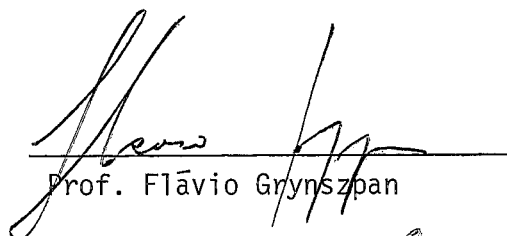


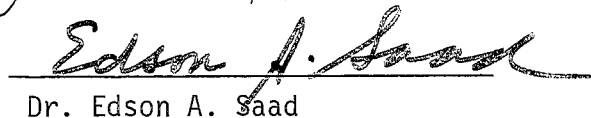
SISTEMA DE CAPTAÇÃO E PROCESSAMENTO CINEANGIOGRÁFICO PARA A
QUANTIFICAÇÃO DE PARÂMETROS CARDIOVASCULARES

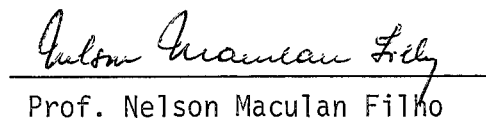
Cândido Pinto de Melo

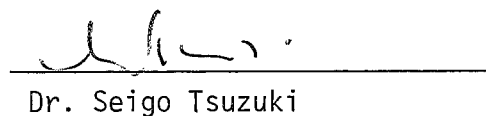
TESE SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DA COORDENAÇÃO DOS PROGRAMAS DE PÓS-GRADUAÇÃO DE ENGENHARIA DA UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM CIÊNCIA (M.Sc.)

Aprovada por:


Prof. Flávio Grynszpan


Dr. Edson A. Saad


Prof. Nelson Maculan Filho


Dr. Seigo Tsuzuki

ESTADO DO RIO DE JANEIRO-BRASIL
MAIO DE 1976

Com a verdade como suporte
Não hã perdido que não se cate
Não hã nō que não desate
(Mesmo que se corte)

Ao povo de minha terra
(Nordeste)
Por fazer-me crer no amanhã
À minha gente sofrida
Por ensinar-me a resistir

AGRADECIMENTOS

Aos "velhos", meus pais, por tem-nos ensinado o valor da ciência e da cultura.

Ao Dr. Edson A. Saad e ao Prof Flávio Grynspan, pela orientação e estímulo dispensado.

Ao Prof. E.J. Zerbini, pelo estímulo e reconhecimento ao nosso trabalho.

Ao Dr. Seigo Tsuzuki, pelo grande apoio, amizade e incentivo.

Ao CNPq e à COPPE pelo auxílio financeiro.

Aos companheiros dos Programas de Engenharia de Sistemas e Computação e de Engenharia Biomédica da COPPE-UFRJ, pela amizade e auxílio mútuo.

Aos Professores Nelson Maculan Filho, Afonso Celso Del Nero Gomes, Shankar Bhattacharyya e Arvid Caprihan, pelo estímulo e interesse em nossa formação .

Aos companheiros do Centro Experimental de Pesquisas em Bioengenharia-CEPEB Engenheiros Paulo F.Vieira, Sergio de Mello e Gil de Carvalho, e Doutores Kenji Nakiri, Euclydes F. Marques, e Otoni M. Gomes, e a todos os funcionários principalmente aos Srs. Jerônimo Machado, Ademir Fuzeto, Manoel Messias da Silva, Severino Serafim, Ulisses Copi Júnior, Carlos Fortes, Evance Casali, João Roberto, Alfredo Lemmi Neto e Laudemi Calderon, que forma direta ou indireta contribuíram para a realização deste trabalho.

Ao Dr. Ronaldo P. Garcia, Chefe do Serviço de Hemodinâmica do Hospital das Clínicas da FMUSP, por ter-nos colocado o seu serviço à nossa disposição.

À Sergio Spezzia pela valiosa colaboração e qualidade das fotografias.

Aos desenhistas Edison Guidoni e Homero de Andrade pela realização dos desenhos,

À Maria Nilce Muran, Sílvia Marina Alves Araújo e Alzira Nakayama, pelo auxílio na organização do texto e bibliografia.

Às voluntárias do Hospital das Clínicas, Dona Eunice Zerbini Viariz e Dona Lília Shaly, pelo auxílio sempre disponível.

À Hildenice da Rocha Silva e Margarida Carmagnani, pelo carinho dispensado na revisão e datilografia.

Aos estagiários do CEPEB, principalmente à Rosileine de Oliveira, pelo auxílio na captação e processamento dos dados.

Ao Sr. Antonio Altomar, pela inestimável colaboração na realização dos ensaios experimentais.

Ao Engenheiro Ary Basquez Olmedo, da Siemens S.A., pelas informações técnicas fornecidas.

Ao pessoal do Instituto de Radiologia e Medicina Nuclear do Rio de Janeiro particularmente ao Dr. Mario Sales, pela colaboração e incentivo.

Ao Dr. Egas Armelin pelas sugestões e colaborações.

Aos funcionários da COPPE, particularmente do Programa de Engenharia de Sistema e Computação e de Engenharia Biomédica o meu reconhecimento pela colaboração.

Por fim, à todos companheiros e amigos, citados ou não, pelo incentivo e ajuda.

RESUMO

O presente trabalho, apresenta um sistema simples e de baixo custo, capaz de captar e processar sinais cineangiocardiométricos, fornecendo valores quantitativos de parâmetros cardiovasculares. Este sistema consta de : circuito transdutor ótico-elétrico, com relação $r = 0,989$: projetor de cineangio adaptado a partir de projetor de slides: circuito de sincronismo e sistema de processamento. O circuito de sincronismo permite conversões análoga-digitais até 300 quadros por minuto, e pode ser usado para amostragem automática de sinais, através de conversor A/D semi-automaticamente por leituras em voltímetros. O sistema de processamento, calculadora HP 9830 e periféricos, possibilitou por meio de programas de fácil operação, a rápida e eficiente filtragem dos sinais, compensações de ruídos de fundo e recirculação, e respostas gráficas e impressas.

A eficiência do sistema é demonstrada no cálculo do fluxo sanguíneo e na quantificação da insuficiência aórtica e de volume ventricular esquerdo.

