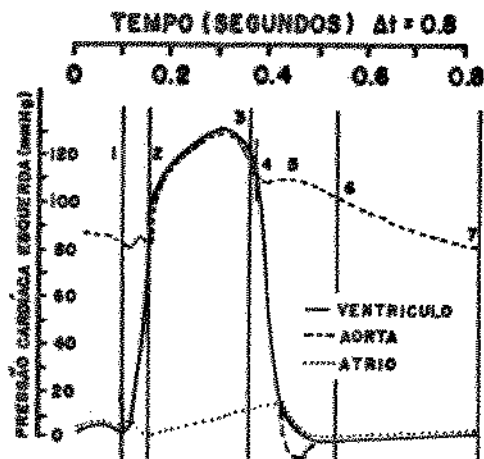


Figura 3. Pressões Esquerdas em um Ciclo Cardíaco [10].

Os traços de 1 a 7 separam as diferentes fases de um ciclo cardíaco:

Sístole Auricular - esta fase tem a duração de onze centésimos de segundos (0,11s) e auxilia no enchimento dos ventrículos.

Contração Isométrica - no intervalo de 1 a 2, a válvula mitral se fecha, enquanto a válvula aórtica permanece fechada, até o instante onde a pressão intraventricular supera a pressão aórtica. Nesta fase, o ventrículo se contrai sem variar efetivamente o volume do sangue interno.

Ejeção - entre 2 e 3, o sangue é expelido do ventrículo esquerdo para a aorta; a válvula aórtica permanece aberta.

Relaxamento Isométrico - no intervalo de 3 a 5 a pressão ventricular passa a cair mais rápido que a pressão aórtica; quando a pressão aórtica superar a ventricular, ocorre o fechamento da válvula aórtica (instante 4), no entanto, a válvula mitral só abrirá quando a pressão atrial superar a ventricular, no instante 5.

Enchimento Ventricular - a pressão atrial supera a ventricular e a válvula mitral se abre possibilitando a passagem do sangue para o ventrículo.

3.2.6. MONITORAÇÃO DOS FLUXOS

As vazões são medidas por cabecotes medidores de fluxo por processo eletromagnético (adicionar 3% de solução fisiológica para aumentar a condutividade elétrica da mistura), instalados após a válvula aórtica na câmara que simula a aorta, em seguida, são manipulados e devidamente registrados pelo computador, em formas de sinais gráficos.

O processo para a calibração do transdutor de fluxo é mostrado no Apêndice 9.2.

3.2.7. ANÁLISE VISUAL

Em complementação a esses dados coletados e armazenados para

posterior análise, as válvulas são também estudadas e fotografadas em pleno funcionamento através do acrílico, visualizando-se a dinâmica de abertura e fechamento das válvulas para diversos níveis de fluxo, bem como a visualização (com o auxílio de partículas em suspensão) do comportamento do fluido [20], onde se pode perceber a existência ou não de zonas de turbulência próximas às válvulas, áreas de recirculação e linhas de velocidade e de pressão.

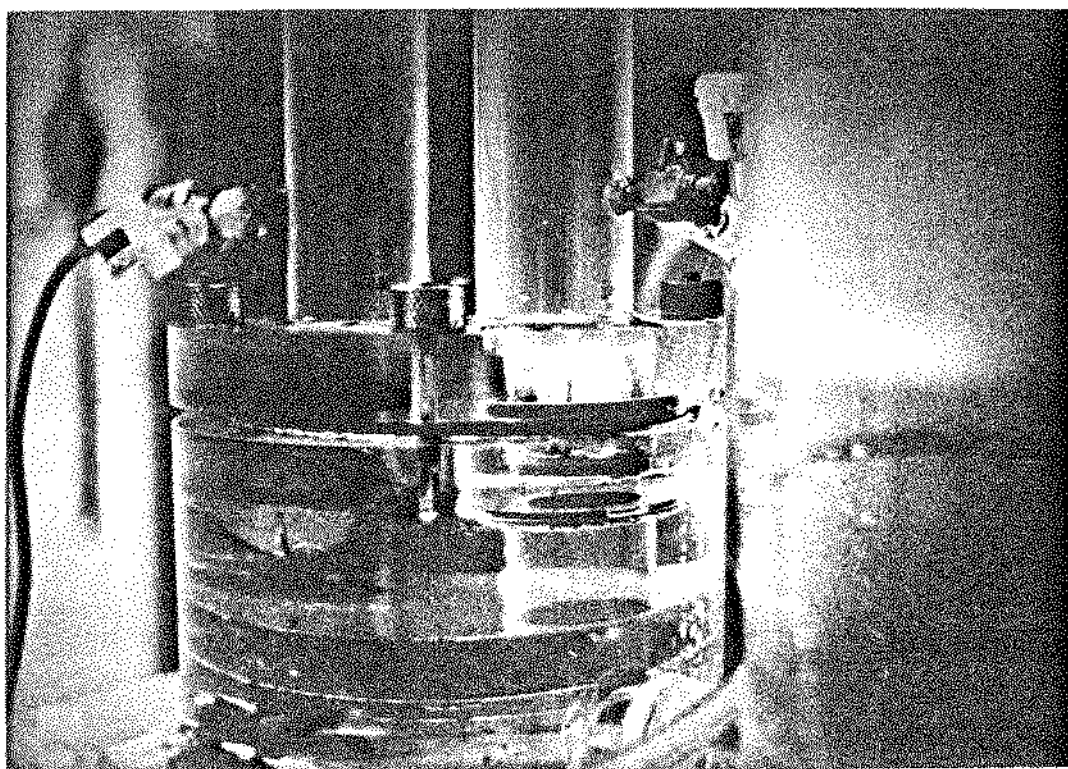


Foto 8. Ventrículo em Funcionamento.

A foto 8 mostra o ventrículo de acrílico do Simulador em funcionamento, as válvulas de bola tipo "Starr" estão colocadas nas posições mitral (da esquerda) e aórtica (da direita). Durante a diástole a válvula mitral abre e o "ventrículo" se enche devido

sua baixa pressão interna (0 mm Hg); na sístole o diafragma de silicone sobe, a mitral fecha e a válvula aórtica abre, assim, o fluxo é expelido para a "aorta", devido a elevada pressão do "ventrículo" (120 mm Hg).

3.2.8. CÂMARAS PARA AMORTECIMENTO

Foram colocadas três câmaras (C1, C2 e C3), para amortecimento dos sinais de pressão e fluxo. O ar contido em cada câmara, por ser compressível, amortece o seu respectivo sinal de pressão (P1, P2 e P3) e, quanto maior a quantidade de ar na câmara maior será o amortecimento da sua pressão interna.

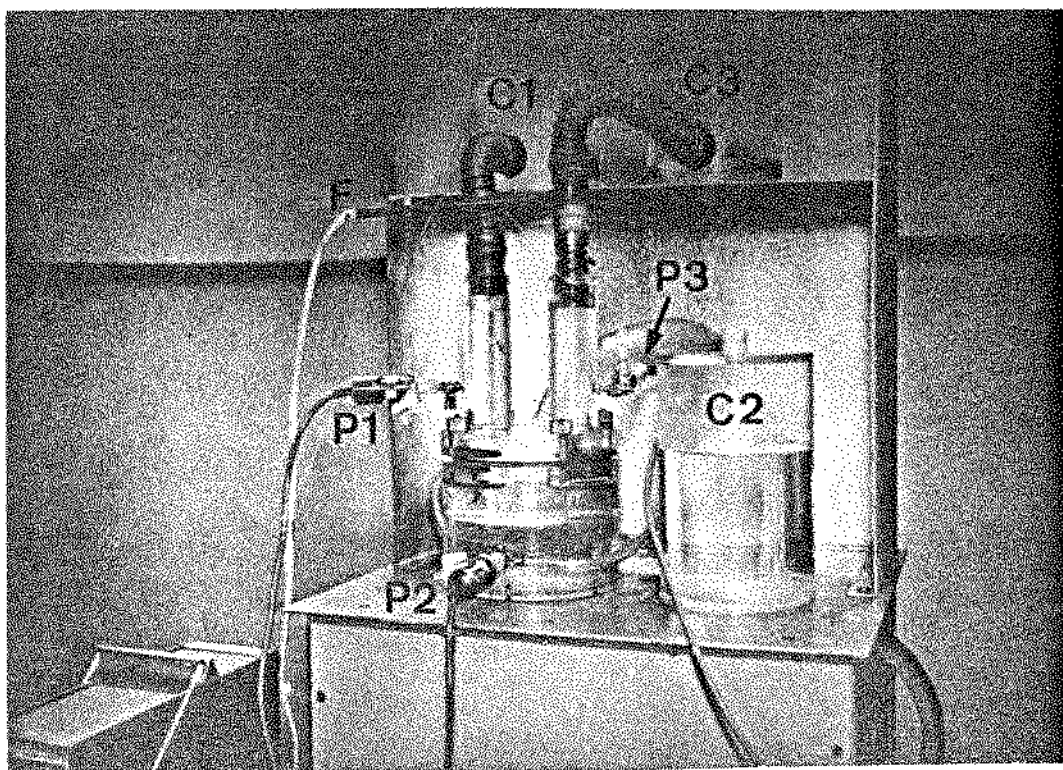


Foto 9. Câmara de Acrílico e Transdutores.

A foto 9, mostra o ventrículo esquerdo "in vitro", as câmaras (C1, C2 e C3) de acrílico para amortecimento ou capacitância do sistema, os transdutores de pressão para análise das pressões mitral (P1), ventricular (P2) e aórtica (P3), e ainda, o transdutor de fluxo (F) para análise do fluxo e refluxo na aorta.

3.2.9. SISTEMA DE CONTROLE

O Simulador Cardíaco foi montado em uma estrutura de alumínio, com 85 centímetros de altura, com é mostrado na foto 10:

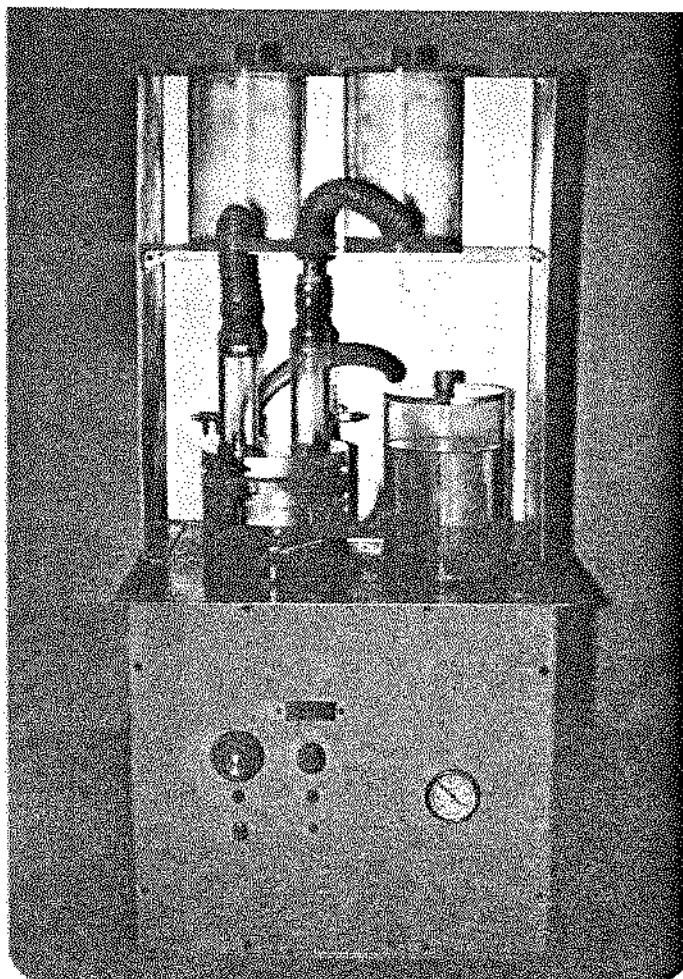


Foto 10. Vista Frontal do Aparelho.

Na sua face frontal foram dispostos:

- o termostato para controle da temperatura com luz indicadora e chave liga-desliga;
- o controle da velocidade do motor com o "display", luz e chave liga-desliga;
- um termostato para verificação da temperatura do líquido (deve ser mantida a 37°C).

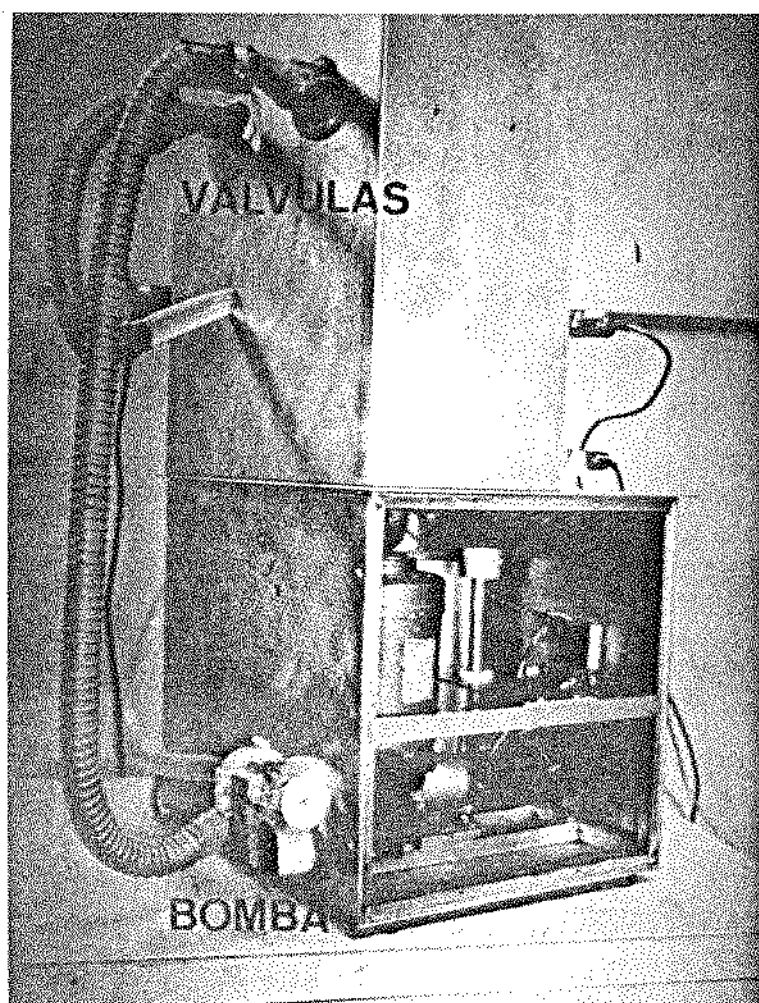


Foto 11. Vista da Parte Posterior do Simulador.

As duas válvulas mostradas na foto 11, devem ser ajustadas em conjunto para aproximar as pressões P1, P2 e P3 às pressões fisiológicas mitral, ventricular e aórtica.

Para proporcionar o retorno, da mistura água-glicerina ao ventrículo, foi instalada uma bomba de recalque, e para controle da pressão de retorno foi colocada uma válvula reguladora após a bomba.

3.3. EQUIPAMENTOS UTILIZADOS

O Simulador Cardíaco está ligado a um Registrador Gráfico "Electronics for Medicine" (E.F.M.), mod. VR-12/16, com três módulos para sinais de pressão, um módulo para frequência de batimento e um para sinal de fluxo, com utilização de um fluxômetro.

Este conjunto possibilita a análise visual dos sinais de pressão e fluxo registrados em papel fotográfico.

A foto 12, mostra o E.F.M. à esquerda, com a caixa para revelação do papel fotográfico acoplada à sua esquerda, no centro da foto, o Fluxômetro "Statham", modelo SP22011, e à direita mostra o Simulador Cardíaco.

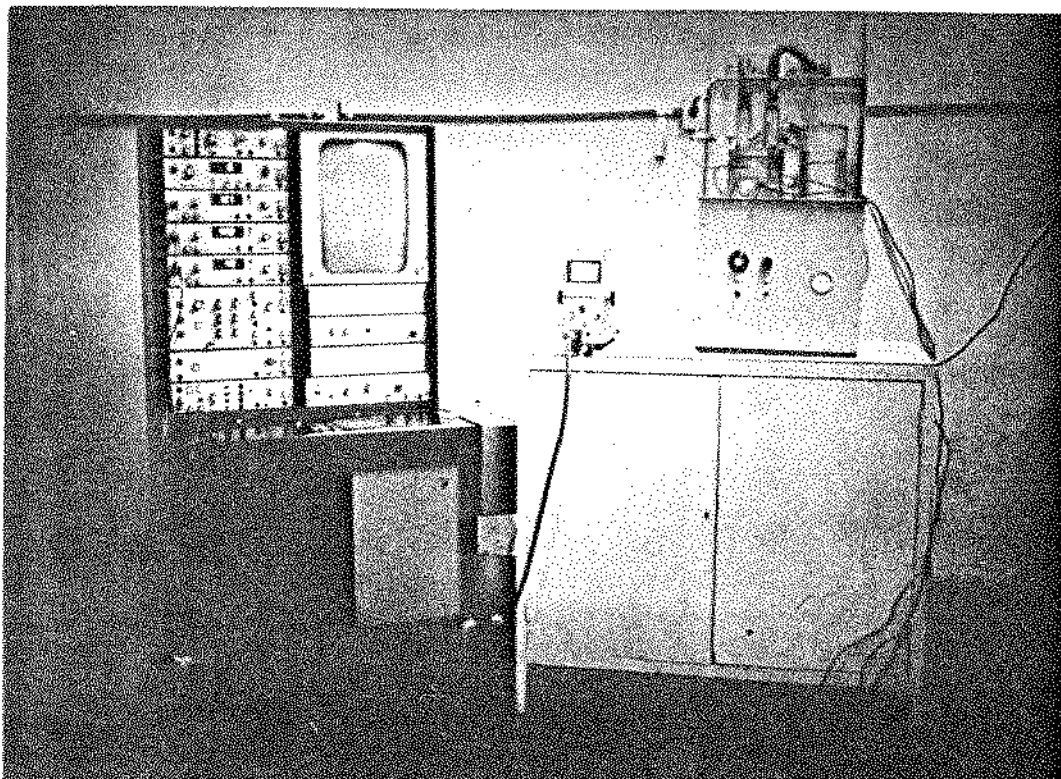


Foto 12. Vista do Conjunto Cardiógrafo (E.F.M.), Fluxômetro e Simulador.

Para armazenar e analisar os sinais obtidos, foi utilizado como interface entre o Simulador Cardíaco e o Computador PDP-11/40, um Polígrafo HP, que consiste em: um Monitor HP1308A, um Sistema de Controle HP5692A e um HP7758A Recorder. Com estes aparelhos, pode-se realizar a gravação dos sinais em fita magnética, por meio de um Gravador de Sinais HP-3960 para posterior análise no computador, e ainda possibilita registrar os sinais em papel próprio.

A foto a seguir, mostra o Polígrafo HP, o Gravador HP-3960 e o Registrador.

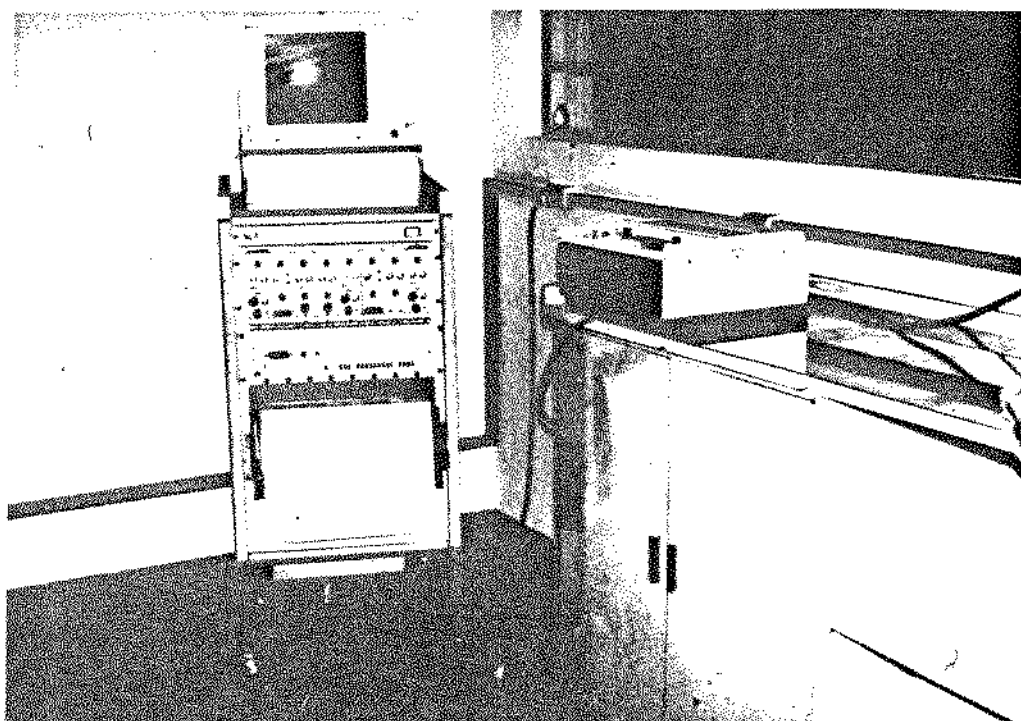


Foto 13. Polígrafo HP, Gravador HP-3960 e Registrador.

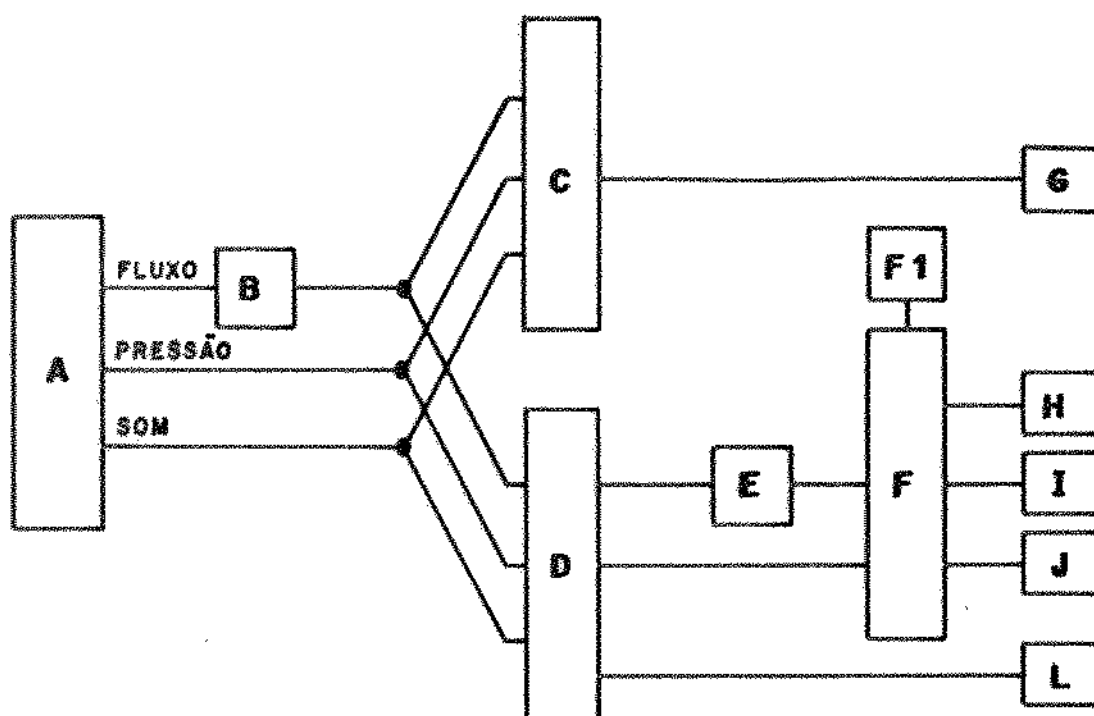


Foto 14. Sistema para Processamento de Dados

A foto 14, mostra o sistema utilizado para o processamento de dados, que consiste em um Computador Digital PDP 11/40, Terminal

Scopus Lepus 300, Monitor de Vídeo Digital, Impressora Mônica Plus Elebra, Plotter HP-7044B X-Y Recorder.

3.4. DIAGRAMA ESQUEMATICO DO SISTEMA



A - Simulador Cardíaco;

B - Fluxômetro Statham, SP22011;

C - Cardiógrafo "Electronics For Medicine", VR-12/16;

D - Polígrafo HP;

E - Gravador HP-3960;

F - Computador PDP-11/40, Digital;

F1 - Terminal "Scopus Lepus 300";

G - Revelador de papel fotográfico;

H - Monitor de vídeo Digital;

I - Impressora Mônica Plus, Elebra;

J - Plotter HP-7044B X-Y Recorder;

L - Registrador HP-7758A.