Para o fluxo, utilizando-se o método do tempo médio de trânsito, obteve-se erro médio da ordem de 9,17%, em relação aos valores medi-

dos em ensaios "in vitro". Para a insuficiência valvular, encontrou-se uma relação proporcional entre o método semi-quantitativo de Seelers e um índice de regurgitação, definido pela relação entre a área da curva densitométrica ventricular e da aorta.

Para ventriculografias em projeção OAD, através da utilização do modelo da elipsóide desenvolvido por Arvidson e adaptadas por Greene e col e Snow e col, obteve-se volumes sistólicos de 75,8% a 88,7% em relação ao volume diastólico final, em pacientes com VEs considerados normais.

São apresentados ainda, os problemas inerentes à quantificação cineangiocardiógráfica e a compração com outros métodos. São indicados, os procedimentos necessários no cateterismo cardíaco, para que se possa realizar a quantificação densitométrica.

Na estimativa do volume, observou-se um erro relativo de 1% entre os dois modelos utilizados e de 2% quando são feitas as correções propostas por Bentivoglio e col, segundo os critérios de Dodge e col.

São discutidos ainda, os problemas da detecção automática das bordas cardíacas e considerações são efetuadas sobre os métodos de correção de distorções de imagem.

ABSTRACT

A simple and cheap system able to catch and process cineangiocardiodensitometric signals providing quantitative values of cardiovascular parameters is presented. This system is constituted by: optical-electrical transducer system with $r=0,989$ ratio, an improved slide projector as a cineangiogram projector, a circuit for synchronism and data processing system. The circuit for synchronism allows analog-digital conversions up to 300 frames per minut, and it can be used for automatic signal sampling through A/D Converter or semi-automatically by reading in voltmeter scale. The data processing system, HP9830 calculator and periphery made possible, through programs ease to operate, fast and efficient signal filtering, back-ground noise compensations and recirculation and printed and plotted outputs.

The system efficiency is demonstrated by calculating the blood flow and quantitating the aortic valve insufficiency and the left ventricle volume.

For the flow calculation it was utilized the mean transit time method with 9.17% average error in relation to average values of "in vitro" tests.

Regarding to aortic valve insufficiency it was found a proportional relationship between Seelers semi-quantitative method and a reflux index defined by ventricular densitometric curve area and aortic densitometric curve area ratio.

For Ventriculogram in RAO, utilizing the elipsoidal model developed by Arvidson and modified by Greene and col, and Snow and col systolic volumes were obtained corresponding respectively to 75.8% and 88.7% of fonctionally normal left ventricule, end diastolic volume.

Problems related to the cineangiocardigraphic quantitation and comparison with other methods are presented. The necessary procedures during cardiac catheterization in order to make possible densitometric are indicated.

In the volume estimation it was observed a relative error of 1% between the two models utilized and of 2% when the correction proposed by Bentivoglio and col .

Also the problems related to automatic detection of the heart outline are discussed as well as comments are made about the methods for correction of image distortion.

ÍNDICE GERAL

CAPÍTULO I - Introdução	1
I.1 - Quantificação Roentgenológica	3
I.2 - Técnicas Roentgendinsitométricas	4
 CAPÍTULO II - Objetivos	 6
 CAPÍTULO III - Material e Método	 8
III.1 - Registro Cineangiográfico	8
III.2 - Processamento Laboratorial	11
III.3 - Conversão Ótica elétrica	12
III.3.a - Conversão Ótica-Eletrica do Sinal	12
III.3.b - Registro da Projeção Ventricular	16
III.4 - Processamento do Sinal	16
III.4.1 - Tratamento Matemático	16
III.4.1.a - Fluxo	18
III.4.1.b - Volume	19
III.4.1.c - Fração de Regurgitação	20
III.4.1.d - Tratamento Estatístico	20
III.4.1.e - Filtragem Digital	22
III.4.2 - Compensação do Sinal de Contraste	22
III.4.3 - Técnica de Captação e Registro	25
III.4.3.2 - Fluxo	25
III.4.3.b - Gração de Regurgitação	25
III.4.3.c - Volume	26
III.4.3.d - Índice de Correção Dimensional	29
III.4.4 - Processamento de Dados	30
III.5 - Método de Comparação dos Resultados	30
 CAPÍTULO IV - Resultados	 37
IV.1 Desempenho do Sistema de Captação	37

IV.2 Estimativa do Fluxo	39
IV.3 Estimativa da Fração de Regurgitação	45
IV.4 Estimativa do Volume Ventricular Esquerdo	45
CAPÍTULO V - Discussão	61
V.1 Sistema de Captação e Processamento	61
V.2 Estimativa do Fluxo	62
V.2.1 - Filtragem Insuficiente	64
V.2.2 - Influência dos Parametros Medidos no Calculo dos Tempos Médios	64
V.2.3 - Vantagens e Desvantagens do Método	67
V.3 Fração de Regurgitação	70
V.3.1 - Limitações do método utilizado	70
V.3.2 - Comparação com outros métodos	70
V.4 Estimativa do Volume Ventricular Esquerdo	74
V.4.1 - Determinação Automática da Borda Cardíaca por Variação Análoga	74
V.4.2 - Determinação Automática da Borda Cardíaca por Disparo de Circuitos Digitais	76
V.4.3 - Obtenção do Contorno das Cavidades Cardíacas por Decisão Visual	78
V.4.4 - Correção Dimensional	79
V.4.5 - Análise dos Resultados	81
CAPÍTULO VI - conclusões	83
BIBLIOGRAFIA	86
APENDICE A - Considerações sobre a Teoria da Absorção de Raio X	102
APENDICE B - Filtro Digital	105

ÍNDICE DOS GRÁFICOS

Gráfico IV.1.- Focelula F_1 X Focelula F_2 , em mili-Volts	38
Gráfico IV.2 - Tensão da Focelula F_2 X Intensidade Luminosa	38
Gráfico IV.3 - Sinais Sôbre o Condutor (Fluxo:Ensaio f_2)	46
Gráfico IV.4 - Sinais de Fundo (Fluxo:Ensaio f_2)	46
Gráfico IV.5 - Filtragem Digital - Para o ensaio f_7 , observa-se o resultado da filtragem digital (gráfico maior) e os dois sinais sôbre o condutor, sem compensação, após a filtragem (gráfico menor)	47
Gráfico IV.6 - Sinais Aórticos e Ventriculares Esquerdos Para o Cálculo da Fração de Regurgitação	49
Gráfico IV.7 - Variação do Volume Ventricular Esquerdo Pelo Método da Elipsoide para Cineangiografia em Projeção OAD (Método de Greene e Snow e suas respectivas correções pelo método Bentivoglio)	53
Gráfico IV.8 - Comparação dos Volumes Calculados Pelo Método Greene e Pelo Método Snow e Suas respectivas Correções Realizadas por Bentivoglio	54
Gráfico IV.9 - Variações dos Eixos Menores e Maiores, para o Casp LM - Cine nº 734 (Por Greene e Snow)	55
Gráfico IV.10- Variações dos Volumes Ventriculares Para o Caso LM Cine nº 734, Calculados Pelos Dois Métodos Utilizados (IV.10.a) e as Correções Destes Volumes Pelo	