3.5. PROCESSAMENTO DE DADOS

Como linguagem de programação foi utilizado o "Sparta", ideal para o desenvolvimento de sistemas em tempo real e mais adequada ao processo de monitoração de sinais, basicamente o "Sparta" transforma um terminal de vídeo em um osciloscópio dotado de memória e um gerador de funções capaz de fazer várias operações com o sinal introduzido, anterior ao processamento, como por exemplo [24]:

- integral da entrada;
- derivada da entrada;
- multiplicação da entrada por uma forma de onda qualquer;
- variações do período de amostragem;
- mostragem de dois sinais simultaneamente na tela, com possibilidade de qualquer operação entre pontos específicos dos sinais, intervalos pré-estabelecidos, ou entre os sinais por inteiro; operações como por exemplo: superposição, subtração, multiplicação e comparação.

Tais operações se mostram extremamente importantes na manipulação dos dados obtidos durante o funcionamento das válvulas a serem

estudadas, facilitando o cálculo das variáveis envolvidas e possibilitando, com maior precisão, a determinação das características fluidodinâmicas das próteses valvares cardíacas.

Os comandos da linguagem "Sparta" utilizados durante os estudos realizados no Simulador Cardíaco, são mostrados no Apêndice 9.3.

4. ESTUDO DAS CARACTERÍSTICAS FLUIDODINÂMICAS

4.1. TURBULENCIA

No estudo de um fluido passando por um tubo, usa-se o número de Reynolds (Re), como um adimensional que indica a existência ou não do fluxo turbulento [25].

$$Re = \frac{S.V.D}{\mu}$$

Re = Número de Reynolds

S = Densidade do fluido [Kg/m³ . s²/m]

V = Velocidade do fluido [m/s]

D = Diâmetro do tubo [m]

μ = Viscosidade do fluido [Kg.s/m²]

onde:

$Re < 2.000$ - escoamento laminar

$Re > 4.000$ - escoamento turbulento

$2.000 < Re < 4.000$ - transição

ou seja, Reynolds crítico é igual a 2.000 [25].

Para o cálculo da velocidade, utiliza-se os valores conhecidos de vazão e área.

Assim:

$$Q = \int V \cdot dA = V_{\text{média}} \cdot A \qquad V_{\text{média}} = \frac{Q}{A}$$

Através do Simulador, obtém-se o sinal de fluxo e, com o auxílio do computador, pode-se facilmente transformar tal sinal em uma variação gráfica do número de Reynolds. Traçando na tela uma reta para número de Reynolds constante e igual a 2.000, pode-se analisar as posições das curvas de pressão onde há a presença de fluxo turbulento, isto para as diferentes frequências de batimento.

A figura a seguir, exemplifica tal operação:

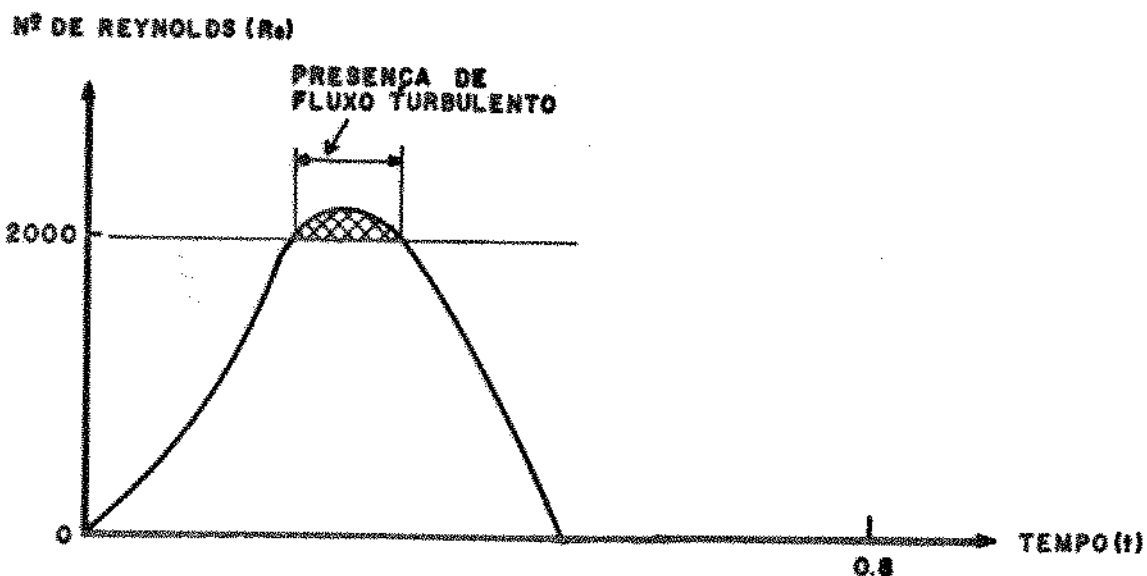


Figura 4. Exemplificação de Determinação de Fluxo Turbulento para um Ciclo Cardíaco de 0,8 Segundos (75 Bpm).

O fluxo turbulento não obedece à equação de Hagen-Poiseuille, isto ocorre devido ao aumento da energia dissipada (energia cinética), pois aumenta a resistência hidráulica com a passagem de fluxo laminar para turbulento.

No caso de corpos obstruindo a passagem do fluido há uma tendência maior de ocorrer o fluxo turbulento, neste caso, torna-se fácil sua detecção através da análise do som produzido [3], ou então, através de fotos instantâneas para visualização da turbulência [20].

A figura a seguir, mostra o aumento na resistência hidráulica pela mudança na inclinação da curva da velocidade x pressão,

quando o fluxo passa de laminar para turbulento.

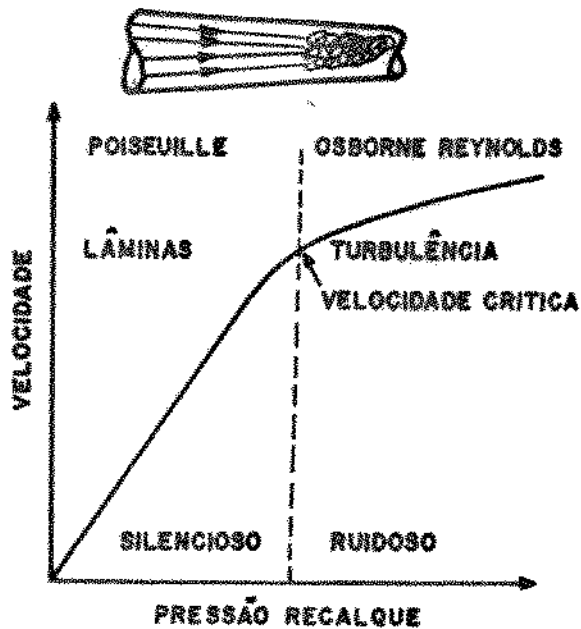


Figura 5. Gráfico Comparando as Características do Fluxo Laminar e Turbulento [10].

Existem apenas três situações onde se encontra fluxo turbulento no sistema circulatório humano em condições normais, são elas:

- para um homem em repouso, ocorre fluxo turbulento na raiz da aorta, durante a fase de ejeção rápida do sangue, no início da sístole.
- pelo estreitamento da passagem do sangue nas válvulas cardíacas, onde ocorre um aumento da velocidade e fluxo turbulento.
- durante exercícios pesados, ocorre fluxo turbulento no

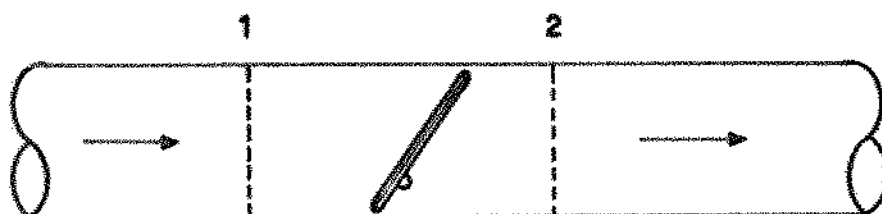
primeiro segmento da aorta, pelo aumento do fluxo sanguíneo.

4.2. PERDA DE CARGA

O Simulador Cardíaco não trabalha no Regime Permanente, entretanto, pode-se considerar Regime Permanente para pequenos intervalos de tempo (t).

Sabe-se que, assim como o sangue, o fluido utilizado pode ser considerado um líquido incompressível, não há troca de calor significativa com o meio exterior, e nem tão pouco, fornecimento ou retirada de trabalho.

Entre os pontos 1 e 2, ou seja, antes e após a válvula a ser analisada, tem-se [25]:



$$\frac{v_1^2}{2} + g.z_1 + \frac{p_1}{\rho} = \frac{v_2^2}{2} + g.z_2 + \frac{p_2}{\rho} + H_{p_{1,2}}$$

onde :

$$\frac{v^2}{2} = \text{carga cinética}$$

$$g.z_1 = \text{carga potencial}$$

$$\frac{p}{\rho} = \text{carga de pressão}$$

$$H_{p_{1,2}} = \text{perda de carga entre 1 e 2}$$

Perda de carga corresponde a toda energia perdida pelo sistema durante o percurso do fluido entre os dois pontos que estão sendo comparados. Esta perda de carga ocorre devido a:

- atrito do líquido com as paredes dos tubos;
- obstruções ao fluxo, como por exemplo: válvulas ou formas de abertura do elemento vedante nas válvulas mecânicas (bolas ou discos).

Estes exemplos são separados em dois grupos ou tipos de perda de carga, sendo:

1. Perda de carga do próprio Simulador:

- atritos
- diferenças de diâmetros

2. Perda de carga singular:

- válvulas cardíacas a serem estudadas.

Assim, tem-se:

$$H_{p_{total}} = H_{p_{simulador}} + H_{p_{válvula}}$$

A perda de carga do Simulador ($H_{p_{simulador}}$) para uma determinada vazão, é calculada facilmente através do funcionamento do Simulador, sem a válvula posicionada entre os dois pontos a serem comparados.

Para este cálculo, tem-se:

$Q = \text{vazão desejada [m}^3 \text{/ s]},$ para determinação das velocidades do fluido através da fórmula :

$$Q = v \cdot A \quad \therefore \quad v = \frac{Q}{A} \quad \therefore \quad v = \frac{Q}{A}$$

onde:

$Q = Q$ pois está em Regime Permanente e é um líquido incompressível

e, como:

p e p são as pressões [Kgf/m²] para a vazão desejada.

z e z são as alturas [m] dos dois pontos a serem comparados em relação a um referencial qualquer

Da equiparação da energia

$$\frac{v_1^2}{2} + g \cdot z_1 + \frac{p_1}{\rho} = \frac{v_2^2}{2} + g \cdot z_2 + \frac{p_2}{\rho} + H_{p_{simul}}$$

tem-se o valor de $H_{p_{simul}}$

Então, fixa-se a válvula a ser testada na sua posição, ou seja, entre dois pontos a serem comparados.

Realiza-se novamente as leituras das pressões para uma vazão

desejada, pois estas se alterarão devido ao aumento da perda de carga do sistema, referente a introdução da perda de carga da válvula $H_{p_{válv}}$.

Tem-se:

$$\frac{v_1^2}{2} + g.z_1 + \frac{p_1}{\rho} = \frac{v_2^2}{2} + g.z_2 + \frac{p_2}{\rho} + H_{p_{total}}$$

e, como:

$$H_{p_{total}} = H_{p_{simul}} + H_{p_{válv.}}$$

E, conhecendo $H_{p_{simul}}$, obtém-se o valor de $H_{p_{válv.}}$ para a vazão

desejada.

Por ser um fluxo pulsátil, as pressões e as velocidades variam em um ciclo completo de sístole e diástole. Com o auxílio do computador PDP-11/40 Digital, a perda de carga da válvula pode ser calculada em um diferencial de tempo muito pequeno, dessa maneira, é obtida uma curva da variação da perda de carga da válvula ($H_{p_{válv}}$) em função do tempo. No entanto, nesta curva só

se deve considerar os instantes em que a válvula analisada se encontra completamente aberta, pois ao se retirar a válvula para a determinação da perda de carga do Simulador (H) as P_{simul} pressões e as velocidades nos instantes em que ela se encontra fechada são modificadas.

4.3. COEFICIENTE DE GRADIENTE DE PRESSÃO

Fixando as diversas variáveis de funcionamento do Simulador Cardíaco, pode-se realizar um estudo comparativo entre os diferentes modelos de próteses valvares.

Durante o tempo em que a válvula em teste permanece aberta, nota-se uma diferença entre as pressões antes e após a válvula. O que se quer comparar é esta queda de pressão causada pela resistência ao fluxo ou perda de carga de válvulas do mesmo tamanho, porém de modelos diferentes. No Simulador, tal queda de pressão é mais sensível na válvula instalada na posição aórtica, pois ela trabalha em níveis maiores de pressão e fluxo, e o tempo de sístole é menor que o de diástole.

Com o auxílio do computador, pode-se, analisando as pressões ventricular esquerda (P_2) e aórtica (P_3), chegar a um adimensional que seria definido como um Coeficiente de Gradiente de Pressão de grande utilidade na comparação entre as válvulas.

a este adimensional, deve-se integrar a curva da pressão ventricular (P2) no intervalo de tempo em que a válvula aórtica estiver aberta, realiza-se a mesma operação para a pressão aórtica (P3), subtrai-se os valores das integrais de P2 e P3 e divide-se o resultado pelo valor da integral de P2, como é mostrado a seguir:

$$A2 = \int_{\text{abertura da válvula}}^{\text{fechamento da válvula}} P2(t) \cdot dt$$

$$A3 = \int_{\text{abertura da válvula}}^{\text{fechamento da válvula}} P3(t) \cdot dt$$

$$\Delta A = A2 - A3$$

$$CGP = \frac{\Delta A}{A2} = \frac{A2 - A3}{A2}$$

CGP = Coeficiente de Gradiente de pressão

A figura a seguir, mostra a obtenção de tal coeficiente:

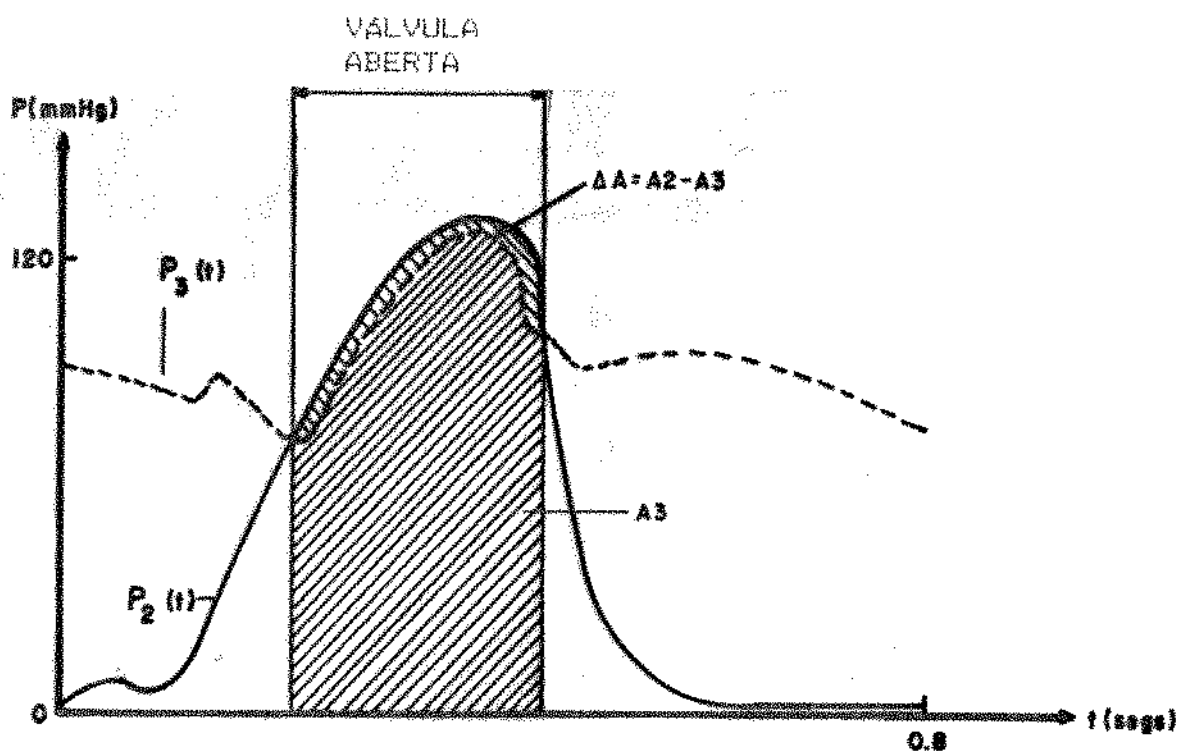


Figura 6. Relação Entre Áreas como Coeficiente de Gradiente de Pressão.

Tal estudo pode ser também realizado com a válvula na posição mitral, no entanto, é exemplificada apenas na posição aórtica por ser a posição onde a válvula trabalha em condições mais críticas de funcionamento.

4.4. COEFICIENTE DE REFLUXO

Refluxo é o retorno de um pequeno volume de sangue necessário para efetuar o fechamento das válvulas cardíacas; este volume de sangue deve ser o menor possível, pois prejudica a circulação sanguínea, que ocorre apenas em um sentido.

A válvula que apresenta maior volume de refluxo é a aórtica, devido a queda rápida da pressão ventricular esquerda no início da diástole.

O volume de refluxo de sangue utilizado para o fechamento de uma válvula artificial é maior do que o utilizado pelas válvulas naturais, trazendo resultados negativos na análise da eficiência das próteses.

O sinal de fluxo aórtico obtido através do fluxômetro e do transdutor de fluxo instalado logo após a válvula aórtica, é analisado no computador e todo fluxo negativo apresentado é integrado no tempo obtendo-se, assim, o volume de sangue que retorna pela aorta para fechar a prótese em teste.

Para minimizar as imprecisões no cálculo do refluxo ou na calibração do fluxômetro, deve-se dividir o resultado da integração do fluxo negativo pelo resultado da integração do fluxo positivo, ou seja, deve-se dividir o volume de refluxo pelo volume sistólico; assim, obtém-se um adimensional definido como Coeficiente de Refluxo que possibilita uma comparação mais precisa do volume de refluxo apresentado por próteses valvares do mesmo tamanho, porém de modelos distintos. Como é mostrado a seguir:

$$V_r = \int_{\text{início do fechamento da válvula}}^{\text{término do fechamento da válvula}} F(t) dt = \text{Volume de Refluxo}$$

$$V_s = \int_{\text{início da abertura da válvula}}^{\text{início do fechamento da válvula}} F(t) dt = \text{Volume Sistólico}$$

$$CR = \frac{V_r}{V_s} = \text{Coeficiente de Refluxo}$$

A figura a seguir, exemplifica tal operação realizada no computador para análise do refluxo.

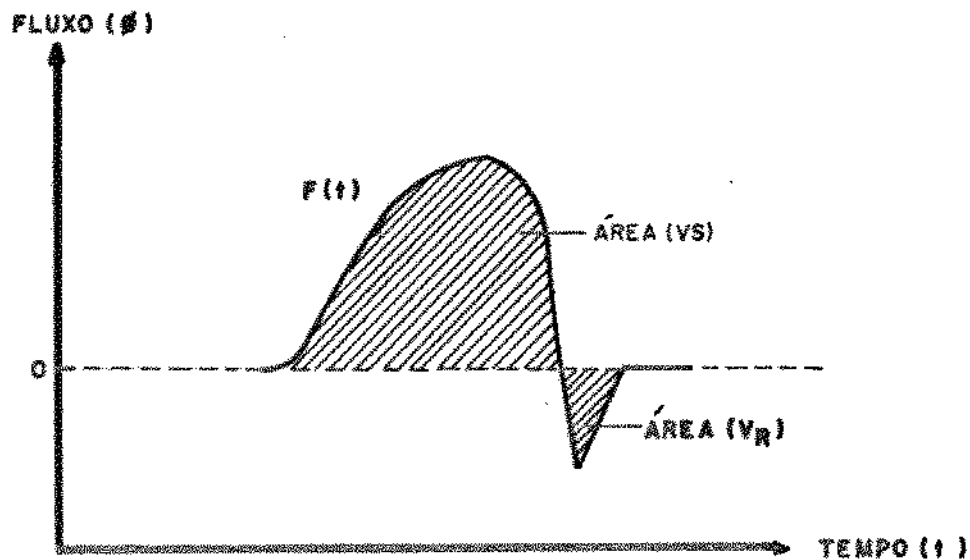


Figura 7. Relação Entre Áreas como Coeficiente de Refluxo.

4.5. ANÁLISE ACÚSTICA

Durante o funcionamento de uma prótese valvar, nota-se a emissão de sons característicos a cada tipo ou desenho de válvula. Deseja-se através desses sons, estudar o comportamento da prótese relacionando e comparando os diversos sinais captados por microfone instalado na proximidade da válvula.

As informações numéricas dos sons são registradas pelo computador em forma de sinais gráficos de ondas, com isto, pode-se analisar os efeitos que o formato e as dimensões trazem ao funcionamento das válvulas artificiais, como também, comparar os sons observando as diferenças existentes entre eles, para determinar qualquer alteração no estado físico das válvulas.

Para maior facilidade na análise dos sons emitidos pelas válvulas, foram separados em duas categorias de sons [3], com amplitudes e frequências distintas:

Os sons transitórios - São produzidos por estímulos rápidos e intensos, como por exemplo, os impactos de estruturas ou parte móveis das válvulas. Através destes sons consegue-se verificar como uma válvula fecha ou abre, ou seja, de uma só vez provocando apenas um ruído de impacto, ou vibrando, provocando desta forma, vários ruídos rápidos e consecutivos que transmitem ao fluido oscilações de fluxo e pressão prejudiciais ao bom funcionamento

de uma prótese valvar. Os sons transitórios fornecem também informações sobre possíveis rupturas ou trincas existentes na estrutura das válvulas, através de diferenças ou alterações nos ruídos provocados por uma mesma válvula ou uma válvula do mesmo modelo.

Os sons não transitórios - São produzidos por estímulos de grande duração e pequena intensidade em relação aos transitórios, por exemplo, a passagem do fluido durante o tempo em que a válvula permanece aberta devido às diferenças de pressões existente antes e após a válvula aórtica na sístole. Através da intensidade destes sons consegue-se verificar a presença ou não de fluxo turbulento, uma vez que o fluxo turbulento é ruidoso, ou seja, quanto mais silencioso mais fácil é a passagem do fluido pela válvula.

5. RESULTADOS OBTIDOS

5.1. SINAIS DE PRESSÃO E FLUXO OBTIDOS DURANTE O DESENVOLVIMENTO DO SIMULADOR

A figura 8, mostra os sinais obtidos com o primeiro protótipo sem câmaras de amortecimento, sem bomba de recalque e ainda com o eixo excêntrico movimentando o diafragma; estes sinais foram registrados por um polígrafo da Hewlett Packard (HP). As pressões P1 e P2 variam de +70mm Hg a -100mm Hg, porque o eixo excêntrico tanto expelle, quanto succiona o fluido para o ventrículo.

A grande oscilação de pressão se dá devido à falta de amortecimento das pressões.

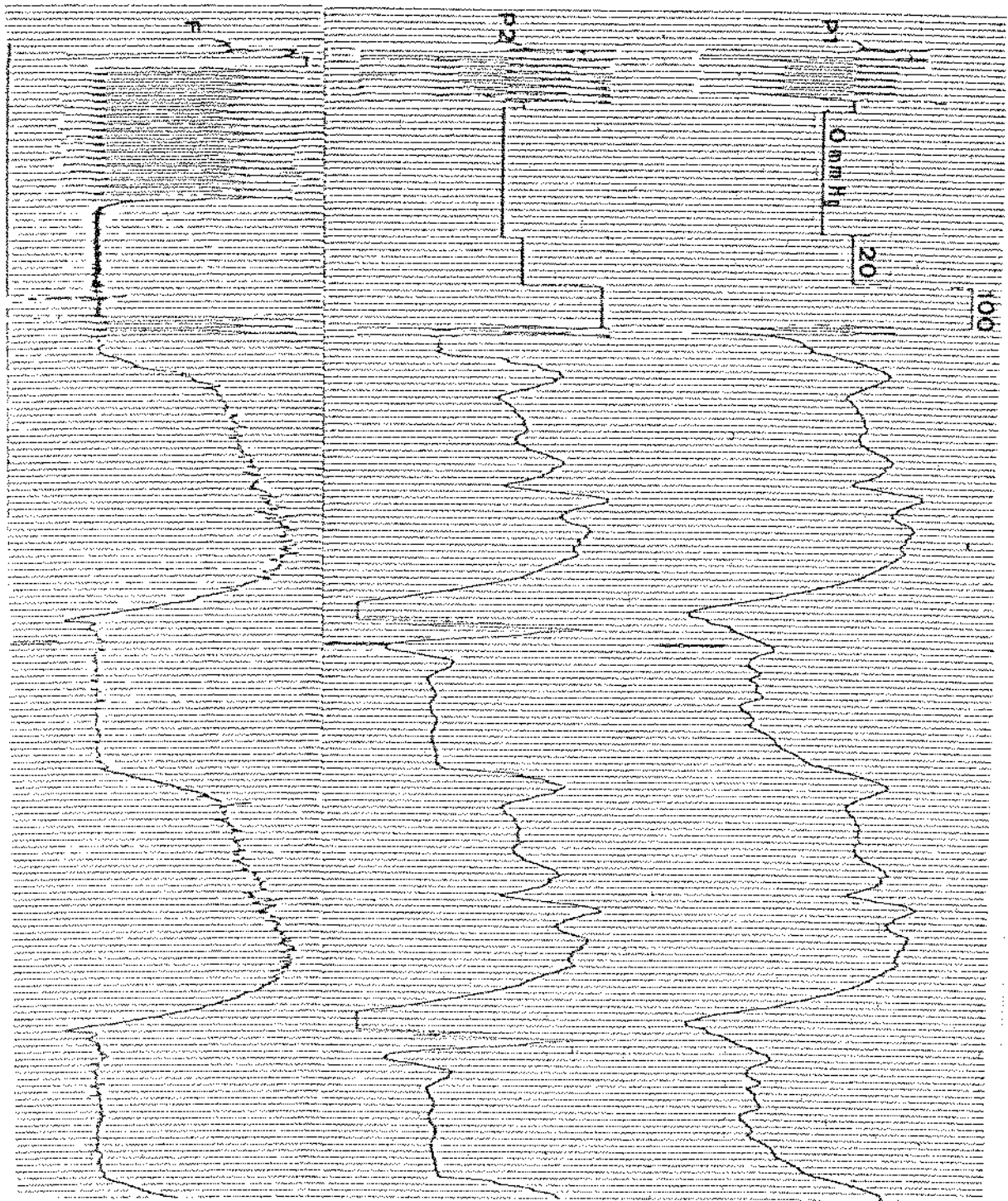


Figura 8. Sinais de Pressão e Fluxo com o Primeiro Protótipo

Com algumas modificações efetuadas no Simulador, obteve-se um sinal mais adequado. Foram instaladas: câmaras de amortecimento, bomba de recalque e o came, no entanto, as pressões e a frequência de batimento estavam bem abaixo das fisiológicas, como mostra a figura 9, em velocidades de gravação diferentes.

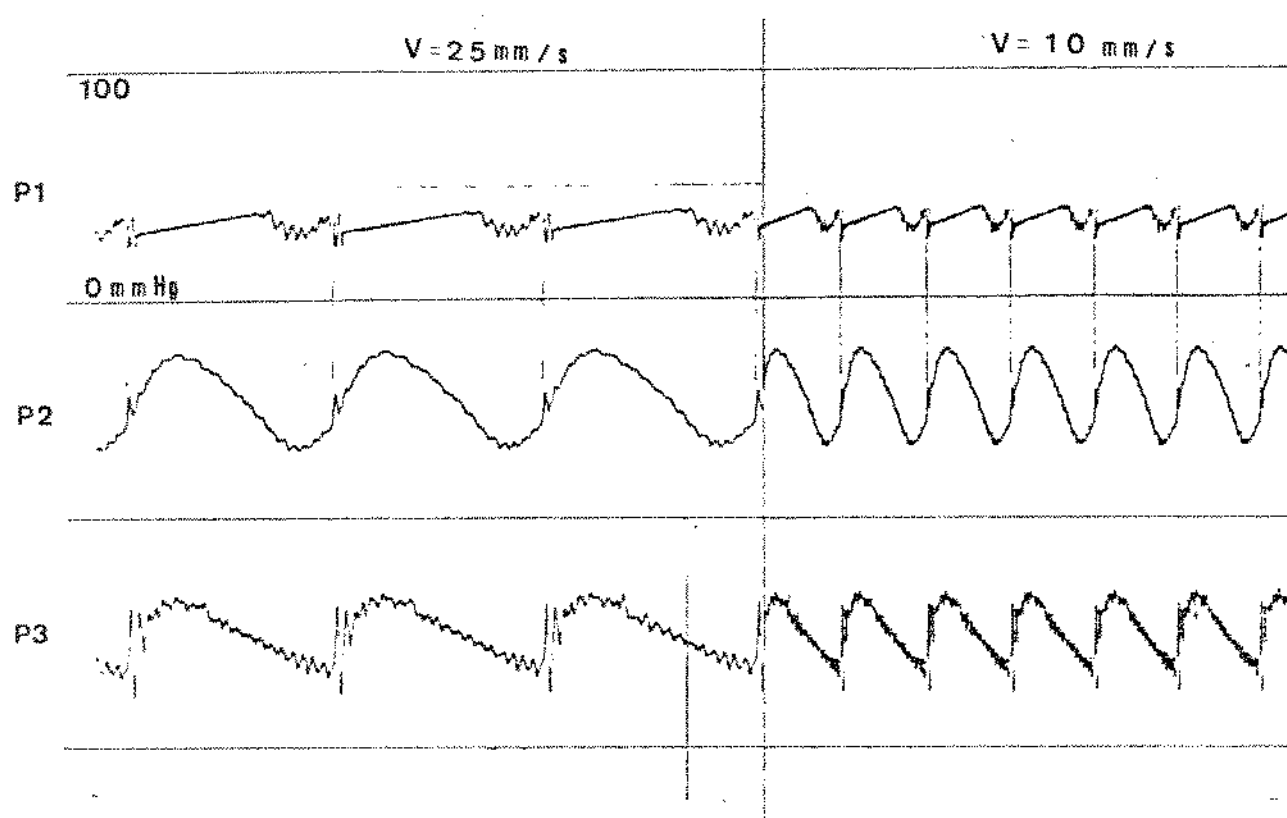


Figura 9. Sinais de Pressão Após Modificações no Simulador

Aumentadas as pressões e frequência, no entanto, não se consegue níveis aceitáveis de pressão, mas constatou-se que a velocidade de gravação do papel fotográfico ideal para a visualização dos detalhes dos sinais é de 25mm/seg., como mostra a figura 10.

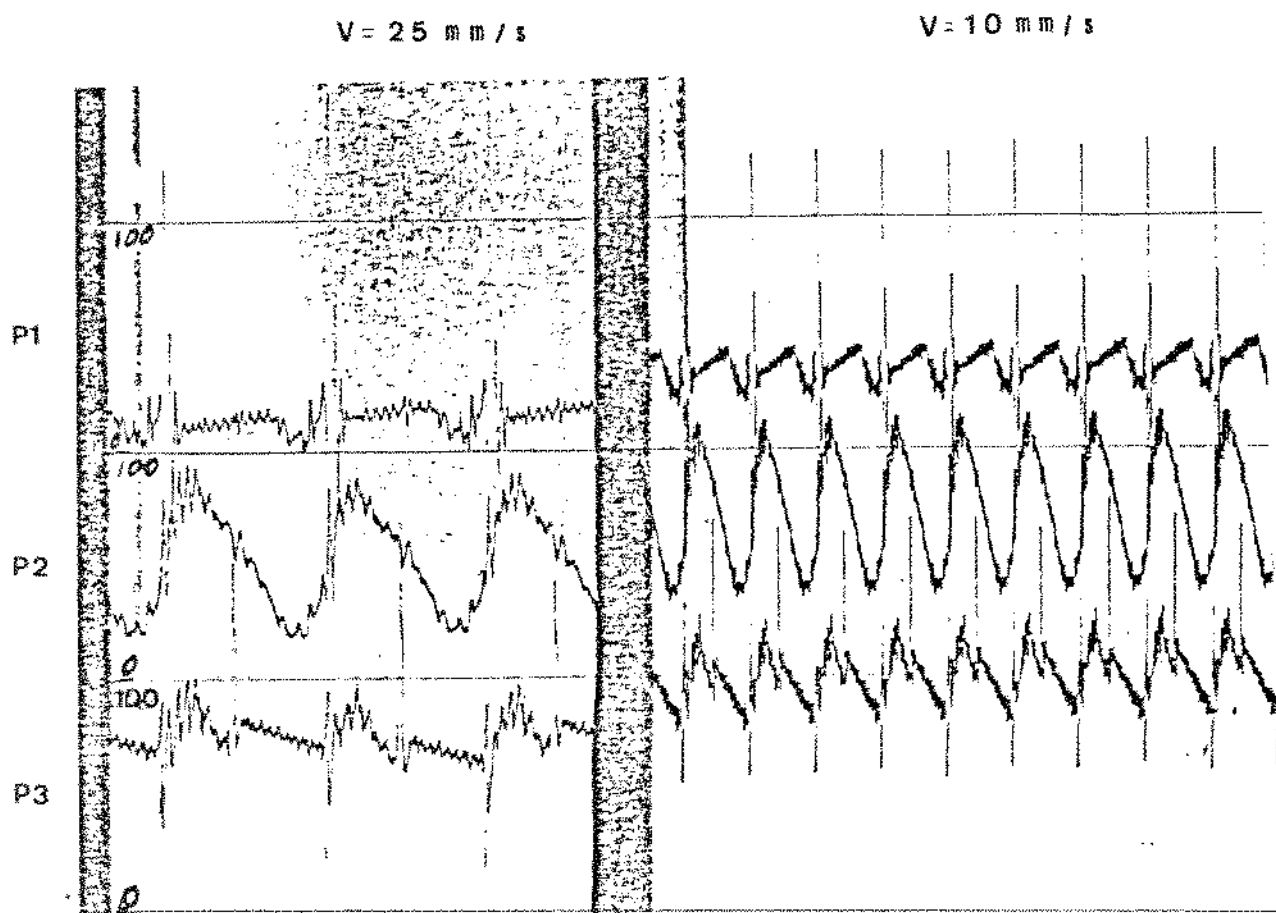


Figura 10. Sinais de Pressão

Na figura 11, verifica-se níveis aceitáveis de pressões. Conseguiu-se gravar o fluxo na aorta juntamente com os sinais de pressão, embora com um pouco de interferência, por motivo de falta de aterramento do fluxômetro. Neste teste, verificou-se, também, que o tempo de diástole estava muito curto em relação à sístole, devido à queda de velocidade do motor durante a subida do diafragma.

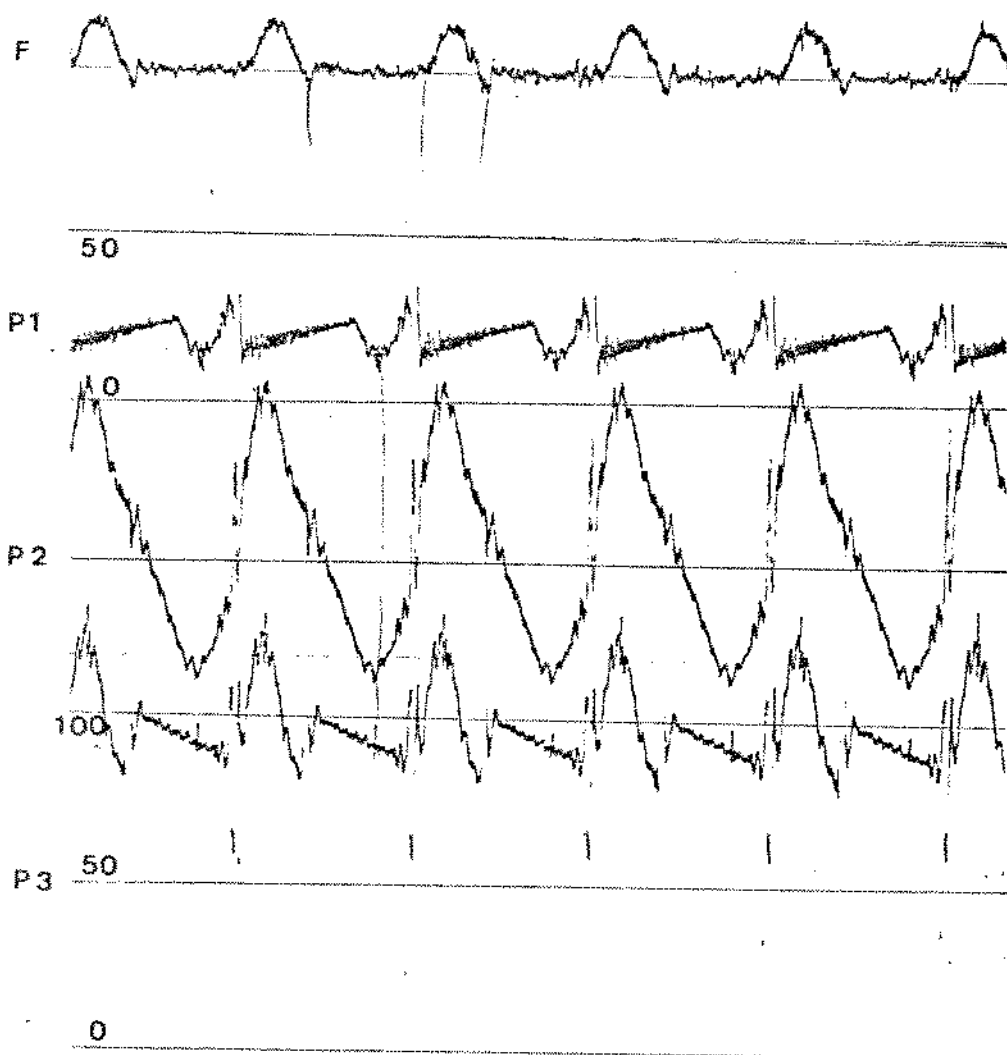


Figura 11. Sinais de Pressão e Fluxo

O perfil do came, foi redesenhado, aumentando o tempo de diástole para compensar a queda de velocidade de rotação do motor durante a subida do diafragma, o que provoca a diferença na relação dos tempos de sístole e diástole. Foi aumentado, também, o volume deslocado para compensar o volume desviado para a câmara de amortecimento C2. Os resultados são mostrados na figura 12.

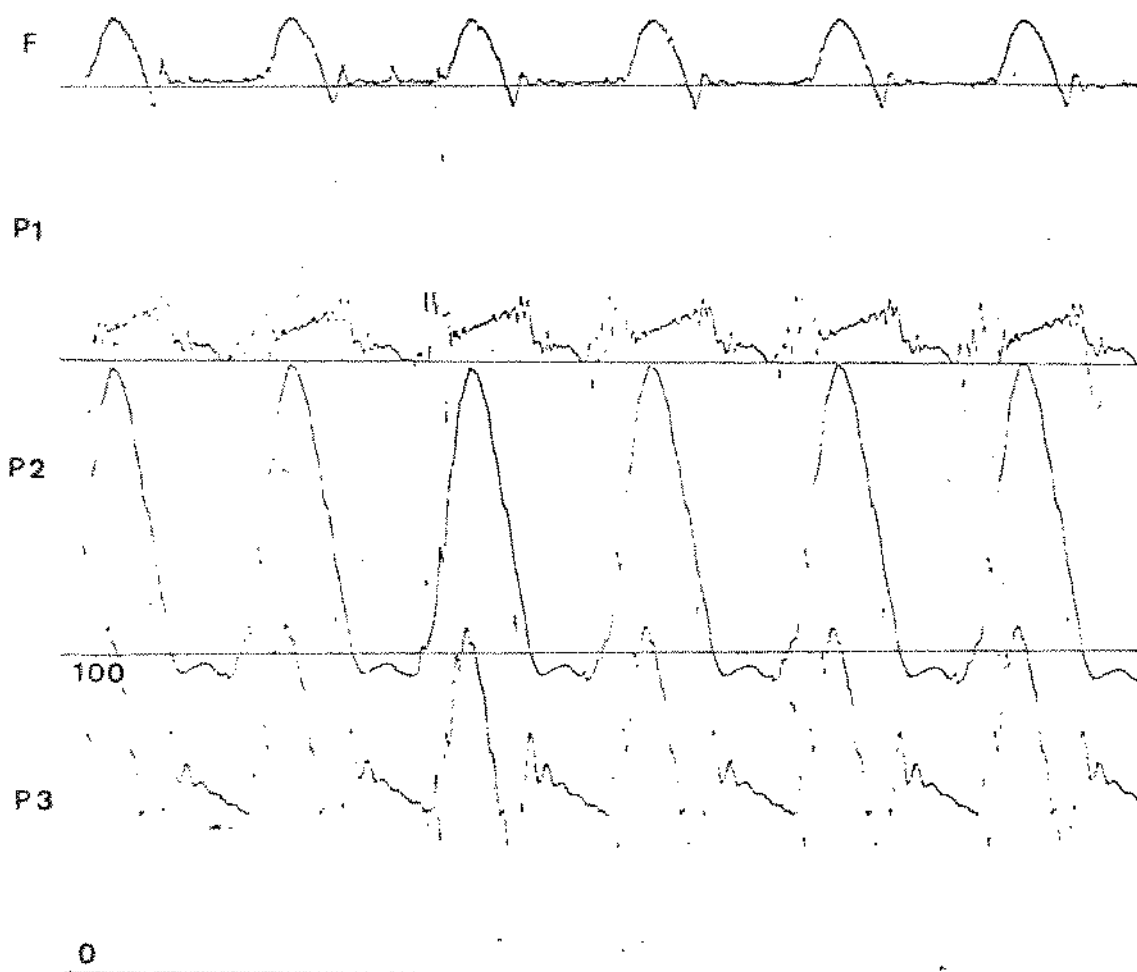


Figura 12. Sinais com o Came Redesenhado

Substituindo as válvulas de bola por válvulas de disco de silicone, que experimentalmente foram consideradas ineficientes, realizou-se uma comparação dos sinais obtidos e estudou-se como se comporta o disco de silicone, em relação à esfera de silicone. Os resultados são mostrados nas figuras 13 e 14, sendo a figura 14 uma superposição dos 3 sinais de pressão P1, P2 e P3. O fluxo aparentemente aumentou, mas, na realidade, isto ocorreu apenas devido a um ajuste na escala do fluxômetro.

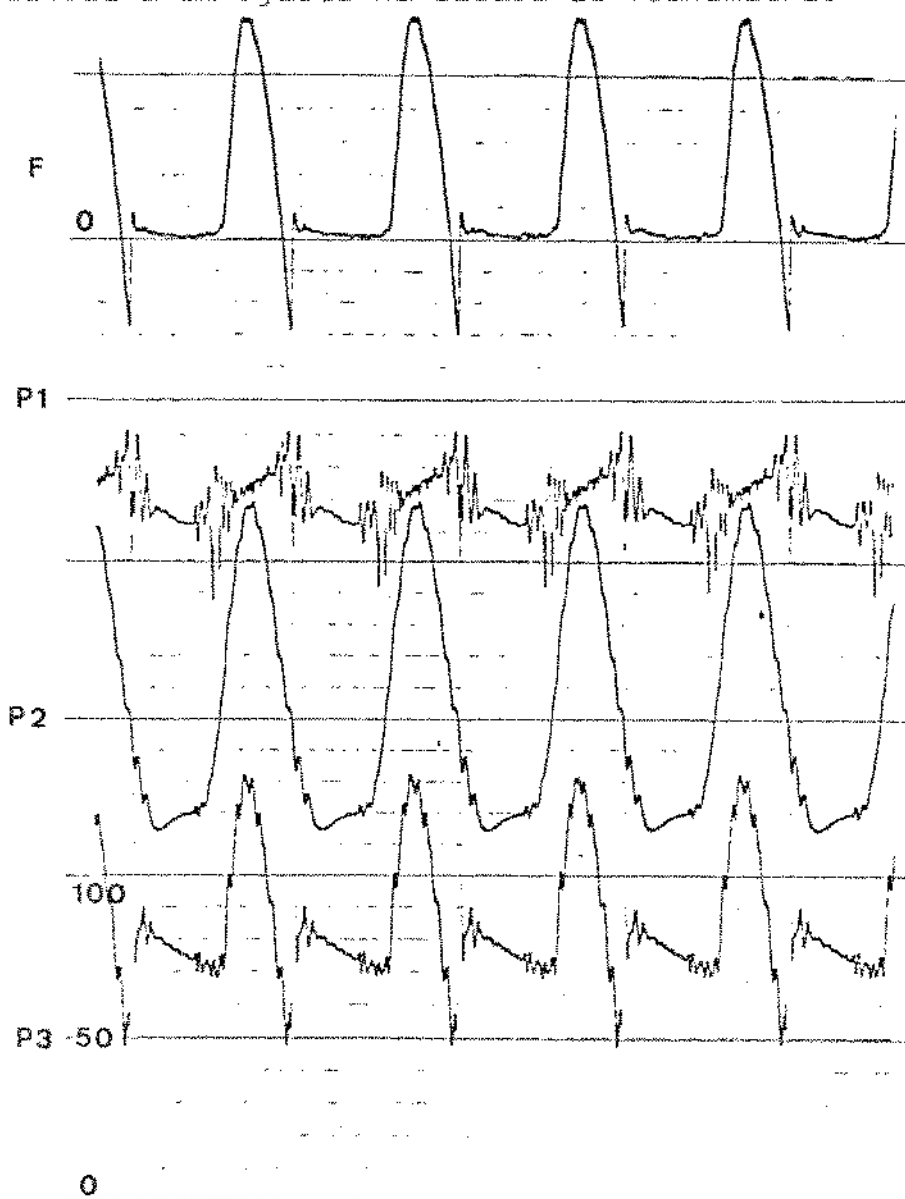


Figura 13. Sinais de Válvulas de Disco de Silicone

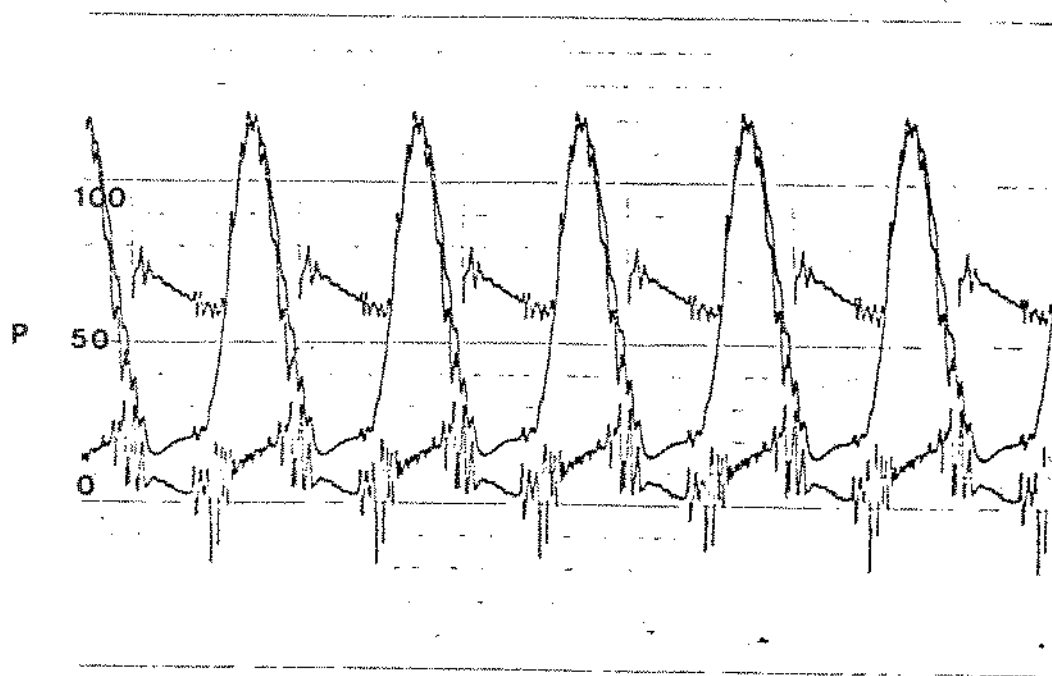


Figura 14. Superposição dos Sinais de Pressão de Válvulas de Discos de Silicone

5.2. ESTUDO COMPARATIVO ENTRE DUAS VÁLVULAS BIOLÓGICAS DIFERENTES

Foi realizado um estudo comparativo entre as características das válvulas biológicas de pericárdio bovino de perfil alto, e as de perfil baixo. O modelo de hastes compridas pode provocar lesões no ventrículo, quando colocadas na posição mitral, por

isso se está estudando uma modificação no comprimento dessas hastes, não deixando que elas encostem na parede do ventrículo esquerdo no final da sístole.