Método Dodge (IV.10.b)	56
Gráfico V.1 - Erro Total do Tempo Médio, nas Piores Condições, em Função de Erros Simultâneos de k e V/t	66
Gráfico V.2 - Influência de Cada Parâmetro no Erro Total do Tempo Médio	66
Gráfico V.3 - Sinal Densitométrico: Ensaio f_6 - Fluxo Pulsátil	68
Gráfico V.4 - Determinação por Variação Análoga Contínua do Deslocamento da Borda Cardíaca	77
Gráfico V.5 - Variação no Cálculo do Volume do VE, para a Mesma Cineangiografia, pelo Traçado do Contorno Realizado por Três Diferentes Pessoas	80

ÍNDICE DOS DIAGRAMAS

Diagrama III.1 - Sistema de Captação do Sinal Ótico Para Processamento	13
Diagrama III.2 - Fluxograma do Cálculo do Índice de Correção Dimensional	32
Diagrama III.3 - Etapas do Processamento da Estimativa do Tempo Médio de Transito do Fluxo	33
Diagrama III.4 - Etapas do Processamento da Estimativa da Fração de Regurgitação	34
Diagrama III.5 - Etapas do Processamento da Estimativa do Volume Ventricular, Através do Método da Elipsoide para Cineangiografia Uniplanar	35

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura III.1 - Sistema Para Simulação (Fluxo Constante)	10
Figura III.2 - Posição das Focelulas Captadoras de Sinais Para a Estimativa do Fluxo	28
Figura III.3 - Traçados dos Eixos da Elipsoide - Método de Greene (III.3.a) e Método de Snow (III.3.b)	28
Figura IV.1 - Traçado dos Eixos da Elipsoide Pelo Método Snow e col.	50
Figura IV.2 - Traçado dos Eixos - Método Greene e col	51
Figura IV.3 - Superposição dos Eixos (Caso LM Cine nº734)	55
Figura V.1 - Determinação Analógica da Movimentação da Borda Cardíaca	75
Figura V.2 - Determinação Digital da Movimentação da Borda Cardíaca	75
Figura V.3 - Ilustração do Método de Estimativa do Coeficiente de Correção Dimensional Proposto por Bentivoglio	80

ÍNDICE DE QUADROS

Quadro IV.1 - Cálculo do Tempo Médio a Partir dos Dados Medidos	43
Quadro IV.2 - Cálculo do Tempo Médio (Pela Diferença dos Centros de Gravidade), Para os Cinco Diferentes Modelos	44
Quadro IV.3 - Distribuição da Fração de Regurgitação (%), Por Casos Analisados, Para os Dois Modelos Estudados	48
Quadro IV.4 - Volumes Calculados Pelo Método Greene	58
Quadro IV.5 - Volumes Calculados Pelo Método Snow	59
Quadro IV.6 - Comparação dos Volumes Calculados Por Greene e Snow	60
Quadro IV.7 - Comparação dos Volumes Calculados Pela Correção com Base no Modelo de Dodge, Sobre os Volumes Calculados Pelo Método Greene e Snow	60
Quadro V.1 - Distribuição dos Erros Percentuais Para os Diferentes Ensaios, Nos Diferentes Modelos, Dos Tempos Médios de Transito Calculados	63

ÍNDICE DE FOTOGRAFIAS

Foto I.3 - Roentgenografia feita por Haschek e Lindental após a injeção de mistura de Teichman nos vasos sanguíneos de uma mão amputada	2
Foto III.1 - Projetor utilizado na cineangiодensitometria	14
Foto III.2 - Vista Posterior da Tela Utilizada na Captação de Sinais. Observa-se o Mecanismo de Movimentação	15
Foto III.3 - Vista Geral do Sistema de Captação: Projetor (Esquerda), Circuitos de Captação, Sincronismo e Velocidade do Motor (Centro) e Tela (Direita)	17
Foto III.4 - Traçado do Contorno Ventricular Sobrepondo-se às ondulações Devido aos Músculos Papilares e Trabeculações	27
Foto III.5 - Sistema de Processamento: Digitalizador (Esquerda), Calculadora (Centro) e Traçador Gráfico (Direita)	31
Foto IV.1 - Sinais Captados Pelas Fotocelulas F_1 (Superior) e F_2 (Inferior) , em Pontos Próximos	40
Foto IV.2 - Sinal Densitométrico Captado Pelas Fotocelula (Sinal Superior) e o Sinal do Circuito de Sincronismo (Sinal Inferior)	41
Foto IV.3 - Sinais Capatados na Projeção de uma Aortografia. 0	

	Sinal Superior é Captado no Ventriculo Esquerdo e o Inferior na Aorta	42
Foto	V.1 - Aortografia (Índice Regurgitação=4,4%)	72
Foto	V.2 - Aortografia (Índice Regurgitação=12,6%)	72
Foto	V.3 - Visualização da Situação de Máxima Regurgitação e do Posicionamento das Fotocelulas de Captação dos Sinais	73

CAPÍTULO I

Em janeiro de 1896, três meses após a descoberta "casual" do Raio X por Roentgen, Norton e Hammer apresentam, no trabalho "The X-ray or Photography of the invisible and the Value in Surgery", a utilização destes raios no estudo anatômico dos vasos sanguíneos e suas perspectivas na cirurgia e em toda medicina⁽¹⁾. Na mesma época, Hoschek e Lindenthal, injetando uma mistura de Teichman em mão amputada, consegue a primeira roentgenografia vascular, que é mostrada na foto I.1.

Desta data até nossos dias, a evolução dos equipamentos de Raios X, associadas às descobertas de novos materiais de contraste e às novas técnicas radiológicas, propiciou uma nova e importante ferramenta nos diagnósticos e indicações terapêuticas em todas as áreas da medicina.