Com o teste realizado no Acelerador de Pulso constatou-se que a durabilidade da válvula de perfil baixo é a mesma que a de perfil alto.

Um teste comparativo seria de vital importância para verificar se haveria mudanças consideráveis no comportamento fluidodinâmico das válvulas de perfil baixo, prejudicando o seu funcionamento.

Durante o teste os dois modelos de válvulas biológicas foram submetidos às mesmas condições de funcionamento, ou seja, a frequência de batimento foi mantida em uma média de 75 bpm (batimentos por minuto), as pressões máximas e mínimas foram ajustadas para os mesmos níveis de vazão.

Constatou-se, pela análise visual dos sinais das figuras 15, 16, 17 e 18, que as válvulas de perfil baixo provocam menos refluxo, transmitem oscilações de pressão menores e possuem um gradiente de pressão menor do que as válvulas de perfil alto, todas estas características são favoráveis a um bom desempenho de uma prótese valvar cardíaca.

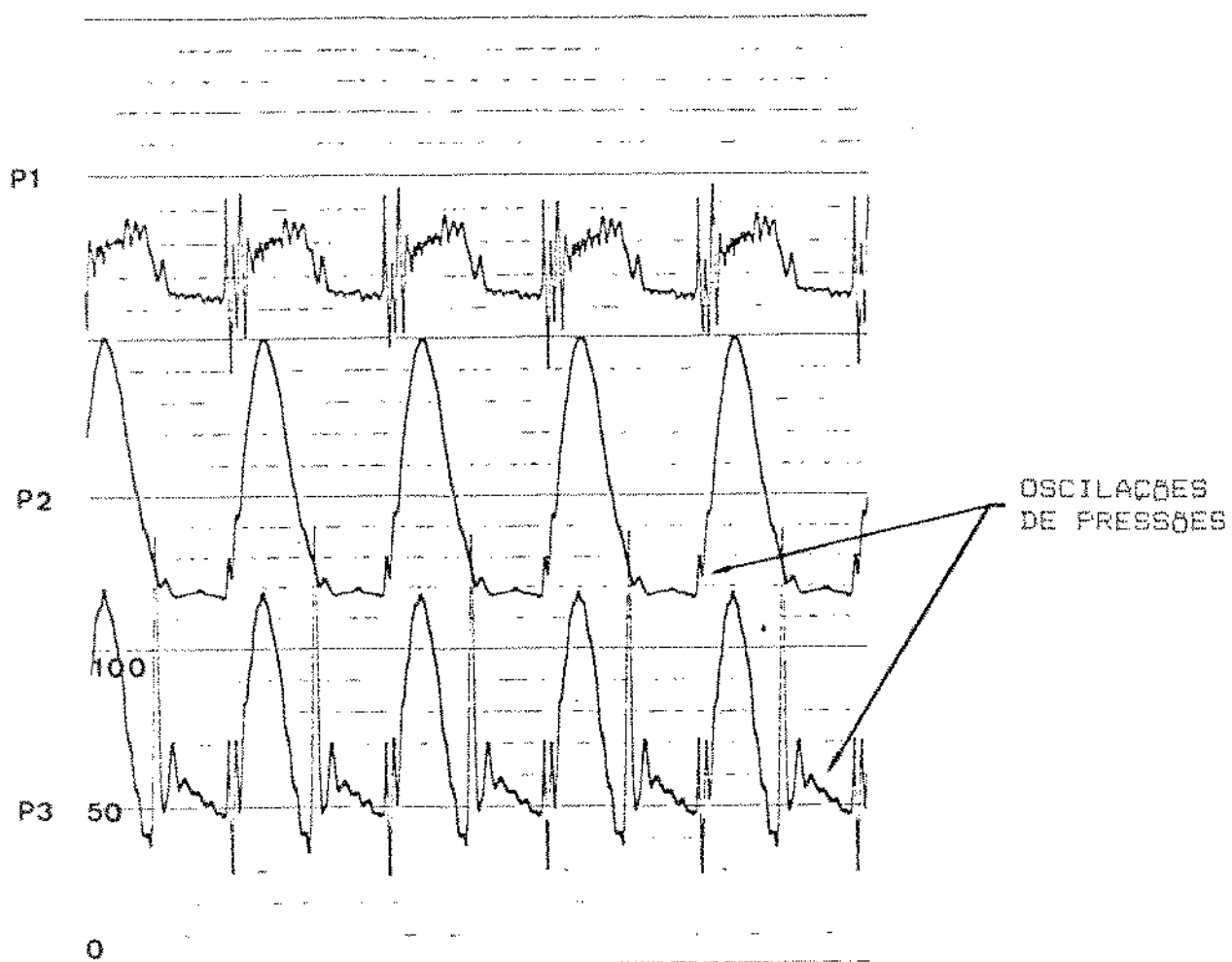


Figura 15. Sinais de Pressão das Válvulas de Perfil Alto

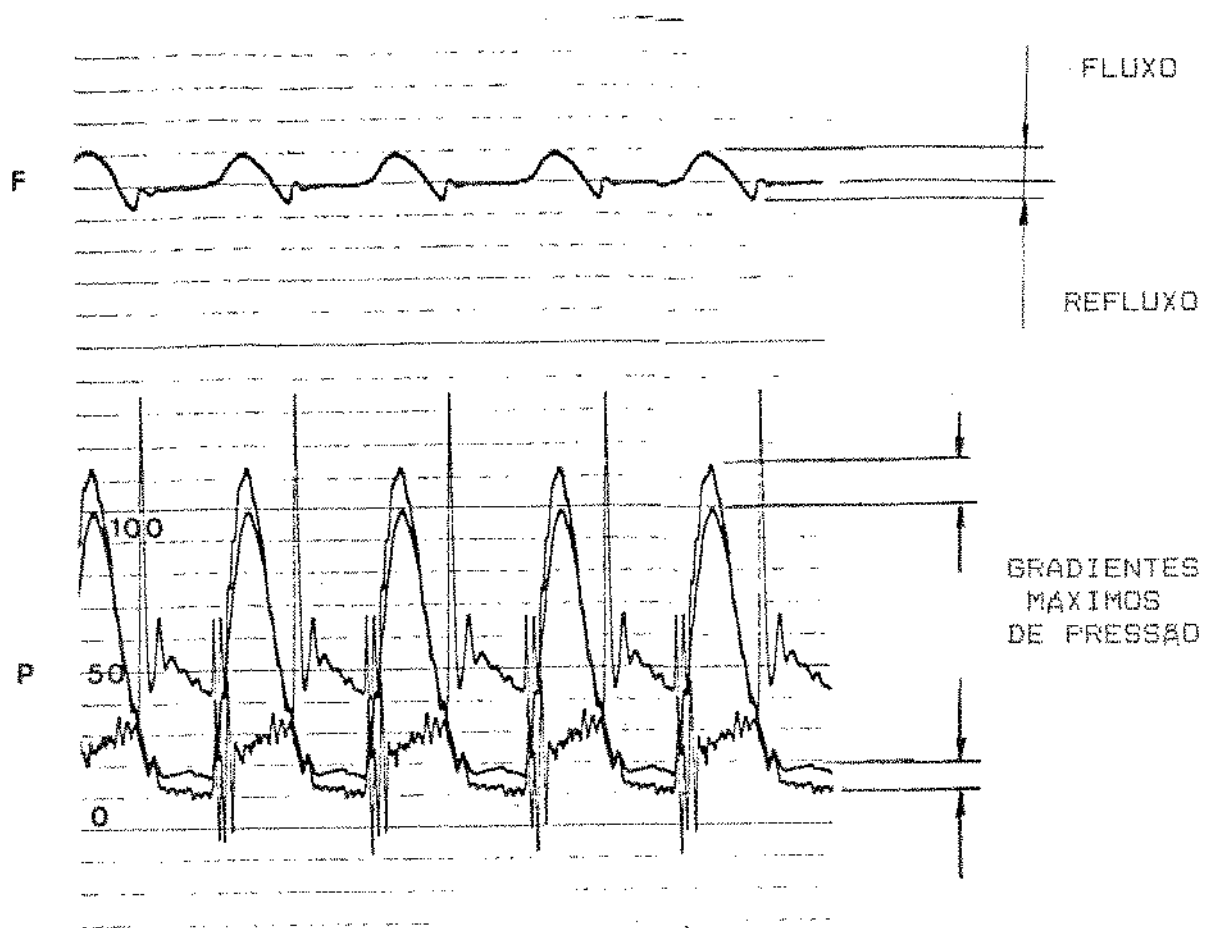


Figura 16. Superposição dos Sinais de Pressão P1, P2 e P3, e Sinal de Fluxo das Válvulas de Perfil Alto

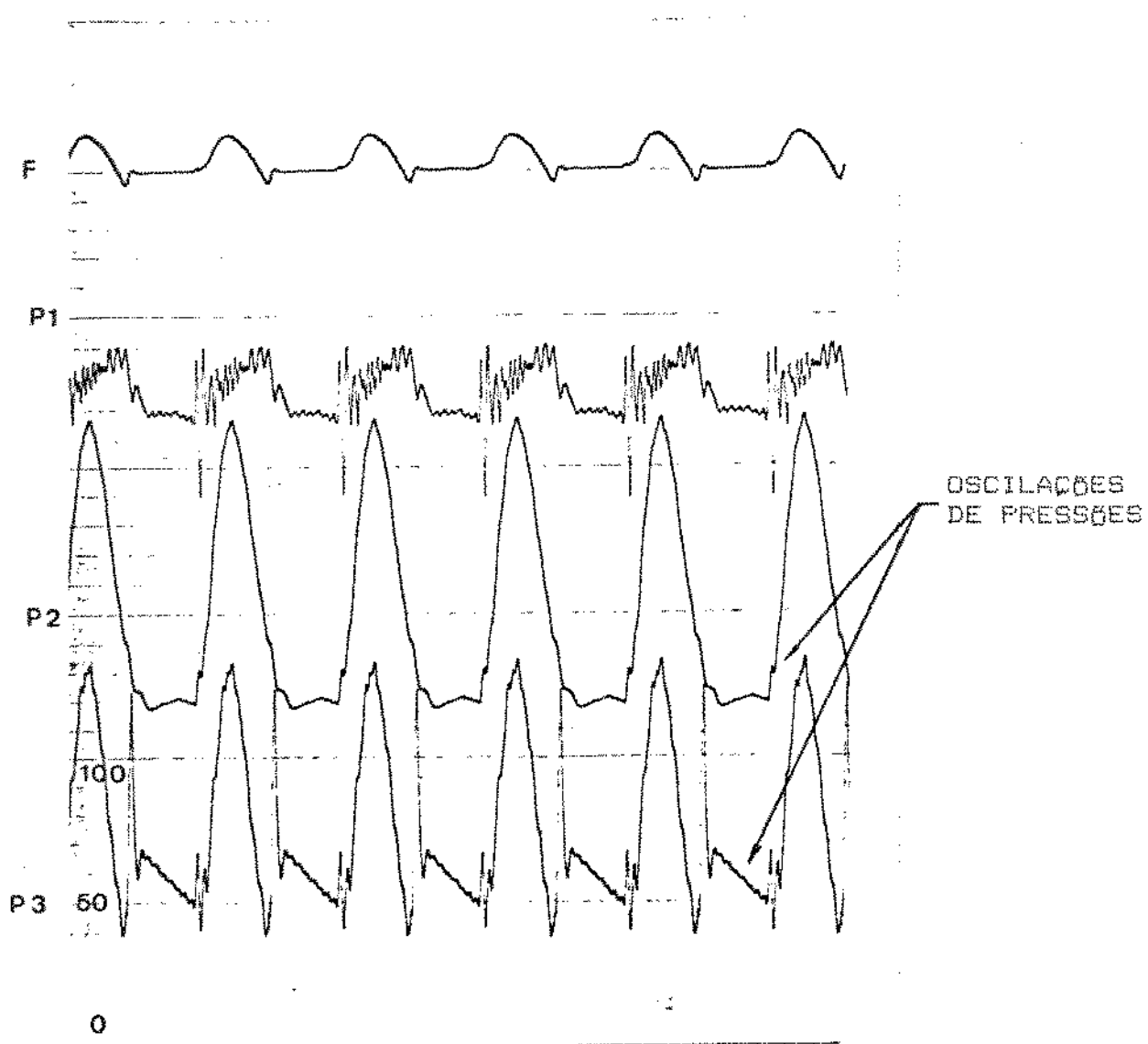


Figura 17. Sinais de Pressão das Válvulas de Perfil Baixo

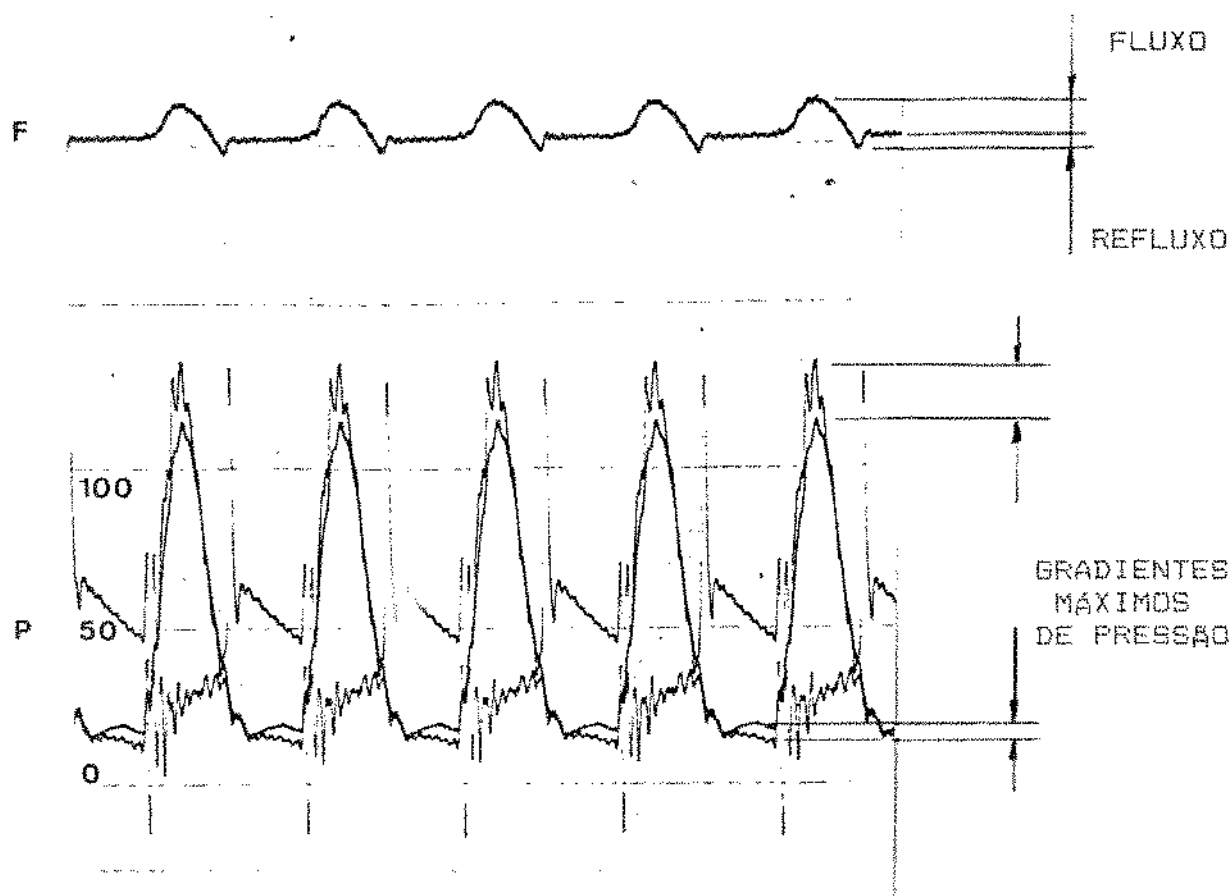


Figura 18. Superposição dos Sinais de Pressão P1, P2, e P3, e Sinal de Fluxo das Válvulas de Perfil Baixo

5.3. ESTUDOS REALIZADOS NO COMPUTADOR PDP-11/40

Para exemplificar alguns estudos possíveis de se realizar com o auxílio do computador, foram utilizadas duas válvulas de bola com os diâmetros das esferas de 22mm.

Os sinais foram gravados em fita magnéticas por meio de um gravador HP-3960, em seguida, transferiu-se uma amostra dos sinais do gravador para a memória do computador e, posteriormente, gravou-se em disco rígido, para maior facilidade e segurança no manuseio dos dados. O procedimento para a realização destas operações é mostrado no Apêndice 9.4.1 (Programa para Amostragem e Armazenagem dos Sinais).

Foi efetuado, com um procedimento semelhante ao anterior, a amostragem e gravação em discos do zero e de um outro valor conhecido, referente a cada um dos sinais de pressão e fluxo a serem estudados, como é mostrado no Apêndice 9.4.2 (Programa para Amostragem dos Zeros). Os zeros das pressões (ZEP1, ZEP2, ZEP3) são as pressões atmosféricas no local dos testes, e o zero do fluxo (ZEFL) conseguiu-se com o diafragma do Simulador parado; os valores previamente conhecidos são 20 e 100 milímetros de mercúrio para as pressões e, 15 e 20 litros por minuto para o fluxo.

Com os sinais dos valores conhecidos de pressões e dos valores

conhecidos de fluxo, foram determinadas as constantes necessárias para colocá-los em escala, ou seja: para determinado sinal (ZEP1, ZEP2, ZEP3 ou ZEFL) foram calculados seus valores máximos e mínimos no computador, dividiu-se o sinal por um número suficiente para que o mesmo fosse posicionado no centro da tela do monitor, colocou-se no "display" a posição dos cursores livres, posicionando um na linha zero e outro no valor conhecido, subtraiu-se o valor referente à altura encontrada no cursor que está na linha zero, verificou-se então, que o cursor apresentou valor zero, em seguida, conhecendo-se o valor referente à altura do cursor posicionado sobre a linha do valor conhecido, multiplicou-se todo o sinal por uma constante tal que a altura deste cursor se tornou igual ao valor conhecido do sinal, assim, o sinal foi colocado em escala na tela do computador e determinou-se as constantes de escala para realização desta operação, como é mostrado no Apêndice 9.4.3 (Programa para Determinação das Constantes de Escala).

5.3.1. SUPERPOSIÇÃO DAS CURVAS

Conhecendo-se as constantes de escala, foi possível colocar os sinais de pressão e fluxo (P1, P2, P3 e F) em escala, realizando o mesmo procedimento utilizado na determinação destas constantes, como é mostrado no Apêndice 9.4.4 (Programa para os Cálculos).

As fotos a seguir (15, 16 e 17) mostram os sinais já em escala:

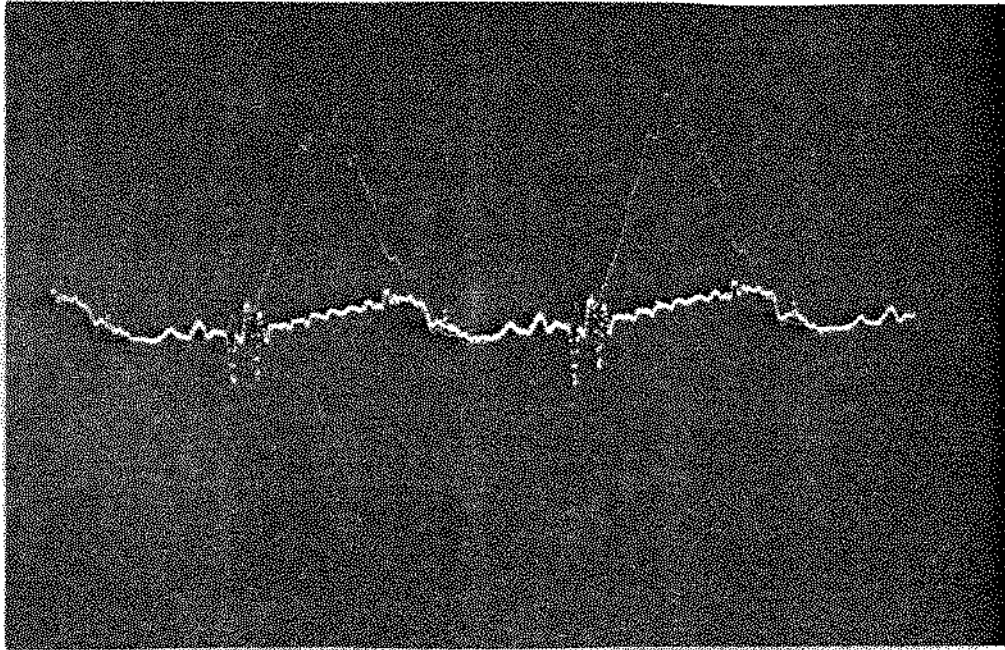


Foto 15. Pressão Atrial e Pressão Ventricular.

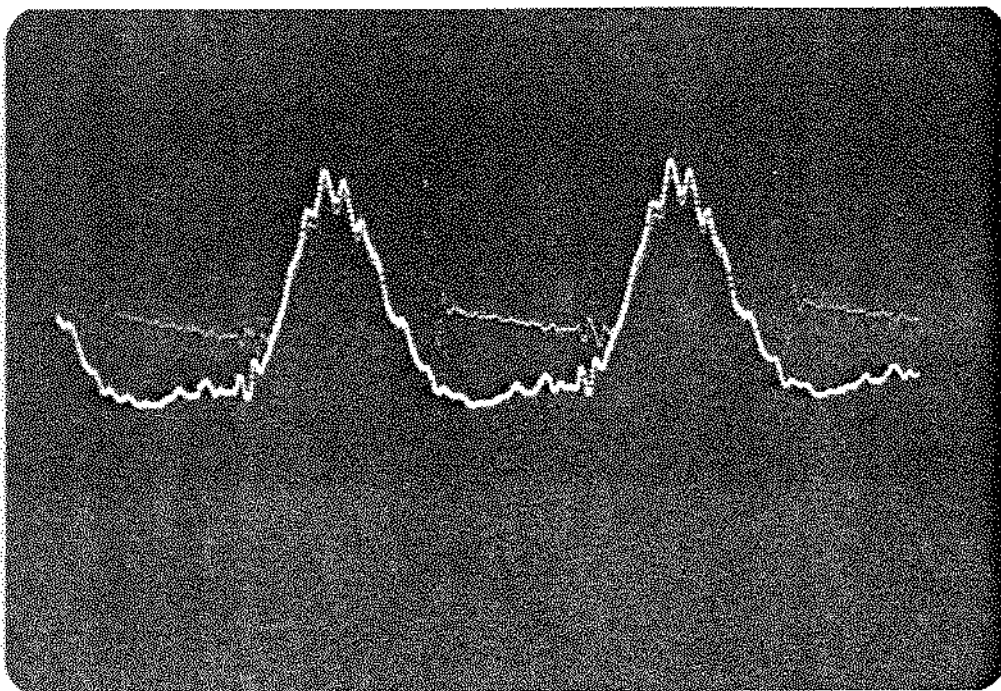


Foto 16. Pressão Ventricular e Pressão Aórtica.

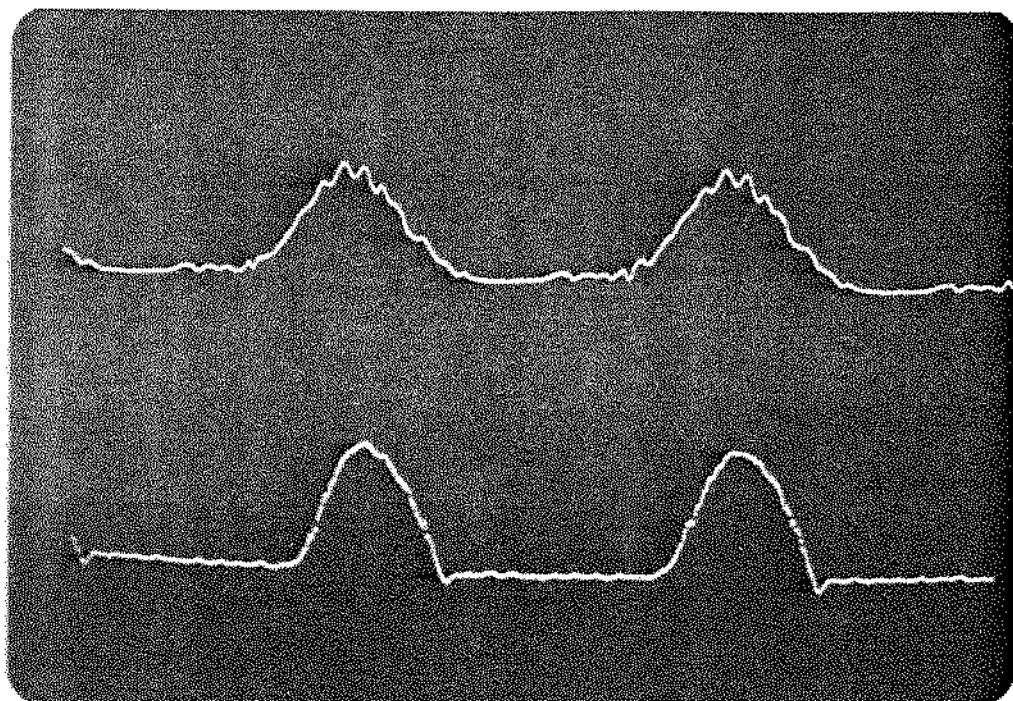


Foto 17. Pressão Ventricular e Fluxo na Aorta.

5.3.2. COEFICIENTE DE GRADIENTE DE PRESSÃO

Os sinais de pressão ventricular (P2) e pressão aórtica (P3) da válvula de bola em teste foram sobrepostos na tela do monitor, em seguida, foram colocados os cursores fixos (aqueles que correm sobre os sinais) e posicionados de forma que um ficasse no ponto em que a pressão ventricular ultrapassa a aórtica (ponto de início de abertura da válvula aórtica) e o outro cursor ficasse no ponto em que a pressão ventricular novamente passa a ser inferior à aórtica (ponto de início de fechamento da válvula

aórtica), assim os cursores esquerdo e direito ficaram respectivamente com as coordenadas: XL=269, YL=42 e Xr=448, Yr=25, como é mostrado na foto 18.

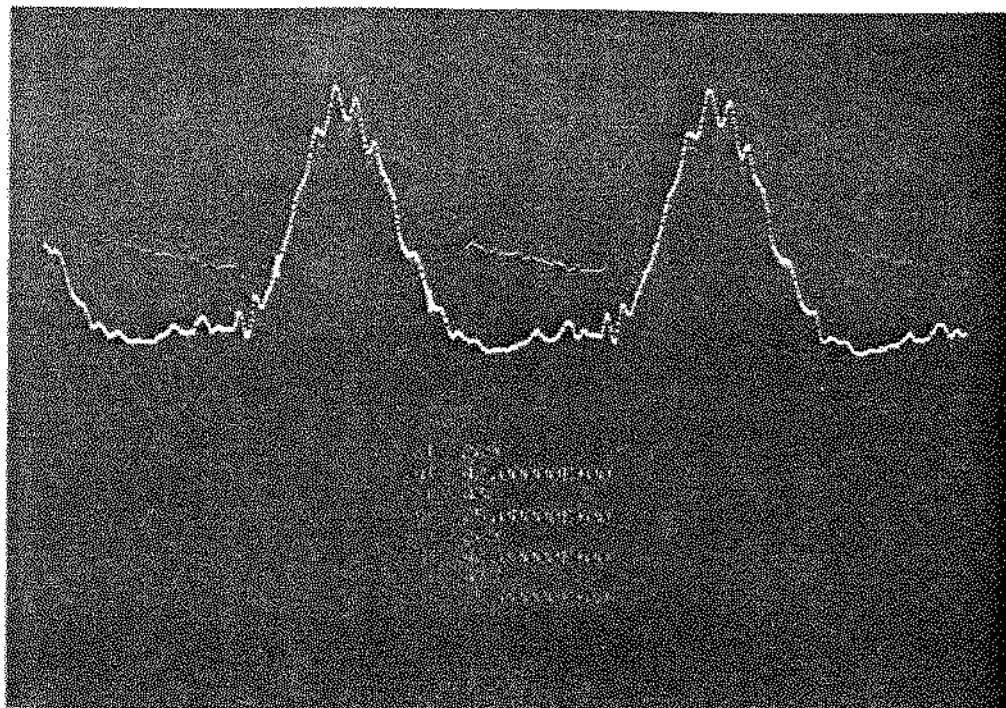


Foto 18. Pressão Ventricular e Pressão Aórtica com os Cursores nos Instantes de Abertura e Fechamento da Válvula.

Expandiu-se a imagem entre os cursores para mostrar em detalhes (foto 19) os pontos de interseção entre as duas curvas, ou seja pontos de abertura e fechamento da válvula em teste, no caso a aórtica.

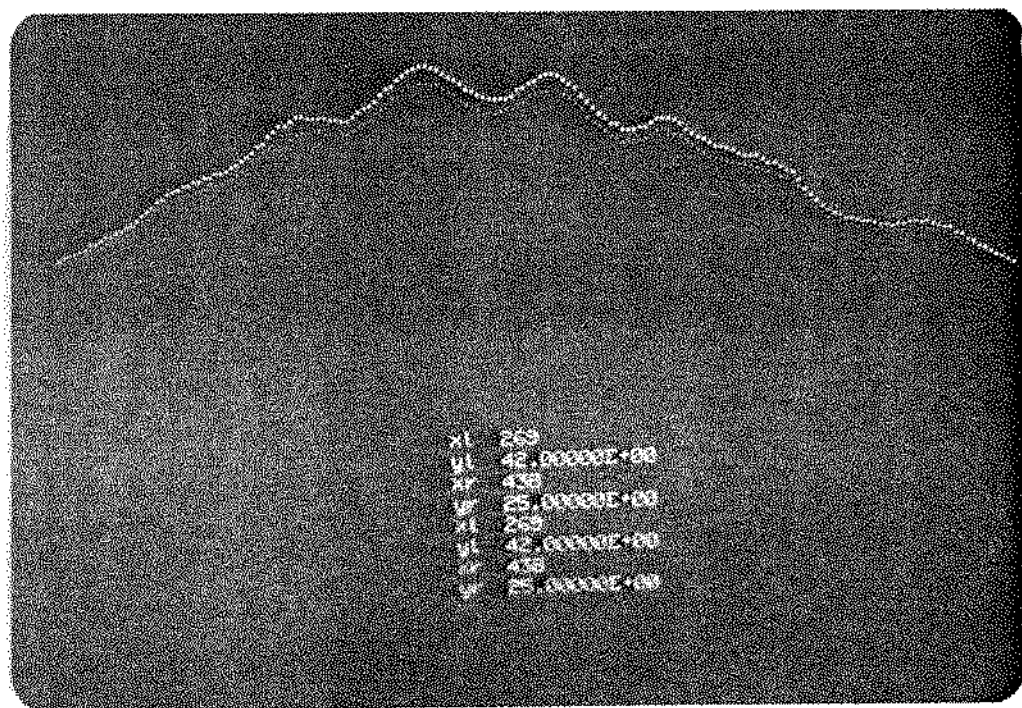


Foto 19. Imagem Entre os Cursores Expandida.

Separadamente, foram calculadas as integrais das curvas de pressão ventricular e aórtica nos pontos entre os cursores, ou seja, no intervalo de tempo em que a válvula aórtica se encontra aberta, obtendo respectivamente:

$$A2 = \int_{\text{abertura da válvula}}^{\text{fechamento da válvula}} P2(t) \cdot dt = 14942,0$$

$$A3 = \int_{\text{abertura da válvula}}^{\text{fechamento da válvula}} P3(t) \cdot dt = 14054,3$$

As fotos a seguir mostram as curvas das integrais das pressões:

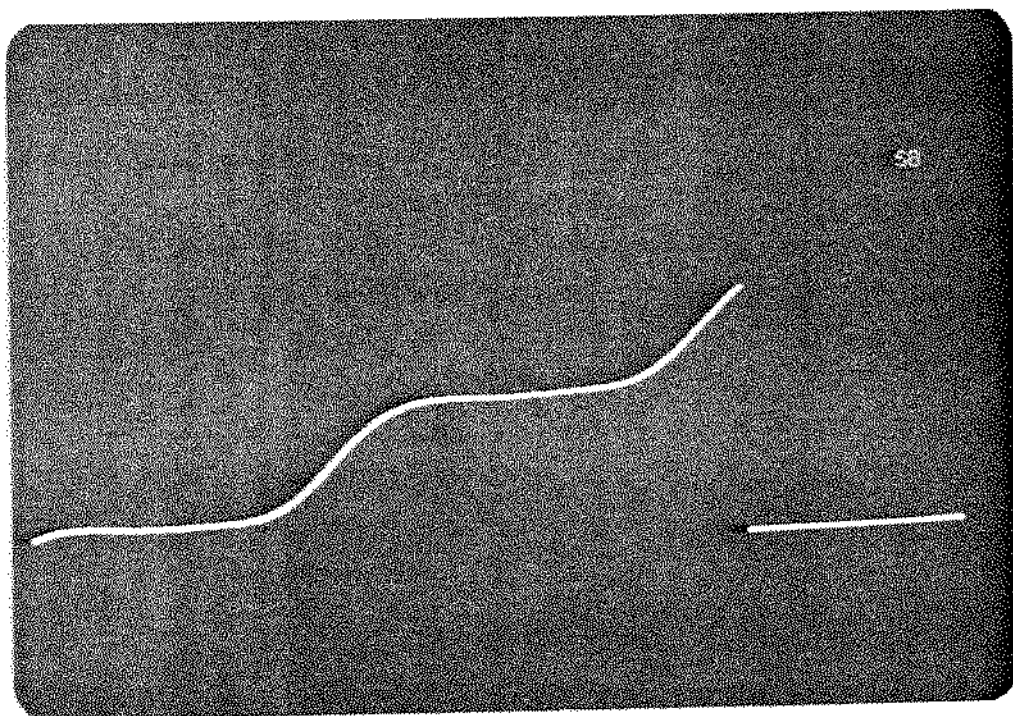


Foto 20. Integral da Pressão Ventricular.

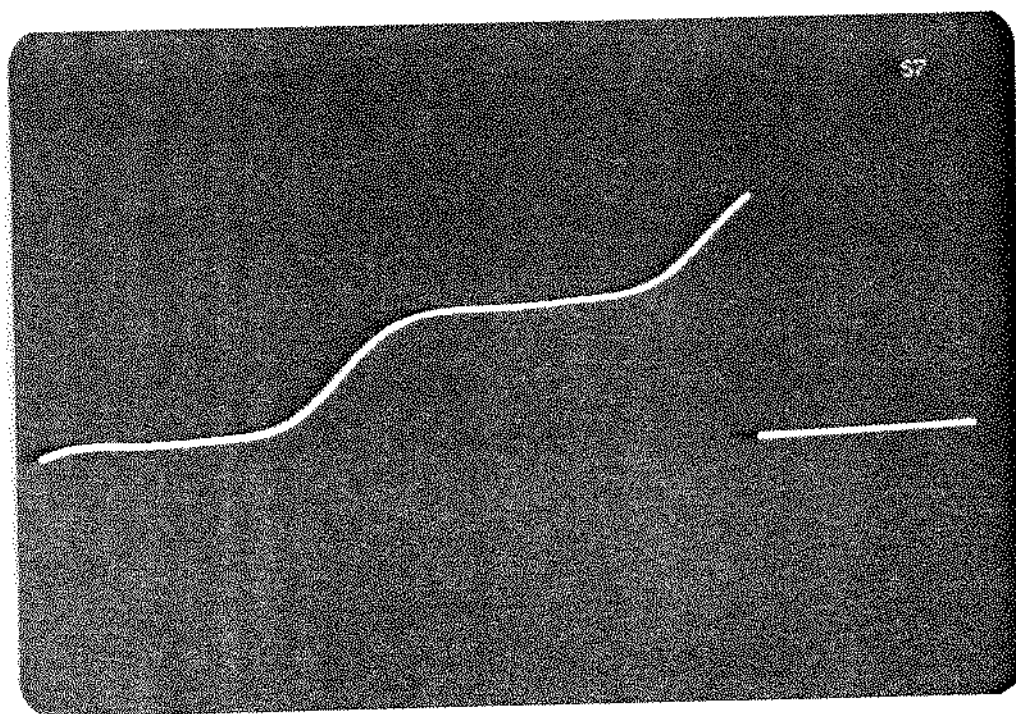


Foto 21. Integral da Pressão Aórtica.

Obtidos os valores das integrais calculou-se a diferença entre eles:

$$\Delta A = A2 - A3 = 14942,0 - 14054,3 = 887,7$$

Que dividido pelo valor da integral da pressão ventricular, fornece o valor do Coeficiente de Gradiente de Pressão.

$$CGP = \frac{\Delta A}{A2} = \frac{A2 - A3}{A2} = \frac{887,7}{14942,0} = 0,0594097$$

O programa utilizado para realização destes cálculos é mostrado no Apêndice 9.4.4.

5.3.3. COEFICIENTE DE REFLUXO

O sinal de refluxo (P) foi colocado na tela com os cursores fixos posicionados nos dois pontos que limitam o fluxo positivo, ou seja, no início da abertura da válvula aórtica em teste e no início do seu fechamento, assim os cursores esquerdo e direito ficam respectivamente com as coordenadas: XL = 650, YL = 0 e Xr = 826, Yr = 0, como é mostrado na foto a seguir:

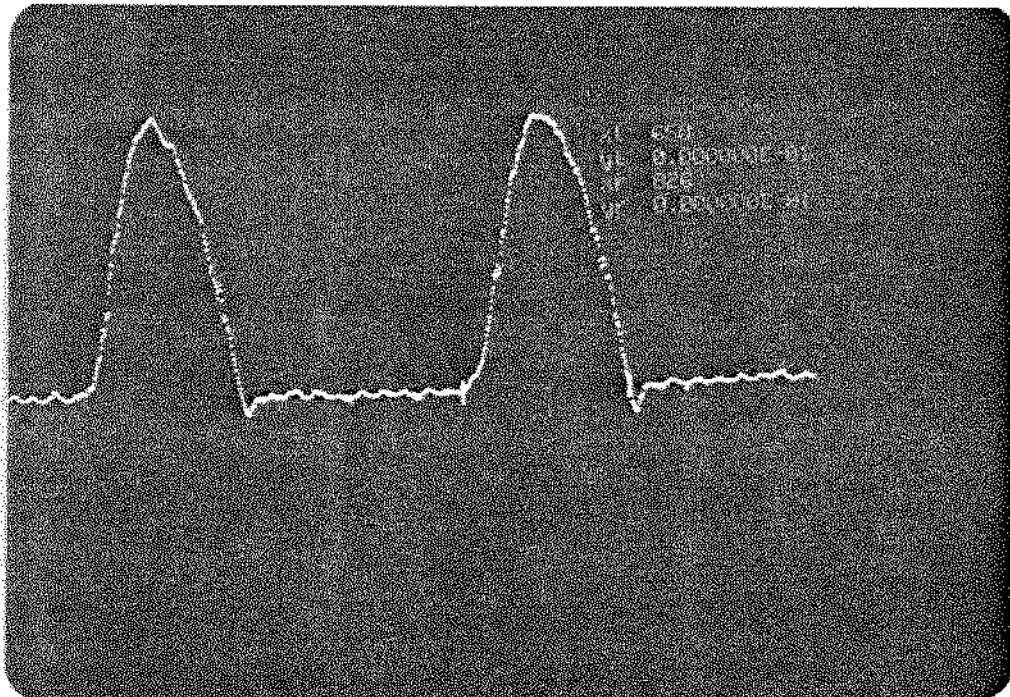


Foto 22. Fluxo na Aorta com os Cursores nos Limites Positivos.

Calculando a integral do fluxo positivo, tem-se:

$$V_s = \int_{\text{início de abertura da válvula}}^{\text{início de fechamento da válvula}} F(t) \cdot dt = \text{Volume Sistólico}$$

$$V_s = 28504,7 \text{ (unidade de volume)}$$

Para o cálculo da integral do refluxo, os cursores fixos foram colocados nos pontos que limitam o fluxo negativo, isto para se realizar a integral no intervalo de tempo entre o ponto de início

do fechamento da válvula e o ponto de término do fechamento da válvula, apresentando para o cursor esquerdo as coordenadas: XL = 826, YL = 0 e para o direito as coordenadas: Xr = 845, Yr = 0, como é mostrado na foto a seguir:

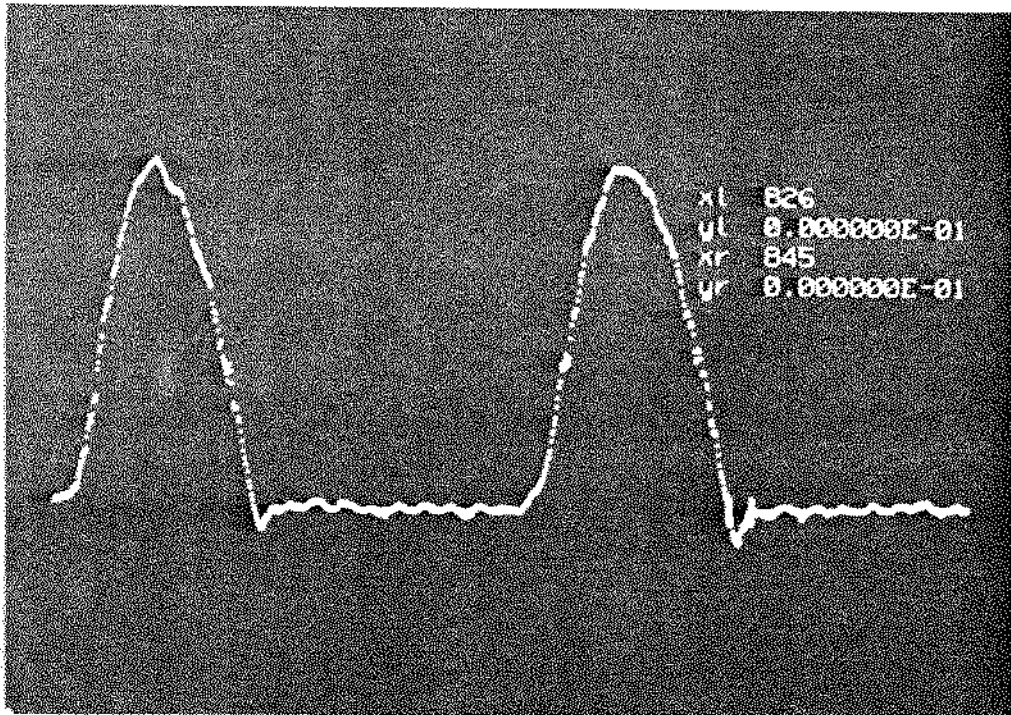


Foto 23. Fluxo na Aorta com os Cursores nos Limites Negativos.

Calculando a integral do fluxo negativo, tem-se :

$$V_r = \int_{\text{início do fechamento da válvula}}^{\text{término do fechamento da válvula}} F(t) \cdot dt = \text{Volume de Refluxo}$$

$$V_r = -259,667 \text{ (unidade de volume)}$$

Obtidos os valores das integrais calculou-se, em módulo, o Coeficiente de Refluxo:

$$CR = \frac{V_r}{V_s} = \frac{259,667}{28504,7} = 0,0091096$$

O programa utilizado para realização destes cálculos é mostrado no Apêndice 9.4.4.

6. DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

6.1. DISCUSSÃO DOS RESULTADOS OBTIDOS DURANTE O DESENVOLVIMENTO DO SIMULADOR

Através dos sinais obtidos durante o desenvolvimento do Simulador (item 5.1), verificou-se falhas que possibilitaram a realização de modificações ou adaptações no aparelho com o intuito de aproximar os sinais de pressões e fluxo aos sinais fisiológicos, as falhas verificadas com suas respectivas modificações, foram:

- Os sinais apresentaram grandes oscilações devido à falta de amortecimento das pressões, pois, diferenciando-se do corpo humano, o Simulador é composto de estruturas rígidas ou sem elasticidade, por isso foram instaladas três câmaras de amortecimento (C1, C2 e C3) para as pressões (P1, P2 e P3)

mitral, ventricular e aórtica.

- As pressões mitral e ventricular foram registradas variando de -100 a +70 mm Hg, isto devido ao eixo excêntrico trabalhar succionando o líquido para o ventrículo, o que não ocorre no coração que somente expelle o sangue e em seguida, com seu relaxamento, se enche pela própria pressão mitral que é maior que a ventricular na diástole. Para que o diafragma do Simulador trabalhasse de uma forma semelhante à do coração, o eixo excêntrico foi substituído pelo came e foi instalada uma bomba de recalque para manter a pressão mitral em níveis fisiológicos.

- O tempo de diástole se apresentou mais curto do que o tempo de sístole, devido à queda de velocidade do motor durante a subida do diafragma e aumento da velocidade na descida, não ocorrendo a relação de tempos correta que seria 0,45 segundos na diástole e 0,35 segundos na sístole, para um ciclo de 0,8 segundos com 75 bpm (batimentos por minuto), e ainda, verificou-se um volume sistólico no Simulador muito pequeno, devido ao volume de líquido que passou a ser desviado para a câmara de amortecimento (C2) da pressão ventricular (P2); para solucionar tais problemas foi necessário redesenhar o came, compensando as diferenças e tornando o sinal mais parecido com o fisiológico.

- No final dos testes com o Simulador foi realizado um

estudo com válvulas de disco de silicone, que comparando com as válvulas de esfera de silicone, verificou-se que a pressão ventricular se elevou sensivelmente, devido à maior perda de carga da válvula de disco de silicone, o que comprova sua ineficiência até então comprovada apenas experimentalmente.

6.2. DISCUSSÃO DOS RESULTADOS OBTIDOS NO ESTUDO COMPARATIVO ENTRE DUAS VÁLVULAS BIOLÓGICAS DIFERENTES

A análise visual dos sinais de pressão e fluxo das válvulas comparadas no Simulador Cardíaco, se mostrou suficiente para a realização de um estudo qualitativo de algumas características fluidodinâmicas, como a seguir:

- Comparando-se os sinais de fluxo das válvulas verificou-se que o refluxo da válvula de perfil alto é maior do que a de perfil baixo, pois fazendo-se uma relação entre o fluxo positivo e o fluxo negativo de cada válvula, notou-se que a altura do fluxo negativo da válvula de perfil alto é aproximadamente um terço da altura do seu fluxo positivo, enquanto que a altura do fluxo negativo da válvula de perfil baixo é aproximadamente metade da altura do positivo, isto se dá devido ao fato de que as válvulas de perfil alto possuem folhetos maiores, necessitando assim, de um volume maior de líquido retornando para se fecharem, o que é prejudicial ao coração.

- As oscilações de pressão dos sinais das válvulas de perfil baixo são menores, isto é característica de um fluxo mais homogêneo e laminar, fatores de grande importância para o bom funcionamento de uma prótese valvar.

- As válvulas de perfil baixo possuem menor gradiente de pressão, pois suas hastes são mais curtas e seus folhetos se abrem mais do que as válvulas de perfil alto, o que possibilita uma passagem mais fácil do líquido pela válvula e, no caso de implante, o coração trabalha mais livremente com uma pressão ventricular menor.

6.3. DISCUSSÃO DOS RESULTADOS OBTIDOS NOS ESTUDOS REALIZADOS NO COMPUTADOR PDP-11/40

Com o auxílio do computador conseguiu-se uma grande precisão aliada a uma grande velocidade nos cálculos durante a análise das características fluidodinâmicas das válvulas testadas, e ainda, foi possível a determinação com grande exatidão das escalas de cada sinal estudado, o que facilita muito a comparação entre dois deles. Nos estudos realizados no computador conseguiu-se, não só análises qualitativas, como também quantitativas das características das próteses testadas, como é mostrado a seguir:

- Com a superposição dos sinais obtidos no estudo de uma ou mais válvulas, conseguiu-se realizar uma comparação semelhante à

realizada visualmente, só que com valores mais precisos, pois com a utilização dos cursores na tela do computador, obtém-se coordenadas de todos os pontos da tela, com a possibilidade de se efetuar diversas operações entre valores dos pontos ou entre intervalos das curvas mostradas.

- No estudo do Coeficiente de Gradiente de Pressão, com o auxílio dos cursores e da capacidade de expandir os pontos entre eles, foi possível determinar com grande exatidão os instantes de início de abertura e início de fechamento das válvulas e utilizando estes pontos foi possível ainda, realizar as operações necessárias com as curvas entre os pontos para se chegar ao Coeficiente de Gradiente de Pressão. A análise visual compara as alturas dos gradientes máximos de pressão, ou seja, compara as alturas entre os picos extremos das pressões, o que não ocorre na análise no computador, pois comparando os valores obtidos do Coeficiente de Gradiente de Pressão está na verdade, comparando as áreas das diferenças de pressão durante todo o intervalo de tempo em que a válvula testada permanece aberta, calculada em relação à pressão ventricular, diminuindo ainda mais as possíveis imprecisões existentes nos cálculos ou no processo.