Durante as três últimas décadas, o desenvolvimento da angiografia serviu de estímulo ao progresso paralelo da cirurgia cardiovascular e técnicas cirúrgicas gerais, por fornecer informações mais precisas sobre



Foto I.1

Roentgenografia feita por Haschek e Lindental após a injeção de mistura de Teichman nos vasos sanguíneos de uma mão amputada.

Fotografia publicada em janeiro de 1896.

às regiões ou órgãos a serem abordados cirurgicamente. Por isso, a angiografia tem assumido um degrau de destaque na medicina e na cirurgia cardiovascular, sendo a principal fonte de informação pré e pós-cirúrgica.

Na cardiologia, dentre as técnicas roentgenológicas, uma das mais difundidas, inclusive no Brasil, é o cateterismo com cineangiografia, estudo cinematográfico "in vivo" dos vasos sanguíneos pelo Raio X. Com a cineangiocardiografia de alta velocidade além do estudo morfológico do sistema cardiovascular, tornou-se possível o estudo de seus fenômenos temporais obtendo-se assim, informações sobre as estenoses vasculares, os rápidos movimentos das bordas cardíacas, as calcificações intracardíacas, etc⁽²⁾.

I.1 Quantificação Roentgenológica

A idéia de quantificar-se a imagem roentgenológica, deve ter surgido logo após o seu aparecimento, pois já em 1914 era estabelecido um primeiro modelo de estimativa de volume cardíaco por Geigel⁽⁹⁾. Entretanto, a quantificação angiocardiográfica através do estudo densitométrico, só teve início na década de 60, com os trabalhos realizados na Mayo Clinic Foundation, por Sincler, Wood e col⁽³⁹⁾.

Nestes dez últimos anos, com o desenvolvimento tecnológico, associado ao maior domínio das técnicas angiocardiográficas, a quantificação da imagem roentgenológica tem assumido um papel de destaque na determinação dos mais variados parâmetros cardiovasculares. Hoje, nos principais centros de hemodinâmica e cateterismo, são quantificados, entre outros, a insuficiência valvar^(26,37,43,44), as comunicações intra-cardíacas^(4,24,26), os volumes ventriculares^(10,12,15,18,26,27,32,35), os movimentos de bordas cardíacas^(19,21,25,30,31,45) e os fluxos sanguíneos^(4,8,33,36,40,41).

A passagem da angiocardiografia para angiocardiometria, teve como base a reunião em Kiel, em 1969, onde Cardiologistas, Fisiologistas, Matemáticos e Bioengenheiros, discutiram a importância da roentgendensitometria no cálculo de volumes cardíacos e fluxos sanguíneos, particularmente quando associados aos modernos equipamentos de televisão e à tecnologia' computacional e de bioengharia⁽¹⁷⁾. Deste modo, a quantificação roentgenlógica abre um vasto campo na cardiologia e constitui-se numa ferramenta importante no uso clínico e nas investigações experimentais do sistema circulatorio.

I.2 Técnicas Roentgendensitométricas

A idéia básica da densitometria, é transformar o sinal de densidade ótica em sinal elétrico capaz de ser facilmente processado e registrado. Na roentgendensitometria, dois são os veículos utilizados para registro da imagem: a cineangiocardiografia e o videoangiocardiografia.

No primeiro tipo-cine, o sinal armazenado oticamente, precisa ser transformado em sinal elétrico. Isso é feito, através de colocações de transdutores, tipo fotocélula, nas regiões em que se quer captar o sinal. Já na videodensitometria, a câmera de TV, funciona como transdutor ótico-elétrico, de toda a imagem roentgenlógica, precisando-se apenas por meio de circuitos chaveadores, seleccionar os sinais correspondentes à área ou áreas desejadas.

As vantagens da videodensitometria sobre a cinedensitometria reside em que nesta, por ter-se todo o sinal de imagem, pode-se realizar processamento e compensações mais precisas. Por outro lado, na cineangiocardiografia, o registro ótico é influenciado pelo tipo de filme e

processamento laboratorial - revelação⁽³²⁾. Entretanto, o custo em equipamento necessário à videodensitometria, põe este método ao alcance apenas dos centros de maiores recursos. É exatamente no custo e simplicidade de instrumental que reside o fato de utilizar-se o processamento cinodensitométrico, apesar de suas limitações inerentes.

CAPÍTULO II

OBJETIVOS

O presente trabalho tem por objetivo, o estudo de parâmetros cardiovasculares por meio da quantificação da imagem radiológica.

Ao iniciar-se o estudo, pensou-se primeiramente em implementar um sistema que permitisse o processamento da imagem videodensitométrica, seguindo a tendência dos principais centros de pesquisas dos países desenvolvidos tecnologicamente. Entretanto, a adoção de tal caminho requereria tempo e recursos financeiros e tecnológicos aquêm das possibilidades disponíveis. Neste sentido, a escolha recaiu no processamento cineangiocardiógráfico, que por ser uma técnica amplamente difundida em nosso meio, permitiria a utilização, a curto prazo, dos resultados encontrados e por possuir problemas de captação e processamentos básicos, se presta de forma conveniente a compreensão da técnica roentgendensitométrica.

Assim, este trabalho envolveu duas fases distintas: A implementação de um sistema de captação e processamento cineangiocardiógráfico e a sua aplicação no cálculo de alguns parâmetros cardiovasculares. Para a implementação do sistema, escolheu-se componentes e instrumentais disponíveis em nossos centros de pesquisas, fazendo com que tal sistema possa ser implementado em outros locais de pesquisas.

Na quantificação de parâmetros cardiovasculares, foram escolhidos três dos mais importantes parâmetros, necessários ao estabelecimento das condições hemodinâmicas dos pacientes: o fluxo sanguíneo, a avaliação da insuficiência aórtica e o cálculo do volume ventricular esquerdo.

Observe-se que, com isso deu-se ênfase ao processamento de sinais (fluxo e insuficiência aórtica) e ao de dimensões (volume ventricular e fator de correção dimensional), como meio de sentir-se o comportamento, flexibilidade e capacidade do sistema implementado.

Ao realizar-se este trabalho, mesmo ciente de suas limitações espera-se estar contribuindo para o desenvolvimento da engenharia biomédica no Brasil, ou seja, como a utilização racional e sistemática, na medicina, das técnicas e instrumentais da engenharia, ao nosso dispor. Com isso, procura-se desenvolver e tornar a ciência e a tecnologia ao serviço do homem.