- No estudo do Coeficiente de Refluxo ocorre o mesmo que no anterior ou seja, é mais preciso que a análise visual do refluxo.

7. CONCLUSÕES

O protótipo desenvolvido (Simulador Cardíaco para Teste de Próteses Valvares) buscou atender as condições fisiológicas do coração através de uma concepção mecânica não muito complexa.

Para uma maior facilidade de interpretação dos resultados obtidos, este aparelho está conectado a um computador FDP-11/40, Digital, que proporciona maior precisão e facilidade no manuseio dos dados em forma de sinais gráficos. Podemos também, gravar os dados referentes a cada válvula e compará-los diretamente com o computador, com a possibilidade de confecção de relatórios técnicos de avaliação de desempenho das válvulas analisadas no Simulador Cardíaco.

Considerando-se tratar de um primeiro protótipo, verificou-se alguns inconvenientes tais como: sua estrutura metálica, facilita a transmissão das vibrações, provocando as pequenas oscilações observadas nos sinais; os dois registros ou válvulas reguladoras, não são de fácil ajuste, sendo, muitas vezes, necessários movimentos muito pequenos para se conseguir as pressões desejadas; a queda da pressão mitral (P_1) é maior do que a fisiológica. Estes efeitos afetam o desempenho do Simulador, porém são facilmente possíveis de correção dentro de uma nova

concepção de construção de um modelo definitivo para uso corrente como equipamento laboratorial.

O sistema mecânico de deslocamento (eixo de came) utilizado se mostrou adequado para uma eficiente análise das válvulas no Simulador, no entanto, para se alterar o volume de líquido deslocado ou os tempos de subida e descida do diafragma se faz necessário redesenhar o came, o que é pouco prático uma vez que é aconselhável realizar comparações no comportamento das válvulas em diversas situações diferentes. A utilização de bobina eletromagnética é mais adequada e só não foi utilizada devido ao seu custo.

Este protótipo (Simulador Cardíaco para Teste de Próteses Valvares), é de grande utilidade no desenvolvimento de novos modelos de próteses valvares cardíacas, como também, pode auxiliar no aperfeiçoamento e compreensão dos modelos já existentes e em uso no país.

8. SUGESTÕES PARA NOVOS TRABALHOS

Para uma maior eficiência do Simulador, pode-se realizar algumas modificações de ordem técnica, por exemplo:

- colocar uma bomba de recalque maior para diminuir a queda da pressão mitral na diástole;
- colocar o came trabalhando sobre um sistema de alavanca para variação no volume sistólico;
- substituir a estrutura do aparelho por uma maior e de PVC, material que absorve as vibrações dos motores.
- Em substituição ao came, para movimentação do eixo do diafragma, pode-se utilizar uma bobina eletromagnética que traz uma maior versatilidade ao Simulador.
- O diafragma pode ser instalado de forma a comprimir uma ante-câmara com ar no seu interior, assim, o ventrículo pode ser de material plástico flexível e no formato semelhante ao do ventrículo esquerdo humano, obtendo maior semelhança à realidade de funcionamento das válvulas aliada a um maior amortecimento dos sinais.

9. APÊNDICES

9.1. CALIBRAÇÃO DOS TRANSDUTORES DE PRESSÃO

A calibração do transdutor de pressão é feita da seguinte maneira:

- conecta-se o transdutor de pressão a uma seringa descartável, ambos com soro fisiológico, e a um manômetro de coluna de mercúrio;
- com o êmbolo da seringa, ajusta-se a pressão relativa no manômetro de mercúrio em 0 mm Hg;
- zera-se a pressão no aparelho e localiza-se a posição desejada da linha zero na tela do cardiógrafo;
- com o êmbolo da seringa, ajusta-se a coluna de mercúrio para 100 mm Hg;
- corrige-se o fator de transdução no aparelho de forma que ele registre na tela 100 mm Hg, com a escala desejada;
- desconecta-se o transdutor de pressão do manômetro de mercúrio e conecta-se na tomada de pressão desejada no Simulador (P1, P2 ou P3). É importante verificar se não há nenhuma bolha de ar dentro do tubo do transdutor ou vias de conexão, para que não ocorra leituras errôneas de pressão.

9.2. CALIBRAÇÃO DO TRANSDUTOR DE FLUXO

A calibração do transdutor de fluxo é feita da seguinte maneira:

- com a chave "power" do fluxômetro ligada e o seletor de funções em "mag-off", coloque o probe num becker com soro fisiológico;
- coloque o seletor de função em "null" e ajuste o controle do "null" para leitura mínima no medidor do fluxômetro;
- coloque o seletor de funções em "zero" e ajuste o controle do "zero balance" até que a leitura do medidor seja zero;
- para medir o fluxo, coloque o seletor de função em "pulse(+)" ou "pulse(-)", de acordo com a polaridade desejada para as deflexões da escala do medidor;
- para medir fluxo médio, coloque o seletor de funções em "mean(+)" ou "mean(-)".

9.3. PROCESSAMENTO DE DADOS

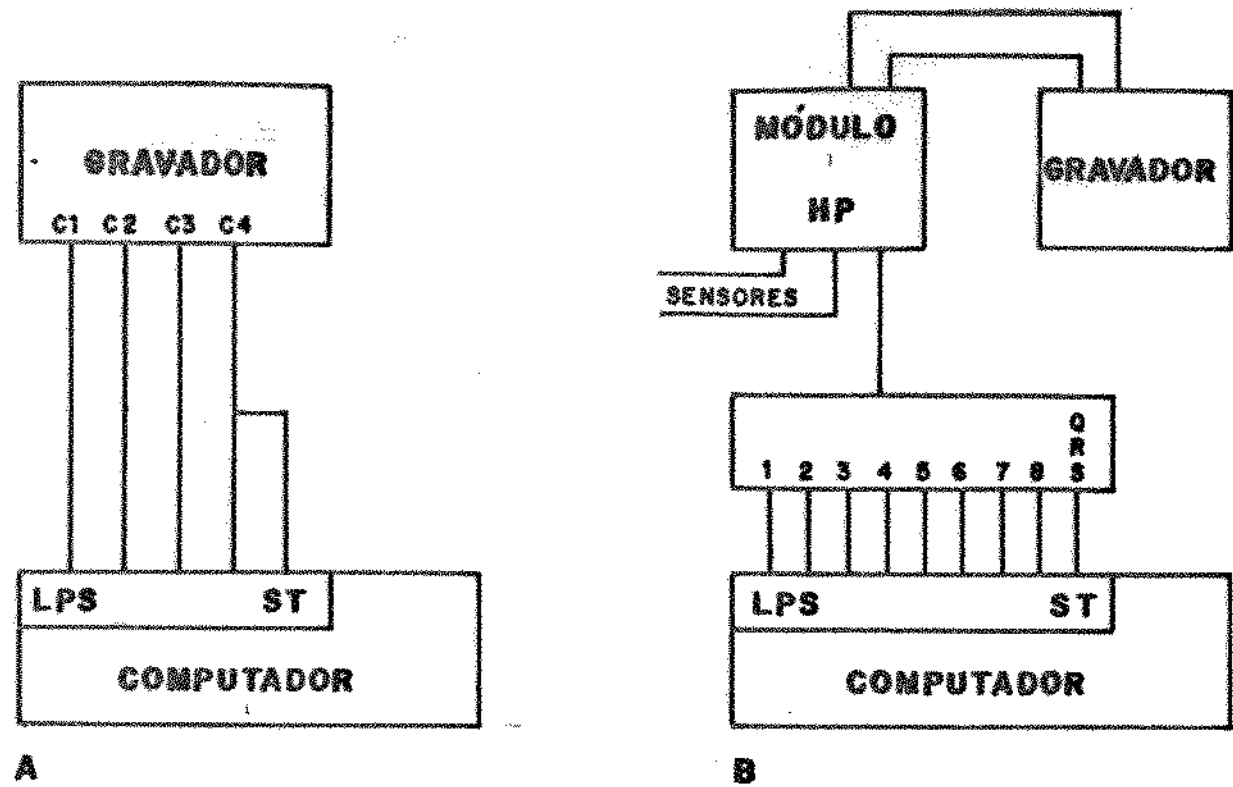
9.3.1. ENTRADA DE SINAL NO COMPUTADOR

Acoplar o sinal vindo diretamente do módulo da HF ou através do gravador ao módulo LPS do computador.

O canal 4 do módulo da HF ou do gravador devem ser acoplados ao

Schmidt Trigger do LPS, para o sincronismo dos sinais na amostragem.

Esquema das possíveis ligações:



9.3.2. COMANDOS PARA PASSAR PROGRAMAS OU DADOS DE UM DISCO PARA OUTRO

DK0: (para passar do DK1 para o DK0, o programa ARI)

DK1: ARI.FOR

DK0: ARI.FOR=DK1:ARI.FOR/X

Para o programa ficar em BACK-UP: DKO:ARI.BAK=DK1:ARI.FOR/X

Para passar por exemplo, todos os programas FORTRAN de um disco para o outro não é necessário passar-se um por um, faz-se:

DKO:*.FOR=DK1:*.FOR/X

Obs: Idem para programas BAK, BASIC e DAR.

Quando se quiser passar muitos programas FORTRAN, mas não todos, faz-se:

DKO:*.FOR=DK1:*.FOR/Q/X

Aparecerá o nome do programa seguido de uma interrogação (?). Se puser Y, ele passa o programa, se puser N não passa.

9.3.3. DESCRIÇÃO DOS COMANDOS

DDI - DISPLAY BUFFER WINDOWSIZE

Mostra um único buffer com uma determinada janela e posição inicial.

DDI Bi (Janela (posição inicial)) (N ou Q).

Si: precisão simples

Bi

Fi: precisão fracionária

Janela: Especifica o número de pontos do buffer Bi que desejamos mostrar. Se não for especificado, mostra todos os pontos definidos no buffer.

Posição Inicial: Define o primeiro ponto a ser mostrado. Se não for definido, mostrará a partir do primeiro ponto do buffer.

DCU - DISPLAY CURSOR

Fixa dois cursores na imagem mostrada. Esses cursores podem ser posicionados, ajustando os potenciômetros 0 e 1 no LPS. Se não houver nenhuma imagem na tela, os cursores não aparecem. Se houver duas imagens, aparecerão dois cursores para cada imagem, sendo a superior ajustada pelos potenciômetros 0 e 1, e a inferior pelos potenciômetros 2 e 3. Se dermos um segundo DCU, os cursores desaparecem.

DEX - DISPLAY EXPAND

Expande dados entre dois pontos fixados pelo cursor. Se dermos um segundo DEX, a imagem volta ao original.

DLO - DISPLAY LOWER

Divide por dois a amplitude do sinal na tela, sem alterar o conteúdo do buffer.

DFR - DISPLAY FREE CURSOR

Coloca dois cursores livres na tela. Esses cursores podem ser posicionados em qualquer lugar da tela pelos potenciômetros 0,1,2

e 3 no LPS. Quando damos um segundo DFR os dois cursores desaparecem.

Potenciômetros:

- 0 - movimenta o cursor esquerdo na direção das abcissas;
- 1 - movimenta o cursor direito na direção das abcissas;
- 2 - movimenta o cursor esquerdo na direção das ordenadas;
- 3 - movimenta o cursor direito na direção das ordenadas.

DSP - DISPLAY SPLIT

Mostra duas imagens (buffers) simultaneamente na tela, com o buffer Bi na parte superior e Bj na inferior.

DSP Bi (Bj) (janela i (janela j (posição inicial i (posição inicial j))))

Obs: As explicações referentes ao comando acima encontram-se no comando DDI.

DOV - DISPLAY OVER

Sobrepõe dois buffers, sendo Bi de maior intensidade que Bj.

DOV Bi (Bj) (janela i (janela j (pos.inicial i (pos.inicial j))))

Obs: Vide comando DDI para maiores detalhes.

DID - DISPLAY BUFFER ID

Coloca na tela a identificação do buffer. Podemos mudar a posição

da identificação do buffer na tela com o comando DFR. A identificação se localizará onde estiver o cursor esquerdo.

DFV - DISPLAY FREE CURSOR VALUES

Coloca no display os valores da posição dos cursores livres, alterando estes valores quando os cursores alterarem suas posições.

XL: posição do cursor à esquerda do buffer.

YL: valor do cursor à esquerda do buffer.

XR: posição do cursor à direita do buffer.

YR: valor do cursor à direita do buffer.

É necessário o comando DFR antes do comando DFV. A tabela aparecerá no local onde se encontrar o cursor esquerdo.

DCV - DISPLAY FIXED CURSOR VALUES

Coloca no display os valores da posição dos cursores fixos, alterando esses valores quando os cursores tiverem suas posições alteradas.

XL: posição do cursor à esquerda do buffer.

YL: valor do cursor à esquerda do buffer.

XR: posição do cursor à direita do buffer.

YR: valor do cursor à direita do buffer.

Se dermos um comando DFR, a tabela acima aparecerá no local onde se encontra o cursor livre esquerdo. Caso contrário, a tabela

aparecerá no canto superior direito da tela. Se tivermos dois sinais na tela, teremos a tabela acima dobrada.

9.3.4. OPERAÇÕES NUMÉRICAS NÃO ESCALARES NOS BUFFERS

BBU - BUFFER SIZE

Especifica o número de buffers, o número de pontos por buffers (tamanho) e o tipo de buffer (S ou F).

BBU Sn Fn tamanho

Ex.: BBU S4 1024

BBU S3 F2 512

Obs: BBU deve ser o primeiro comando a ser dado. Um novo BBU invalida os dados anteriores.

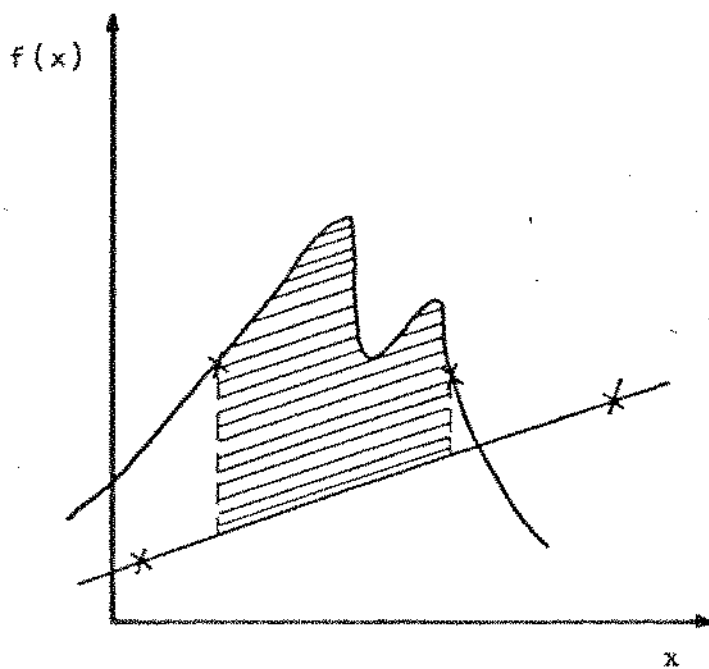
BIN - BUFFER INTEGRATE

Faz uma integral no conteúdo do buffer.

BIN (Bi (Bj)) (Opção)

Opção A

Calcula a integral absoluta de um determinado buffer, entre dois cursores fixos, se eles estiverem presentes. Se os dois cursores livres estiverem presentes, o comando subtrai a linha base da integral total.



Exemplo de Operações Realizadas no PDP-11/40

INTEGRAL = ...

A opção A não armazena o resultado da integral absoluta. Para integrar é aconselhável termos o conteúdo num buffer F, pois dificilmente ocorrerá "overflow".

Opção R

Armazena a integral acumulada de um buffer em outro buffer, e subtrai a linha base determinada pelos cursores livres, se eles estiverem presentes. Caso não existam os cursores, nem a linha base, a integral é feita a partir da linha zero.

A) BIN Ri R

INTEGRAL = ... (O display não se encontra na tela)

ou

BIN Bi Bj R

B) DDI Bi	}	Altera o display
BIN Bi R		
ou		
DDI Bi		
BIN Bi Bj R		

BMM - BUFFER MIN-MAX

Determina o valor máximo e o valor mínimo do buffer.

BMM (Bi)

SAD - SCALAR ADD

Soma uma constante K à cada dado do buffer e armazena o resultado.

SAD (Bi (Bj)) K

Obs: Pode ocorrer "overflow"

ERR - NUMERICAL - FPMP = 3,22

SMU - SCALAR MULTIPLY

Multiplica cada dado do buffer por uma constante K e armazena o resultado.

SMU (Bi (Bj)) K

Deve-se tomar cuidado ao multiplicar-se um buffer de pontos de valor fracionário por uma constante e armazená-lo num buffer de

valor inteiro.

Ex: $24,2 \times 2 = 48,4$ e será armazenado apenas 48.

Obs: pode ocorrer "overflow".

ERR - NUMERICAL - FPMP = 3,22

SDI - SCALAR DIVIDE

Divide cada dado do buffer por uma constante e armazena o resultado.

$SDI (B_i (B_j)) K$

Ocorre o mesmo problema de SMU, quanto ao resultado falso.

Deve-se ainda ter cuidado com divisão por zero, o que causará uma mensagem de erro:

ERR - NUMERICAL - FPMP = 3,8

O mesmo pode ocorrer se dividirmos por um número muito pequeno.

BSM - BUFFER SMOOTH

É um tipo de um filtro que elimina um pouco dos ruídos, limpando o sinal.

$BSM (B_i (B_j)) NP$

AAD - A/D SAMPLING

Amostra um dos oito canais (de 1 a 8) do LPS (SH0 a SH7) e armazena os dados para cada canal num buffer separado. Se mais

que uma varredura for feita, elas serão somadas ponto a ponto e a soma, pode ser mostrada, um canal por vez.

AAD Bi (Bj) S/S DT (C)

Bi: Define o tipo de buffer: Si ou Fi. Representa também o primeiro buffer a ser usado. Se tivermos mais que um canal para ser mostrado, os buffers de soma são sequenciais, sendo Bi o primeiro deles.

Bj: É definido como buffer temporário, se não for especificado ocorre um erro, a não ser que tenhamos apenas uma varredura ou quando Bi for um buffer tipo S.

S/S: representa a frequência de varreduras. É limitada pelos valores: 000.092 até 142.857.

DT: N: Amostragem mais rápida. Não mostra o buffer no display.

P: Mostra o buffer na tela, atualizando continuamente.

F: Mostra o buffer na tela, mas só o atualiza a cada dez varreduras.

C: É opcional, quando é dado aparece a seguinte mensagem:

T# #C S D F G

T#: especifica o primeiro canal a ser amostrado de SK0 a SH7. Ex.: C2

#C: representa o número de canais a ser amostrados de um a oito.

S: fornece o número de varreduras.

D: Delay. Representa um atraso. Adotar D=0

G: ganho aplicado ao conversor A/D. Deve ser um valor inteiro positivo. Adotar G=0.

F: ponto fracionário

I: ponto inteiro

Se o C não for especificado, teremos:

T# #C S D F G

CO 1 1 0 1 0

9.3.5. COMANDOS DURANTE A AMOSTRAGEM

R: multiplica a amplitude por dois.

L: divide a amplitude por dois.

I: dobra o número de pontos mostrados.

D: divide por dois o número de pontos mostrados.

1-8: representa o buffer correspondente ao canal especificado, a partir do primeiro canal definido.

Ex: canal definido C2

3--C4

S: inicia a amostragem.

X: retorna ao SPARTA

Ex: Se definirmos S2 como primeiro buffer no AAD (AAD S2...) e C1 como sendo o primeiro canal, ao amostrarmos o canal C3 (comando de amostragem = 3) este será armazenado no buffer S4, pois teremos S2 para C1, S3 para C2 e S4 para C3, e assim sucessivamente.

9.3.6. COMANDOS DE MEMÓRIA

MOP - MEMORY OPEN

Abre um file (Campo)

MOP

Nome de file=OF1	}	Para gravar no disco
Nome de file=OF2		
Nome de file=IF1	}	Para ler no disco
Nome de file=IF2		

Ex: Para gravar: #MOP
 *ECG, PRES, FLUX =
Para ler: #MOP
 *ECG, PRES, FLUX

MIN - MEMORY IN

Coloca os dados de um file dentro de um buffer especificado

MIN Bi (PTS (PTS (SKPS (BP))) FN

Bi: Indica o buffer onde se quer colocar os dados, e o seu tipo
Si ou Fi.

PTS: Especifica o número de pontos do file que queremos
transferir.

BP: Especifica o ponto inicial a ser transferido.

FN: Especifica qual das entradas definidas pelo MOP queremos
transferir para o buffer Bi.

MOU - MEMORY OUT

Retira os dados de um buffer, ou parte desses dados, e coloca-os num campo do disco.

MOU Bi (PTS (SKPS (BP))) FN

Bi: Especifica de qual buffer se irá transferir os dados e o seu tipo Si ou Fi.

PTS: Especifica o número de pontos a serem transferidos do buffer Bi para o file.

BP: Especifica o ponto inicial a ser transferido.

FN: Especifica o file a receber os dados, definido pelo MDP

MCL - MEMORY CLOSE

Fecha os files criados pelo MDP.

Se dermos um CTRL C antes de MCL, perderemos o conteúdo dos files temporários.

Obs: Simbologia utilizada:

1) quando parte do comando estiver entre parênteses, ele pode ou não ser utilizado. Se não estiver entre parênteses, sua colocação é obrigatória, pois, caso contrário, teremos o comando recusado pelo computador.

2) Depois de terminado cada comando, é necessário apertar a tecla RETURN.

9.4. PROGRAMAS UTILIZADOS

9.4.1. PROGRAMA PARA AMOSTRAGEM E ARMAZENAGEM DOS SINAIS

Este programa transfere uma amostra dos sinais do gravador para a memória do computador e, posteriormente, grava em disco rígido.

RT-11SJ (S) V05.01

.IND DATIME

Date [dd-mm-yy]? 22-jun-87

Time [hh:mm:ss]? 9:10

Startup file [filnam.typ]? vt52

.SET TT SCOPE

.SET SL SYSGEN

.SET SL ASK

LEPUS 300 VERSÃO 4.0

c?SL-I-Supporting as a VT52, terminal is - VT52

.SET EDIT K52

@ <EOF>

.SPARTA

Lê o SPARTA no disco e o coloca na memória.

SPARTA VA02-00

Mensagem.

#BBU S4 1024

Abre 4 buffers tipo S de 1024 pontos.

FREE CORE = 15278. WORDS

Mensagem.

#MOP

Abre files.

*P1,P2,P3,FL=

Nome dos files.

#AAD S1 500 P C

Amostra dados e armazena nos buffers (S1 é o primeiro buffer, 500 a frequência de varredura, P atualiza continuamente o buffer na tela e C para mais de um canal).

T# #C S D F G

Mensagem.

C0 3 1 0 1 0	O primeiro canal é C0, 3 canais de entrada, 1 varredura, sem atraso, 1 ponto inteiro e sem ganho.
L	Divide a amplitude por dois.
L	Divide a amplitude por dois.
2	Mostra o canal dois.
3	Mostra o canal três.
4	Mostra o canal quatro.
S	Inicia a amostragem.
#MOU S1 01	Grava S1 no disco com o nome P1.
#MOU S2 02	Grava S2 no disco com o nome P2.
#MOU S3 03	Grava S3 no disco com o nome P3.
#MOU S4 04	Grava S4 no disco com o nome FL.
#MCL	Fecha os files.

9.4.2. PROGRAMA PARA AMOSTRAGEM E ARMAZENAGEM DOS ZEROS

Este programa amostra e grava em disco o zero e um outro valor conhecido, referente a cada um dos sinais a serem estudados.

RT-11SJ (S) V05.01

.IND DATIME

Date [dd-mmm-yy]? 22-jun-87
Time [hh:mm:ss]? 10:00
Startup file [filnam.typ]? vt52

.SET TT SCOPE
.SET SL SYSGEN
.SET SL ASK

LEPUS 300 VERSÃO 4.0
c?SL-I-Supporting as a VT52, terminal is - VT52

SPAREIA
SPAREIA

Lê o SPAREIA no disco e o coloca na memória.

SPAREIA VIDE-00

Mensagem.

ABRE B4 1024

Abre 4 buffers tipo B de 1024 pontos.

TRAJE COPE = 15279. WORDS

Mensagem.

TRDP

Abre files.

ZEPL1, ZEP2, ZEP3, ZEFL=

Nome dos files.

AMPE 01/000 P C

Amostra dados e armazena nos buffers (S1 é o primeiro buffer, 500 a frequência de varredura, P atualiza continuamente o buffer na tela e C para mais de um canal).

TH HC S D F G

Mensagem.

CO 4 1 0 1 0

O primeiro canal é CO, 4 canais de entrada, 1 varredura, sem atraso, 1 ponto inteiro e sem ganho.

L

Divide a amplitude por dois.

L

Divide a amplitude por dois.

L

Divide a amplitude por dois.

2

Mostra o canal dois.

3

Mostra o canal três.

4

Mostra o canal quatro.

S

Inicia a amostragem.

#MOU S1 01

Grava S1 no disco com o nome ZEP1.

#MOU S2 02

Grava S2 no disco com o nome ZEP2.

#MOU S3 03

Grava S3 no disco com o nome ZEP3.

#MOU S4 04

Grava S4 no disco com o nome ZEFL.

#FCL

Fecha os files.

2.2.2. ROTINA PARA DETERMINAÇÃO DAS CONSTANTES DE ESCALA

Esta rotina determina as constantes necessárias para se colocar as variáveis sobre os valores conhecidos (fixados previamente).

Estas constantes são necessárias para se colocar em escalas os sinais a serem colocados.

RT-11S3 (S) 05.01

.END DATINE

Date L dd-mm-yy 17 20-jun-87
Time L hh:mm:ss 17 8:00
Startup file L filnam.typ 17 VT52

.SET TT SCOPE
.SET SL SYSGEN
.SET SL ASK LEPLS 300 VEP980 4.0
c?SL-I-Supporting as a VT52, terminal is - VT52
.SET EDIT K52
@ <EOF>

.SPARTA Lê o SPARTA no disco e o coloca na memória.

SPARTA VA02-00 Mensagem.

#BBU S4 1024 Abre 4 buffers tipo S de 1024 pontos.

FREE CORE = 15278.WORDS Mensagem.

#NOP Abre files.

*ZEP1,ZEP2,LEP3,ZEFL. Nome dos files.

#MIN S1 11 Coloca o conteúdo do file 1 no buffer S1.

#BIN 52 12	Coloca o conteúdo do file 2 no buffer 52.
#BIN 53 13	Coloca o conteúdo do file 3 no buffer 53.
#BIN 54 14	Coloca o conteúdo do file 4 no buffer 54.
#DD1 S1	Mostra o conteúdo do buffer S1.
#DDB	Mostra o máximo e mínimo valor do buffer S1.
MAX VALUE= 4095.00E+00 MIN VALUE= 1227.00E+00	
#SD1 S1 8	Divide S1 por 8.
#DDB	Mostra o máximo e mínimo valor do buffer S1.
MAX VALUE= 511.00E+00 MIN VALUE= 153.00E+00	
#DFV	Coloca no display a posição dos cursores livres.
#DFR	Coloca no display os cursores livres (observar-se que posicionando o cursor em 0 mm Hg o cursor tem Y=154).
#SAD S1.-154	Subtrai 154 de S1 (observar-se que para 20 mm Hg o cursor tem Y=47).
#SMU S1 .425	Multiplica S1 por 0,425 (assim pode-se dizer que a pressão 1 está em escala).
#DD1 S2	Mostra o conteúdo do buffer S2.
#DDB	Mostra o máximo e mínimo valor do buffer S2 (observar-se que para 0 mm Hg tem-se Y=1940).
MAX VALUE= 4095.00E+00 MIN VALUE= 1930.00E+00	

#SND S2 -40	Subtrai 40 de S2 (para 20 mm Hg tem-se Y=0).
#SDI S2 100/100	Dividida S2 por 0,004445 (com isso podemos dizer que a pressão 2 está em escala).
#SND S2 -15	Subtrai 15 de S2 (dever-se subtrair 15 mm Hg da pressão 1 pois esta pressão é medida em um plano inferior ao das outras pressões).
#DDI S3	Mostra o conteúdo do buffer S3.
#SDI S3 16	Divide S3 por 16.
#SND S3 -126	Subtrai 126 de S3 (para 20 mm Hg tem-se Y=0 e para 100 mm Hg tem-se Y=96).
#SMU S3 .833333	Multiplica S3 por 0,833333.
#SND S3 20	Adiciona 20 a S3 (com isso a pressão 3 está em escala).
#DDI S4	Mostra o conteúdo do buffer S4.
#SDI S4 8	Divide S4 por 8.
#SND S4 -231	Subtrai 231 de S4.
#SMU S4 1.34615385	Multiplica S4 por 1,34615385 (com isso obtém-se para o fluxo uma escala de 1:10).
#MCL	Fecha os files.

9.4.4. PROGRAMA PARA OS CALCULOS

Este programa coloca em escala os sinais obtidos, estuda-os e mostra os resultados desejados, tais como: superposição das curvas, valor da integral dos sinais, coeficiente de gradiente de pressão e coeficiente de refluxo.

R1-1(L) (S) V03.01

Line 10000

Line 10000
Line 10000
Line 10000

.SET 1 SPART
.SET 1 SPART
.SET 1 SPART
LEPUS 300 VERSAO 4.0
O programa de teste de VTSS, terminal is - VTSS2
.SET 1 SPART
O programa

.SPART 1 LÉ o SPART no disco e o coloca na memória.

SPART 14 VAO2-0 Mensagem.

#500 S9 1024 Abre 9 buffers tipo S de 1024 pontos.

FREE CORE = 10158. WORDS Mensagem.

#POP Abre files.

#F1,F2,F3,FL Nome dos files.

#MIN S1 11 Coloca o conteúdo do file 1 no buffer S1.

#MIN S2 12 Coloca o conteúdo do file 2 no buffer S2.

#MIN S3 13 Coloca o conteúdo do file 3 no buffer S3.

#MIN S4 14 Coloca o conteúdo do file 4 no buffer S4.

Coloca-se agora os sinais em escala conforme programa anterior.

#DDI S1 Mostra o conteúdo do buffer S1. (pressão atrial)

#DID Identifica na tela o buffer utilizado.

#SDI S1 8 Divide S1 por 8.

#DDI S1	Mostra 104 de S1.
#SDI S1 125	Multiplica S1 por 0,125.
#SDI S2	Mostra o conteúdo do buffer S2. (pressão ventricular)
#SAD S2 -1940	Subtrai 1940 de S2.
#SHU S2 0,0847457	Multiplica S2 por 0,0847457.
#SDI S2 15	Subtrai 15 de S2.
#SDI S1 S2	Sobrepõe S1 (pressão atrial) e S2 (pressão ventricular) (foto 15).
#DDI S3	Mostra o conteúdo do buffer S3. (pressão aórtica)
#SDI S3 16	Divide S3 por 16.
#SAD S3 -126	Subtrai 126 de S3.
#SHU S3 0,833333	Multiplica S3 por 0,833333.
#SAD S3 20	Adiciona 20 a S3.
#BSN S3 NF	Filtra S3 pois apresenta excesso de ruídos.
#BSN S3 NF	Filtra S3.
#BSN S3 NF	Filtra S3.
#BSN S3 NF	Filtra S3.
#DOV S2 S3	Sobrepõe S2 (pressão ventricular) e S3 (pressão aórtica) (foto 15).
#DDI S4	Mostra o conteúdo do buffer S4. (fluxo na aorta)
#SDI S4 8	Divide S4 por 8.
#SAD S4 -231	Subtrai 231 de S4.
#SHU S4 1,34615385	Multiplica S4 por 1,34615385.
#DSP S2 S4	Mostra simultaneamente S2 (pressão ventricular) e S4 (fluxo na aorta) (foto 17).

ALGORITMO 10) 3-5: FICHA DE PROCEDIMENTO DE PRESSÃO

#OVR 3 11	Subrepos S2 (pressão ventricular) e S3 (pressão aórtica).
#CLR	Coloca no display a posição dos cursores fixos.
#DC	Coloca no display os cursores fixos. Coloca-se esses em XL=269, YL=42 e Xr=438, Yr=25, pontos de abertura e fechamento da válvula aórtica, respectivamente (foto 18).
#Z	Expande a imagem entre os cursores, para mostrar em detalhe os pontos de intersecção entre as duas curvas (foto 19).
#DEX	Volta ao normal.
#BIN S2 S8 A	Calcula a integral de S2 entre os cursores fixos e guarda a curva da integral acumulada em S8.
INTEGRAL= 14942.0E+00	Resultado da integral.
#BIN S3 S7 A	Calcula a integral de S3 entre os cursores fixos e guarda a curva da integral acumulada em S7.
INTEGRAL= 14054.3E+00	Resultado da integral.
#DID	Identifica o buffer no alto e do lado direito da tela.
#DDI S8	Mostra o conteúdo do buffer S8.
#DLO	Divide o display por dois para mostrar toda a curva na tela.
#DLO	
#DLO	
#DLO	
#DLO	
#DLO	

Tira do display a posição dos
 cursores fixos (foto 20).
 Mostra o conteúdo do buffer S7.
 Divide o display por dois para
 mostrar toda a curva na tela.
 #DCV
 #DCU
 #BIN S4
 #DCV
 #DCU
 #BIN S4
 #DCV
 #DCU
 #BIN S4
 (foto 21).

Podemos então calcular o coeficiente
 de gradiente de pressão que vale
 $(14942,0 - 14054,3) / 14942,0 = 0,0594097$

CÁLCULO DO COEFICIENTE DE REFLUXO

#DCV S4 Mostra o conteúdo do buffer S4
 (fluxo na aorta).
 #DCV Coloca no display a posição dos
 cursores fixos.
 #DCU Coloca os cursores fixos. Coloca-se
 estes então nos pontos que limitam o
 fluxo positivo, ou seja, YL=Yr=0 e
 XL=650, Xr=826 (foto 22).
 #BIN S4 Calcula a integral de S4 entre os
 cursores fixos.
 INTEGRAL= 28504.7E+00 Resultado da integral. Coloca-se os
 cursores para o cálculo do refluxo
 nos pontos que limitam o fluxo
 negativo, ou seja, YL=Yr=0 e XL=826,
 Xr=845 (foto 23).
 #BIN S4 Calcula a integral de S4 entre os
 cursores fixos.

2. (Continuação) - 2019.00112-00

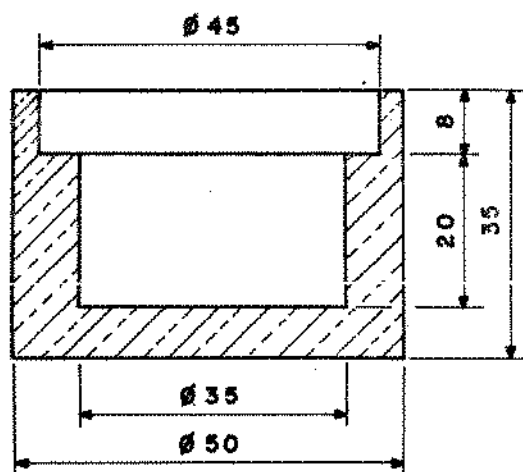
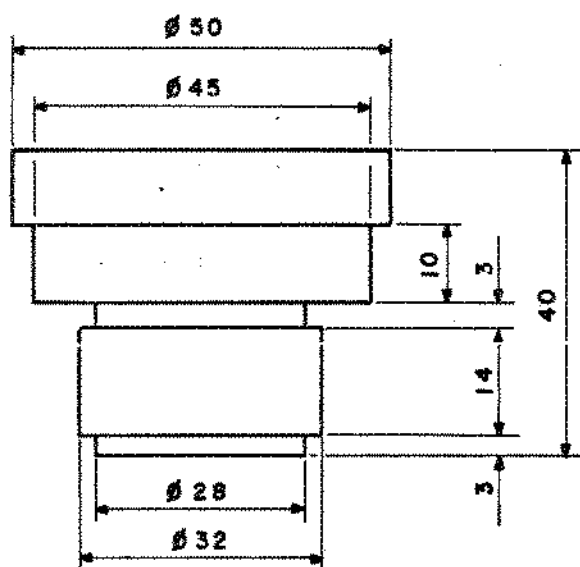
Ampliação da integral. O assentamento no rolamento será (250,2 x 111,1 x 04,7) - 6,00112-00.

9.02.

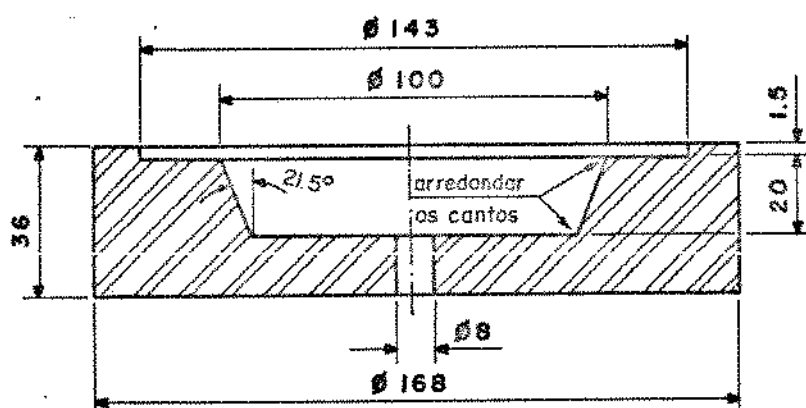
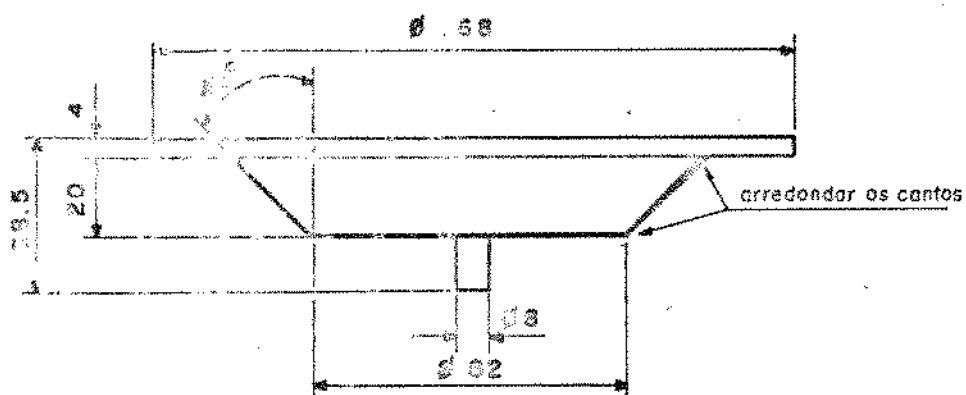
Recrutar files.

9.3. DESENHOS MECANICOS

9.3.1. MATRIZES DE VULCANIZAÇÃO

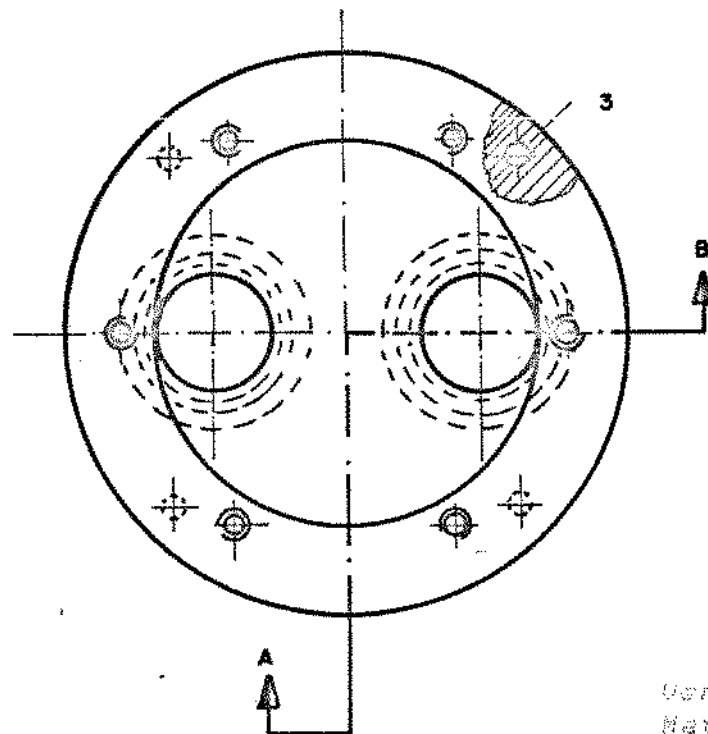
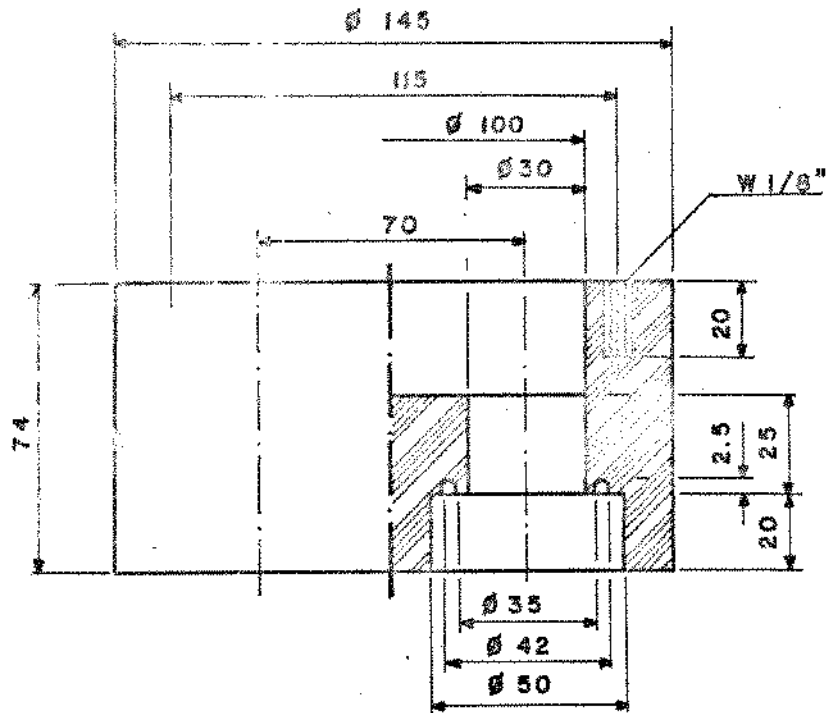


Capa do Cane
Material - Latão
Escala - 1:1

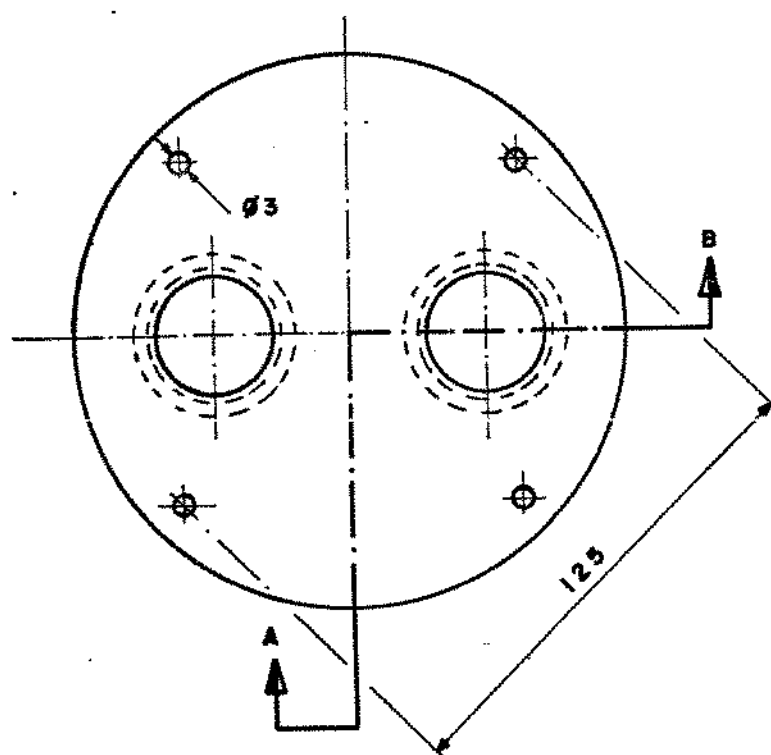
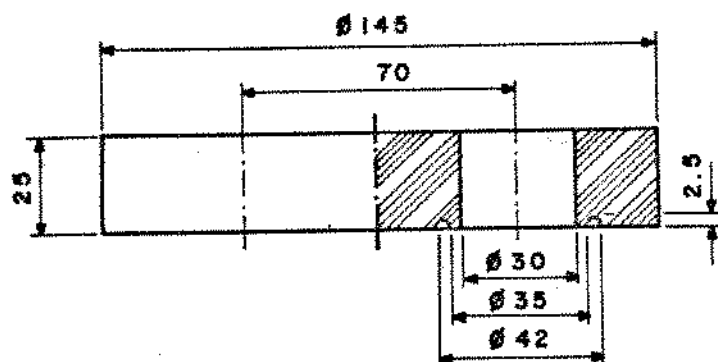


- Diafragma do Ventrículo
Material - Aço Inox
Escala - 1:2

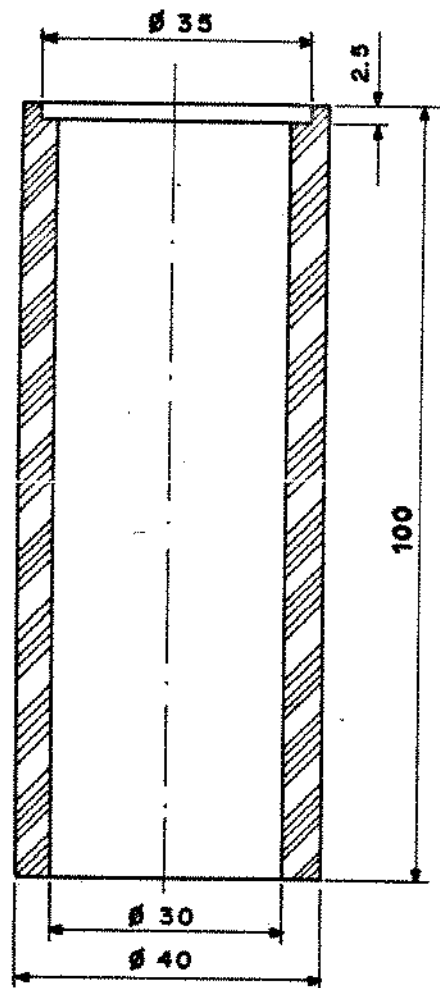
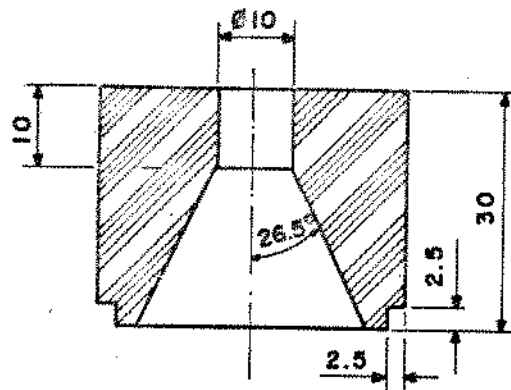
Fig. 1. COMPASS NORTH 20