CAPÍTULO III

O sistema de cálculos de parâmetros cardiovasculares por cineangiografia envolve as seguintes fases:

1. Registro cineangiográfico
2. Processamento laboratorial do filme
3. Conversão ótico-elétrico do sinal e /ou Registros dimensionais
4. Processamento do sinal e cálculo dos parâmetros

No presente trabalho, foi dada ênfase maior às fases 1 e 3.

III.1 Registro Cineangiográfico

No presente trabalho, foram utilizados equipamentos convencionais de cineangiografia (Siemens modelo Gigantos).

O modo de operação dos equipamentos e a técnica de cateterismo usada, foram as mais próximas dos convencionais, com objetivo de introduzir o mínimo de mudança dos procedimentos já rotineiros.

Para os registros f_1 , f_2 , e f_6 , foi utilizado um filtro de 7 mm Al, a fim de obter-se uma relação próxima da exponencial (Lei Lambert-Beer⁽⁷⁾).

Nos demais registros, utilizou-se o filtro padrão de 3 mm Al, próprio do equipamento.

A estimativa do fluxo por cineangiografia foi obtido, tendo-se como objeto de estudo um sistema de fluxo conhecido, ilustrado na fig. III.1.

Para o ensaio f_6 , foi colocado em série neste sistema, entre a caixa de nível constante e a injeção de contraste, uma bomba tipo rolete, utilizada em cirurgia extracorpórea.

Durante a tomada de cineangiografia, para este sistema, foram adotados os seguintes cuidados:

1. Câmera e mesa imóveis durante todo o transcorrer da filmagem
2. Início da injeção de contraste (Hypaque 75%) após estabilização do equipamento de Raio X (2 a 3 segundos) e término da filmagem após a plena passagem do contraste.
3. Injeção mínima de contraste inicial no posicionamento da região em estudo (apenas para visualização)
4. Injeção de contraste para registro, após absorção de grande parte do contraste já injetado inicialmente

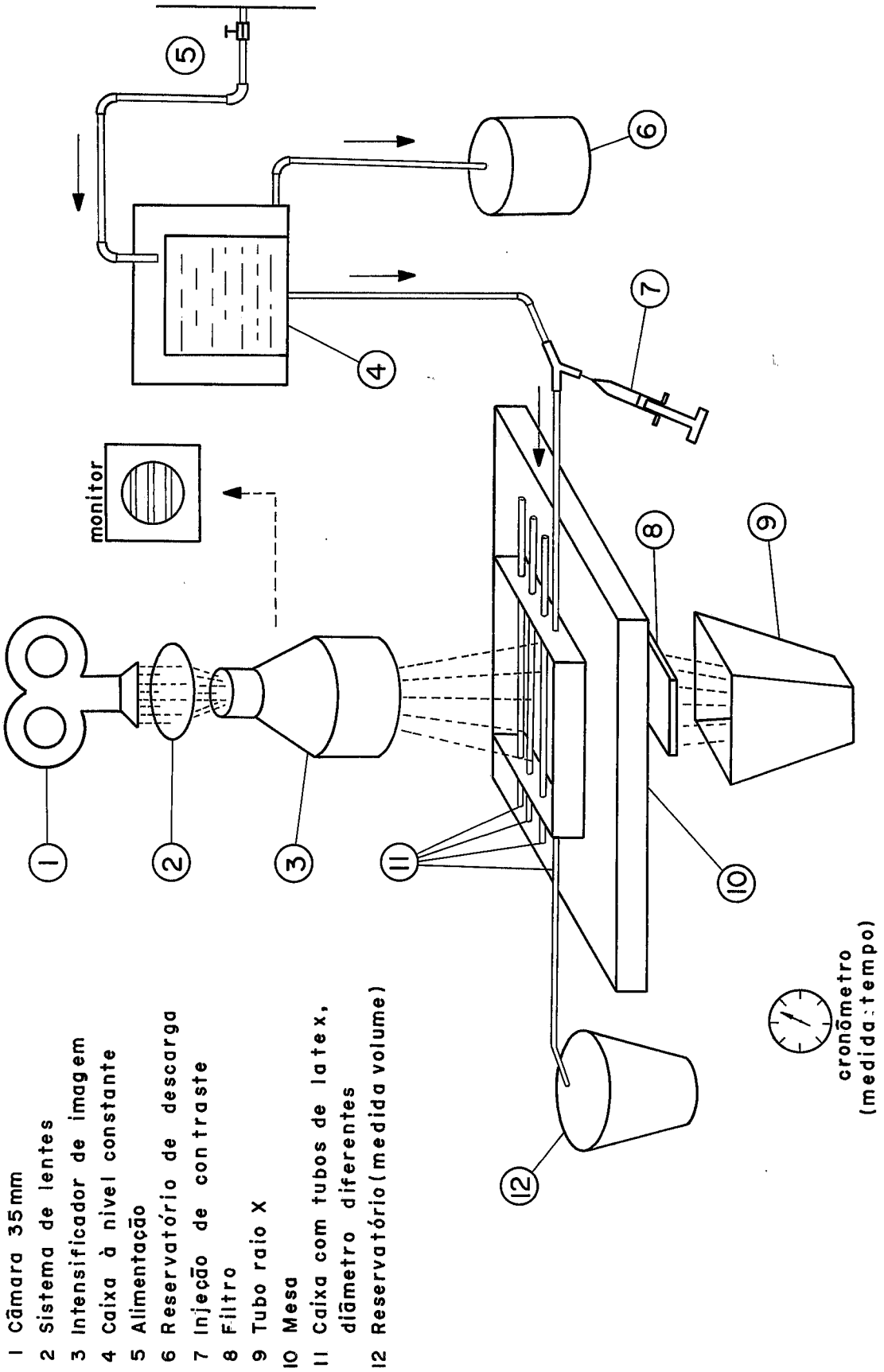


FIGURA III.1 SISTEMA PARA SIMULAÇÃO DE FLUXO CONSTANTE

5. Injeção de contraste numa região longe da região focalizada e em sentido contrário ao sentido do fluxo, para plena mistura do contraste e do fluido circulante.

As estimativas do volume ventricular e da insuficiência aórtica, foram obtidas a partir de cineangiografias realizadas no Instituto Estadual de Radiologia e Medicina Nuclear - IERMN - do Rio de Janeiro.