Unetriculo
Material - Acrilico
Escala - 1:2

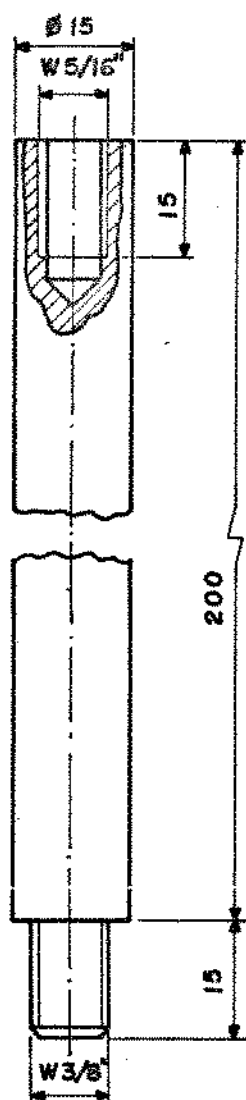


Suporte das Válvulas
Material - Acrílico
Escala - 1:2

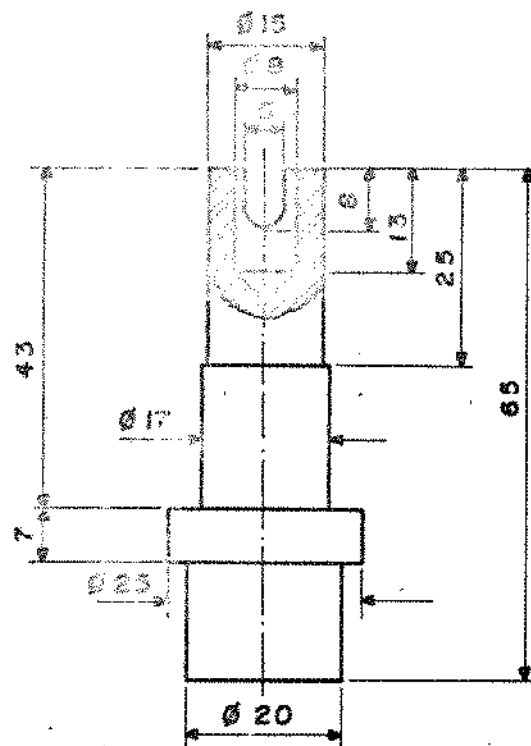


Câmaras de Conexão
Material - Acrílico
Escala - 1:1

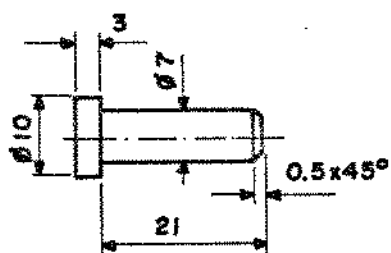
9.5.3. MECANISMO DE MOVIMENTAÇÃO



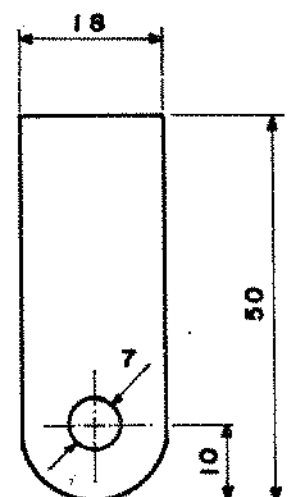
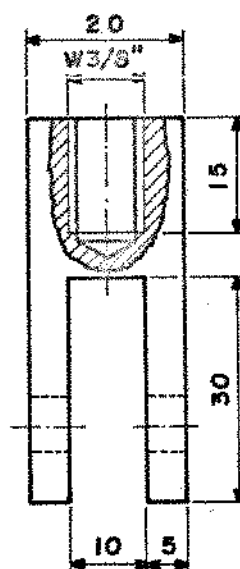
Eixo Guia do Diafragma
Material - Latão
Escala - 1:1



Eixo para Cane
Material - Aço Inox
Escala - 1:1



Pino para Rolamento
Material - Nylon
Escala - 1:1



Suporte para Rolamento
Material - Latão
Escala - 1:1

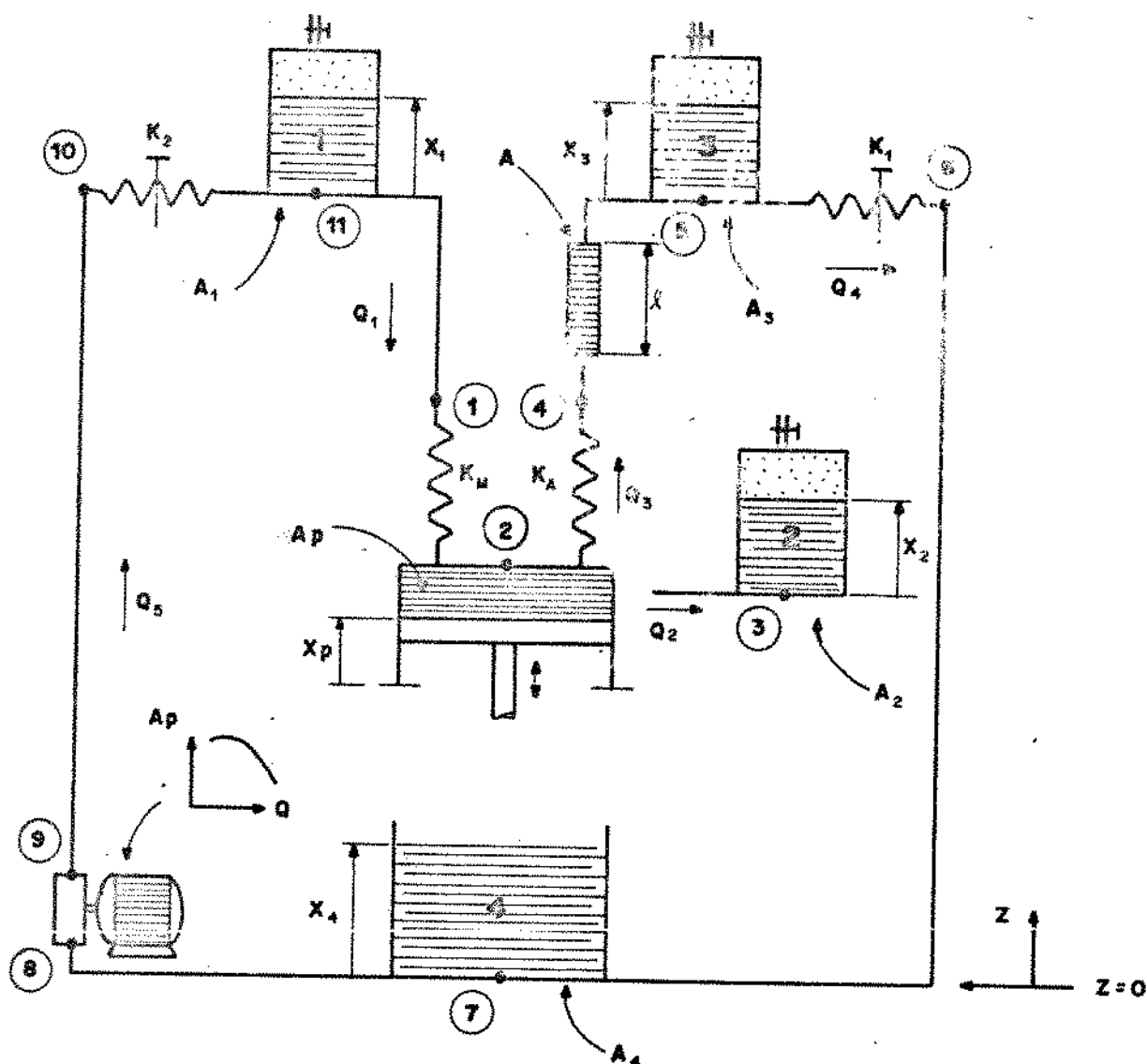
2.2.2. MODELO MATEMÁTICO PARA AJUSTE E OTIMIZAÇÃO DE PARÂMETROS

Este estudo tem como base a descrição matemática simplificada do funcionamento hidráulico do Simulador Cardíaco, a partir de variáveis como pressão, vazões e de diversos parâmetros representativos das características físicas do sistema analisado, como, por exemplo: dimensões físicas e perdas de carga. Tal estudo possibilita uma clara compreensão dos diversos fenômenos físicos presentes durante o funcionamento do Simulador, sendo possível a previsão da influência da variação de cada um dos parâmetros envolvidos e, com isso, a fixação das variáveis nos valores que devem ser obtidos na prática, ou seja, ajuste dos valores fisiológicos do sistema cardiovascular. O modelo matemático pode ainda ser utilizado para o teste de possíveis modificações no Simulador, visando uma otimização do projeto do mesmo.

O modelo matemático é apresentado como dedução das equações envolvidas, sendo explicadas as hipóteses e simplificações adotadas. A resolução de tal modelo é deixada como proposta de continuidade do presente trabalho.

O modelo matemático desenvolvido baseia-se numa análise global do circuito hidráulico do Simulador, a partir do conjunto de elementos como resistências, capacitâncias, inertâncias fluidas e fontes de energia. O modelo trabalha com variações temporais das

distintas variáveis, como é mostrado no esquema a seguir:



Representação Esquemática do Simulador Cardíaco

O ventrículo esquerdo é idealizado por um pistão de área A_p , movimentando-se no interior de um cilindro. O pistão realiza um movimento alternativo descrito pela função $x_p(t)$, que funciona como um dos parâmetros do sistema. As únicas dissipações consideradas são as das resistências hidráulicas das válvulas

... e a pressão exercida pelo líquido sobre a aorta (bar), ... e as perdas de carga ... devido da inércia fluida ... da saída da câmara ... devido às maiores distâncias ... e acelerações ... de abertura e fechamento das ... e qualquer refluxo é ...

O Simulador conta com quatro capacitâncias fluidas, sendo três delas constituídas por reservatórios fechados (reservatórios 1, 2 e 3) e a outra por um reservatório aberto (reservatório 4). A descrição matemática dessas capacitâncias é feita considerando-se um reservatório de seção A_r e altura h , preenchido com líquido até a altura x , sendo ρ a densidade do líquido.

A pressão do líquido no fundo do reservatório aberto é facilmente descrita, como uma função de x através da equação:

$$P = \rho \cdot g \cdot x \quad (1)$$

No caso de um reservatório fechado, algumas hipóteses precisam ser feitas: antes do fechamento do reservatório, o líquido encontrava-se a uma altura x_0 e a pressão atuante é a

aberta para que o reservatório completamente vedado na sua parte superior e em seu interior passa a sofrer processos polidispersivos regidos pela equação:

$$P_{ar} \cdot \left| \frac{Ar \cdot (h-x)}{Ar \cdot (h-x_0)} \right|^n = \text{constante} \quad [25]$$

onde n é um coeficiente a ser estipulado.

Assim:

$$P_{ar} \cdot \left| \frac{Ar \cdot (h-x)}{Ar \cdot (h-x_0)} \right|^n = P_{atm} \cdot \left| \frac{Ar \cdot (h-x_0)}{Ar \cdot (h-x_0)} \right|^n$$

então:

$$P_{ar} = P_{atm} \cdot \frac{(h-x_0)^n}{(h-x)^n} \quad (\text{pressão absoluta})$$

e considerando-se ainda a altura do líquido no interior do reservatório, a pressão manométrica no fundo do mesmo pode ser descrita em função de x pela seguinte equação:

$$P = P_{atm} \cdot \left| \frac{(h-x_0)^n}{(h-x)^n} - 1 \right| + \rho \cdot g \cdot x \quad (2)$$

Para as válvulas existentes no circuito descrever-se matematicamente a queda de pressão entre dois pontos, antes e

as válvulas, etc.; com i, j pelas equações do tipo [25]:

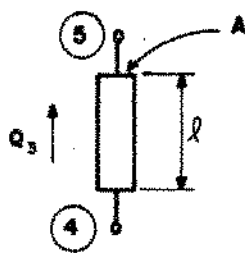
$$P_i - P_j = K \cdot \frac{\rho \cdot Q^2}{2} \quad \text{se } P_i > P_j \quad (3)$$

$$Q = 0 \quad , \quad \text{se } P_i < P_j$$

sendo Q a vazão através da válvula e K uma característica desta.

A condição $P_i = P_j$ ocorre para as válvulas mitral e aórtica enquanto estiverem fechadas; para estas válvulas os valores de K podem ser obtidos empiricamente, adotando valores próximos aos referentes às válvulas naturais, ao passo que para as válvulas reguladoras tais valores determinam as aberturas dos registros.

Para os pontos 4 e 5, a variação da pressão entre eles é descrita, levando-se em consideração os efeitos da inércia fluida e da gravidade, a partir da Segunda Lei de Newton:



$$F = m \cdot a = m \cdot \frac{dv}{dt}$$

Assim:

$$(P_4 - P_5) \cdot A = \rho \cdot A \cdot l \cdot \frac{dv}{dt} + \rho \cdot g \cdot (z_5 - z_4) \cdot A$$

1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60
61
62
63
64
65
66
67
68
69
70
71
72
73
74
75
76
77
78
79
80
81
82
83
84
85
86
87
88
89
90
91
92
93
94
95
96
97
98
99
100
101
102
103
104
105
106
107
108
109
110
111
112
113
114
115
116
117
118
119
120
121
122
123
124
125
126
127
128
129
130
131
132
133
134
135
136
137
138
139
140
141
142
143
144
145
146
147
148
149
150
151
152
153
154
155
156
157
158
159
160
161
162
163
164
165
166
167
168
169
170
171
172
173
174
175
176
177
178
179
180
181
182
183
184
185
186
187
188
189
190
191
192
193
194
195
196
197
198
199
200
201
202
203
204
205
206
207
208
209
210
211
212
213
214
215
216
217
218
219
220
221
222
223
224
225
226
227
228
229
230
231
232
233
234
235
236
237
238
239
240
241
242
243
244
245
246
247
248
249
250
251
252
253
254
255
256
257
258
259
260
261
262
263
264
265
266
267
268
269
270
271
272
273
274
275
276
277
278
279
280
281
282
283
284
285
286
287
288
289
290
291
292
293
294
295
296
297
298
299
300
301
302
303
304
305
306
307
308
309
310
311
312
313
314
315
316
317
318
319
320
321
322
323
324
325
326
327
328
329
330
331
332
333
334
335
336
337
338
339
340
341
342
343
344
345
346
347
348
349
350
351
352
353
354
355
356
357
358
359
360
361
362
363
364
365
366
367
368
369
370
371
372
373
374
375
376
377
378
379
380
381
382
383
384
385
386
387
388
389
390
391
392
393
394
395
396
397
398
399
400
401
402
403
404
405
406
407
408
409
410
411
412
413
414
415
416
417
418
419
420
421
422
423
424
425
426
427
428
429
430
431
432
433
434
435
436
437
438
439
440
441
442
443
444
445
446
447
448
449
450
451
452
453
454
455
456
457
458
459
460
461
462
463
464
465
466
467
468
469
470
471
472
473
474
475
476
477
478
479
480
481
482
483
484
485
486
487
488
489
490
491
492
493
494
495
496
497
498
499
500
501
502
503
504
505
506
507
508
509
510
511
512
513
514
515
516
517
518
519
520
521
522
523
524
525
526
527
528
529
530
531
532
533
534
535
536
537
538
539
540
541
542
543
544
545
546
547
548
549
550
551
552
553
554
555
556
557
558
559
560
561
562
563
564
565
566
567
568
569
570
571
572
573
574
575
576
577
578
579
580
581
582
583
584
585
586
587
588
589
590
591
592
593
594
595
596
597
598
599
600
601
602
603
604
605
606
607
608
609
610
611
612
613
614
615
616
617
618
619
620
621
622
623
624
625
626
627
628
629
630
631
632
633
634
635
636
637
638
639
640
641
642
643
644
645
646
647
648
649
650
651
652
653
654
655
656
657
658
659
660
661
662
663
664
665
666
667
668
669
670
671
672
673
674
675
676
677
678
679
680
681
682
683
684
685
686
687
688
689
690
691
692
693
694
695
696
697
698
699
700
701
702
703
704
705
706
707
708
709
710
711
712
713
714
715
716
717
718
719
720
721
722
723
724
725
726
727
728
729
730
731
732
733
734
735
736
737
738
739
740
741
742
743
744
745
746
747
748
749
750
751
752
753
754
755
756
757
758
759
760
761
762
763
764
765
766
767
768
769
770
771
772
773
774
775
776
777
778
779
780
781
782
783
784
785
786
787
788
789
790
791
792
793
794
795
796
797
798
799
800
801
802
803
804
805
806
807
808
809
810
811
812
813
814
815
816
817
818
819
820
821
822
823
824
825
826
827
828
829
830
831
832
833
834
835
836
837
838
839
840
84

Para a coleta de amostras, em cada um dos reservatórios, aplicamos a técnica de Castanheira.

$$\begin{aligned} \left(\frac{\partial}{\partial t} + \sum_{j=1}^n v_j \frac{\partial}{\partial x_j} - \sum_{j,k=1}^n D_{jk} \frac{\partial^2}{\partial x_j \partial x_k} \right) u &= f(x,t), \\ u|_{t=0} &= \varphi(x), \end{aligned} \quad (6)$$

$$\frac{0}{2} = \frac{A}{2} \quad \text{or} \quad A = 0$$

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{1}{2} \dot{q}^2 \right) = A \frac{dq}{dt} \quad (7)$$

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{1}{4} \dot{\theta}^2 \right) = A \cdot \frac{dx}{dt} \quad (6)$$

$$Q_5 - Q_1 = A \cdot \frac{dx}{dt} \quad (9)$$

Para a bomba de recalque, pode ser escrita uma equação funcional entre a vazão que passa pela mesma e o acréscimo de pressão fornecido: esta equação, constitui-se da curva característica da

onde P é uma dada pressão lida nesta curva e considerada como sendo dos pontos do sistema).

$$P_i - P_j = \rho \cdot g \cdot (z_j - z_i) \quad (10)$$

Para as diferenças de alturas existentes entre alguns pares de pontos é considerado o efeito da gravidade:

$$P_i - P_j = \rho \cdot g \cdot (z_j - z_i) \quad (11)$$

Finalmente, pode ser montado o seguinte sistema de equação:

- Equação (2) aplicada nos reservatórios 1, 2 e 3;
- Equação (1) aplicada ao reservatório 4;
- Equação (11) aplicada entre os pares de pontos: (2 e 3), (6 e 7), (7 e 8), (9 e 10) e (11 e 1).

Existem, portanto, 20 equações para as 20 incógnitas listadas abaixo (todas em função do tempo):

- Pressões P_1 a P_{11}
- Vazões Q_1 a Q_5
- Alturas x_1 a x_4

O sistema resultante inclui equações diferenciais e equações não

simples, devendo ainda, eventualmente, incluir algumas condições
adicionais para poder ser trabalhado matematicamente, em termos do
do ciclo completo do Simulador Cardíaco. Pode ser feito um ajuste
dos parâmetros (através de complexos métodos de identificação,
assim como podem ser testadas modificações no projeto do
Simulador, através de alterações no modelo matemático proposto. O
modelo pode ainda sofrer outras modificações, como a adocção de
novas hipóteses simplificadoras (visando a uma maior facilidade
de cálculo), ou contrariamente, a inclusão de novos efeitos que
ainda não tenham sido considerados.

10. REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

1. Reul, H.; Tilsen, W. and Haussinger, G. (1980).

"New Trends in Artificial Heart Valve Development and Testing". Proc. 2nd Int. Conf. Mechanisms in Medicine and Biology, Osaka, Japan, 5 - 7 jun, 20-2c.

2. Mazumdar, J. and Thalassoudis, K.

"A Mathematical Model for the Study of Flow Through Disc-Type Prosthetic Heart Valves", Medical & Biological & Engineering & Computing, vol 21, nº 4, jul 1983, pg 400.

3. D.W. Suabank, D.W.; Yoganathan, A.P.; Harrison, E.C. and Corcoran, W.H.

"A Quantitative Method for the in Vitro Study of Sounds Produced by Prosthetic Aortic Heart Valves", Part I, II and III, Medical & Biological & Engineering & Computing, vol 22, nº 1, jan 1984, pg 32.

4. John J. Osborn, J. J.; Werner Hochne, W. and Badia, W.M.D.

"Ventricular Function in the Basic Regulation of the Circulation", "Studies with a Analog. Physical Bases of Circulatory Transport: Regulation and Exchange", W.B. Saunders & Company, Philadelphia, London, 1967, pg 47.

5. Stanley, M.L. et al.

"The Design and Development of a Cardiac Stimulator for the Evaluation of Heart Valve Prostheses", J. Thor and Cardiovasc Surg., 66 (2): 207-212, Feb 1963.

6. Almonch, F.D. and Oliveres, J.L.C.

"A Manual Pulse Duplicator to Test Heart Valves Before Implantation", J. Thor and Cardiovasc. Surg., 66 (1): 25-28, Jan 1973.

7. Duff, W.R. and Fox, R.W.

"Prosthetic Heart Valves, and in Vitro Study, J. Thor and Cardiovasc. Surg., 63 (1): 131-141, Jan 1972.

8. Klain, M.

"Comparative Testing of Artificial Heart and Heart Valves in a Mech Circulation, Nose, Y.; Ed. Cardiac Engineering John Wiley & Sons, 1969.

9. Temple, L.J. et al

"Principles of Fluid Mechanics Applied to Some Situations in the Human Circulation an Particulary to the Testing of Valves in a Pulse Duplicator". Thorax, 19 (2): 261-267, 1964.

10. Mauricio Rocha e Silva Jr.

"Fisiologia da Circulação" 1a. edição, 1973.

11. Warnerck, H.D.

"Um Modelo Mecânico do Coração", IX Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, Universidade Estadual de Campinas, Unicamp, 3-6 set., 1985, pg 10.

12. Willshaw, P.; Biagetti, M.; Pichel, R.H.

"In Vitro Study of the Closing Characteristics of Prosthetic Mitral Valves", IX Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, Universidade Estadual de Campinas, Unicamp, 3-6 set. 1985, pg 29.

13. Carvalho, G.

"Influência de Ligações Cruzadas nas Propriedades Mecânicas de Biopolímeros Utilizados em Próteses Cardíacas", Tese de Mestrado, Universidade de São Paulo, Escola de Engenharia de São Carlos, Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, 1980.

14. Newgard, P.M.

"Design of a Mechanical Cardiovascular Simulator", IEEE Transaction On Bio-Medical Electronics, 1963, pg 153.

15. Engelman, M.S.; Moskowitz, S.E. and Borman, J.B.

"Computer Simulation: A Diagnostic Method in Comparative Studies of Valve Prostheses", J. Thorac Cardiovasc. Surg., 79: 402-412, 1980.

16. "St. Jude Medical, INC. All-Pyrolitic Carbon Heart-Valve", presented at: Association for the Advancement of Medical Instrumentation, 13th Annual Meeting., march 26-april 1, 1978.

17. Cornhill, J.F.; Phil, D.

"An Aortic-Left Ventricular Pulse Duplicator Used in Testing Prosthetic Aortic Heart Valves", The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery, pg 550.

18. Smeloff, E.A.; Huntley, A.C.; Davey, T.B.; Kaufman, B.; Geboda, F.

"Comparative Study of Prosthetic Heart Valves", The Journal of Thoracic and Cardiovasc. Sur., pg 841.

19. Gabbay, B.; Bortolotti, V.; Wasserman, F. and Factor, S.M.

"Haemodynamics and Durability of Mitral Bioprotheses - An In Vitro Study", American Heart Journal, 1984, Supplement D, pg 65-71.

20. Davey, T.B.; Kaufman, B. and Smeloff, E.A.

"Pulsatile Flow Studies of Prosthetic Heart Valve", Journal of Thoracic and Cardiovasc. Sur., Volume 51 (2), February, 1966, pg 266.

21. Gifford, J.W. and Williams, W.

"Flow Rate Measurement by Venturi". IBM J.R., 1982, vol. III, no. 4, 414-420.

22. Zencoff, J.; Kateras, N.; Hilsauski, J.; Pateno, G.M.

"Estudo Experimental de Próteses Valvulares em um Duplicador de Fluxo Pulsátil", Rev. Arg. Cardiol. 51, nº 2, 71-78.

23. Walker, D.K.; Scotten, L.N.; Modi, V.J. and Brownlee, R.T.

"In Vitro Assessment of Mitral Valve Prostheses", J. Thorac. Cardiovasc. Surg., 79, 680-688, 1980.

24. Digital Equipment Corporation

"Lab Application - 11, System Reference Manual".

25. Streeter, V.L.

"Mecânica dos Fluidos", Mc Graw-Hill.

26. Noordergraaf, A.

"Hemodynamics", in Schwan, H.P.; Biological Engineering, Cap.5, 492-493, Mc Graw-Hill, 1969. -

AGRADECIMENTOS

Primeiramente, agradeço a Deus por ter me permitido chegar a esta etapa da minha vida.

Antônio Carlos Fonseca, Jr., Prof. Dr. em Engenharia Mecânica

Denys Emilio Cardoso Nicolini, Mestre em Engenharia Biomédica

José Francisco Mazzegli, Mestre em Engenharia Biomédica

Rodrigo Araújo Filho Farias, Mestre em Engenharia Biomédica

Alexander Dias Filho, Engenheiro Mecânico

Gastão das Neves, Engenheiro Mecânico

Celso Gattai, Engenheiro Eletrônico

Reinaldo Yukio Mikubo, Engenheiro Eletrônico

Hernán Cortez Domes, Estagiário em Engenharia Eletrônica

Wilson Trópico, Desenhista

Daicy Couto Lustoza, Digitadora

e a todos os funcionários do Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia e da Universidade Estadual de Campinas que auxiliaram no desenvolvimento deste projeto.