Foram escolhidas, para o processamento, as cineangiografias, na qual a mesa e a câmera de filmar permaneceram imóveis durante o período em que se quer captar o sinal de contraste. No caso do processamento de parâmetro vascular escolheu-se aquelas em que todo o contorno do VE encontra-se visível.

Os registros angiográficos foram obtidos para a Ventriculografia esquerda e para o funcionamento valvar aórtico, nas posições Oblíqua Anterior Direita (OAD) e Perfil Esquerdo (PE), respectivamente. Em ambos os casos foram utilizados cerca de 40 a 60 ml de Hypaque a 75%.

III.2 Processamento Laboratorial do Filme

Foram utilizados os filmes 35 mm, Kodak Plus X, nas cineangiografias originais. Nas cópias processadas os filmes utilizados eram ORWO.

O processo de revelação foi realizado nos laboratórios especializados, seguindo-se os procedimentos habituais.

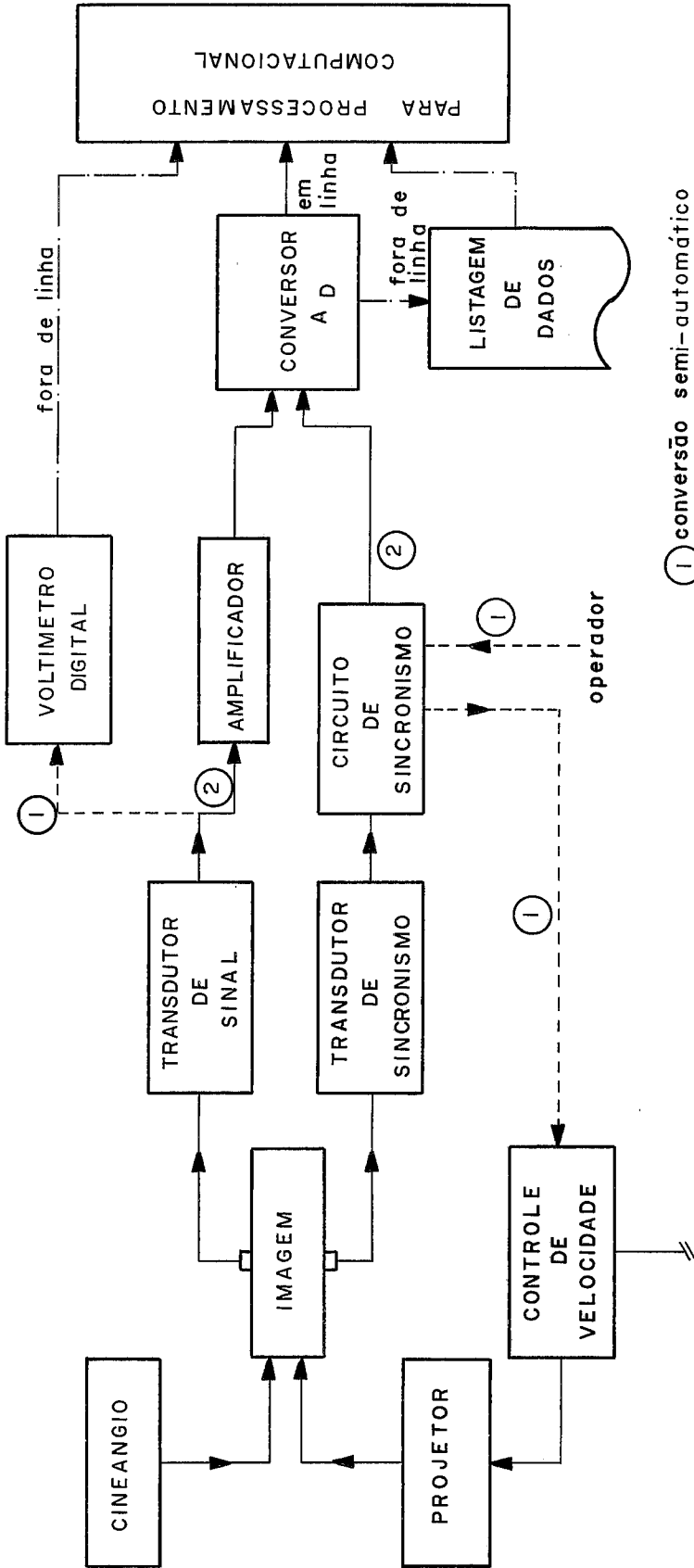
III.3.a Conversão Ótico-Elétrico do Sinal

O sistema de captação do sinal ótico e sua conversão e registro para processamento dos parâmetros de fluxo e fração de regurgitação pode ser visto no diagrama III.1. Para a captação, foi montado um projetor de cine, adaptado a partir de um projetor de slides PROJEFIX (vide foto III.1), e uma tela que permite o movimento em duas dimensões para pequenos ajustes de posição das fotocélulas (foto III.2).

Os transdutores ótico-elétricos de sinal, utilizados foram as fotocélulas S10 10G E 6 PL, fabricadas pela Internacional Rectifier, cujas características foram analisadas através do fotômetro Sekonic L28C, e voltímetro digital Tektronix 7D13, para observar-se seu desempenho e corrigir possíveis não linearidades.

Foi montado um sistema de sincronismo com entrada por sistema ótico, que permite na conversão A/D, a indicação da posição adequada do quadro na tela, podendo ser esta, usada de dois modos: Automático ou Semi-automático. No primeiro sistema, o circuito de sincronismo indica ao conversor A/D, através de um pulso, a posição adequada do quadro na tela e só nesta situação o sinal, que é constantemente amostrado pelo conversor, é retido pelo computador. Neste sistema foi utilizado o computador PDP-12 do Laboratório de Bionica do Programa de Engenharia Biomédica da COPPE.

No segundo sistema, o circuito de sincronismo age sobre o motor provocando a parada do quadro na posição adequada. Após a leitura do valor em um voltímetro digital, foi utilizado o voltímetro Tektronix 7D13, para osciloscópio 7704, o operador aciona o circuito através de um interruptor, fazendo repetir o ciclo, parando no próximo quadro.



- ① conversão semi-automática
- ② conversão automática

DIAGRAMA - III - I

SISTEMA DE CAPTAÇÃO DO SINAL ÓTICO P/ PROCESSAMENTO

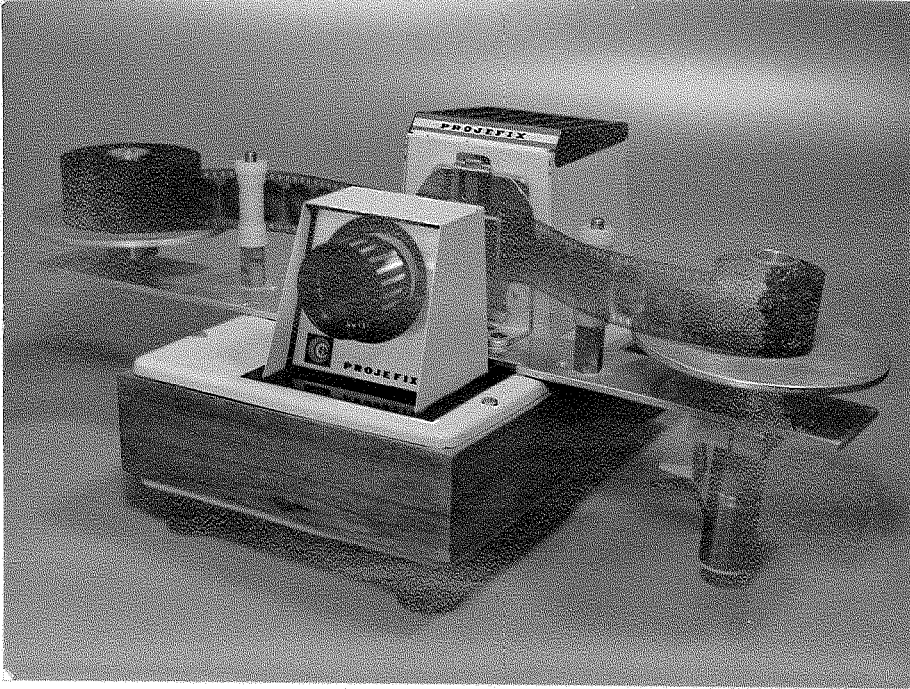


Foto III . 1

Projektor utilizado na cineangiodesitometria

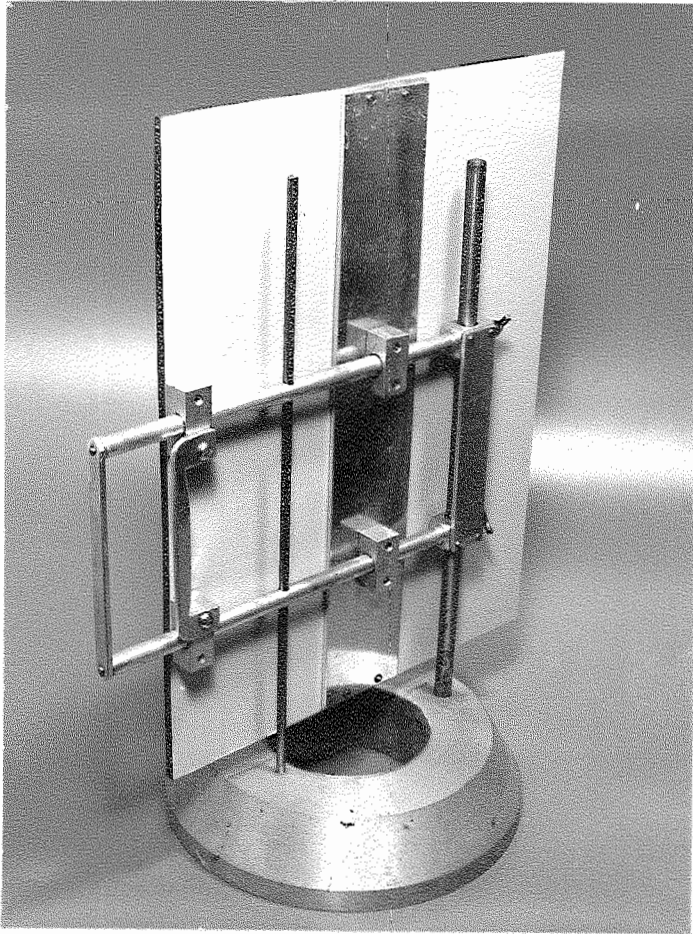


Foto III . 2

Vista posterior da tela utilizada na captação de sinais. Observa-se o mecanismo de movimentação.

No presente trabalho, a conversão das experiências f_6 e f_7 , foi realizada no sistema automático e as demais pelo sistema semi-automático.

O circuito de sincronismo foi baseado no circuito de controle automático do nível do oxigenador⁽¹⁴⁾ e o circuito de ajuste de variação da velocidade do motor é o mesmo utilizado na Bomba de Infusão Contínua⁽²⁸⁾, ambas produzidas no Centro Experimental de Pesquisas em Bioengenharia - CEPEB do Instituto do Coração do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo. Uma vista panorâmica do sistema de captação encontra-se na foto III.3.

III.3.b Registro da Projeção Ventricular

Para o registro de dimensões, necessário ao cálculo do volume Ventricular, foi utilizado o sistema semi-automático de passagem do filme descrito no item anterior. Após a parada do quadro na posição adequada, copiou-se em folhas separadas, os contornos da projeção da cavidade ventricular, para posterior processamento.

III.4 Processamento do Sinal

III.4.1 Tratamento Matemático

Os parâmetros cardiovasculares em estudo, receberam o seguinte

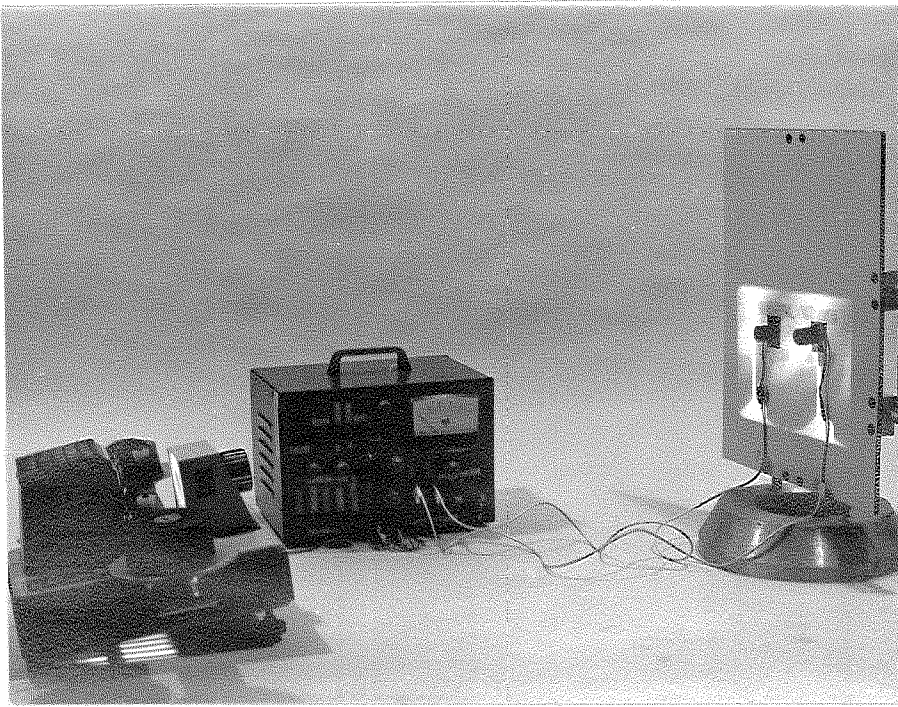


Foto III. 3

Vista geral do sistema de captação: proje_ tor (esquerda); circuitos de captação, sincronismo e velocidade do motor (centro) e tela (direita).

te tratamento matemático:

III.4.1.a Fluxo

O método utilizado para o cálculo do fluxo baseia-se no cálculo do tempo médio de trânsito do fluido em duas posições do seu vaso condutor, utilizado tanto para grande escoamento em hidráulica por injeção de isótopos⁽²³⁾, ou já utilizada para experiências similares do fluxo sanguíneo por diversos autores^(4,8,33,36,40).

Nesta método, o fluxo médio é dado por:

$$Q = \frac{A \cdot l}{t}$$

onde, A = área da seção transversal do vaso condutor
 l = distância entre os dois pontos do vaso
 t = tempo médio entre as curvas de passagem do contraste injetado, nos dois pontos considerados.

O cálculo de t , é obtido a partir do deslocamento do centro de gravidade das duas curvas consideradas. Assim:

$$t = \frac{\int C_1 t dt}{\int C_1 dt} - \frac{\int C_2 t dt}{\int C_2 dt}$$

C_1 = curva de concentração no ponto 1.
 C_2 = curva de concentração no ponto 2.

No presente trabalho:

$$Q = \frac{\pi \phi^2 \cdot l}{4t} \times (1/K^3), \quad \text{onde considera-se o vaso}$$

sanguíneo como um cilindro, de comprimento l (extremos nos pontos de captação das curvas de concentração de contraste) e diâmetro ϕ , igual ao diâmetro médio em 8 posições diferentes da mesma imagem num quadro e em 5 quadros aleatoriamente escolhidos, e K é o fator de correção entre as dimensões na projeção da imagem e o seu valor real.

III.4.1.b Volume

O cálculo do Volume Ventricular Esquerdo, foi obtido utilizando-se o modelo da elipsóide desenvolvido por Arvidsson para a técnica do biplano⁽³⁾ e adaptado por Greene e col⁽¹⁶⁾ e Snow e col⁽⁴²⁾, para a cineangiografia uniplanar em posição OAD, e corrigidas por Bentivoglio, posteriormente, pelo método Dodge e col⁽⁶⁾. Nestes modelos, o eixo menor da elipsóide invisível nesta projeção é assumido como igual ao eixo menor visível nesta projeção ou 0,85 deste. Assim:

$$V = \frac{\pi}{6} f K^3 LM^2, \quad \text{onde, } K = \text{constante de correção dimensional}$$

$L = \text{eixo maior da elipsóide}$

$M = \text{eixo menor da elipsóide}$

$f = 1$ (método Greene) ou $0,85$ (método Snow)

As correções realizadas por Bentivoglio e col, pelo método de Dodge e col, são dadas por:

$$V' = 0,78V + 2,60 \quad (\text{modelo Greene e col})$$

$$V' = 1,14V + 2,06 \quad (\text{modelo Snow e col})$$

III.4.1.c Fração de Regurgitação

Para o cálculo da Fração de Regurgitação Aórtica, foi adotado o modelo dado por:

$$FR = \left[\int_{t_2}^{t_1} C_{ve} dt \right] / \left[\int_{t_1}^{t_2} C_{ao} dt \right]$$

Onde, C_{ao} é a curva de opacidade na Aorta na proximidade da válvula aórtica, C_{ve} é a curva de opacidade na região do VE, onde ocorre maior fluxo de contraste Aorta-Ventrículo, e t_1 = início do primeiro ciclo cardíaco após início da injeção; t_2 = fim de primeiro ciclo cardíaco após início da injeção.

III.4.1.d Tratamento Estatístico

Os dados experimentais foram relacionados através do índice

de correlação e sua linearidade observada pela aproximação linear, pelo método dos mínimos quadrados (regressão linear⁽²⁹⁾).

O cálculo da relação linear foi obtido pela fórmula:

$$y = ax + b ,$$

$$\text{onde,} \quad a = \frac{\sum xy - \sum x \sum y/n}{\sum x^2 - \frac{(\sum x)^2}{n}} \quad \text{e} \quad b = \frac{\sum y}{n} - a \frac{\sum x}{n}$$

e o índice de correlação dado por:

$$r = \frac{\sum xy - (\sum x \sum y)/n}{\left(\sum x^2 - \frac{(\sum x)^2}{n} \right) \left(\sum y^2 - \frac{(\sum y)^2}{n} \right)^{\frac{1}{2}}}$$

onde, n é o número de dados por variável, x e y são as variáveis em estudo, e o \sum , é o somatório realizado no intervalo da primeira à enésima variável.

Os cálculos e o traçado do gráfico final, foi realizado na calculadora H9830 e seus periféricos, através de programa previamente elaborado para entrada de dados pelo teclado.

III.4.1.e Filtragem Digital

Com objetivo ruídos introduzidos durante o registro e a captação do sinal de passagem do fluido, na estimativa do fluxo foi realizado a filtragem dos sinais, através de um filtro digital não causal, dado por:

$$Y_i = \frac{\sum_{j=i-k}^{i+k} Y_j}{2k+1}$$

sendo: Y_i o valor do sinal filtrado no tempo $i \times \Delta t$, e Y_j o valor do sinal captado no tempo $j \times \Delta t$.

No presente trabalho, foi adotado $k=3$, com frequência de corte de 1,5235 Hz.

III.4.2 Compensação do Sinal de Contraste

Para compensação dos ruídos introduzidos no sinal devido ao sistema de controle automático do equipamento de Raio X, aos efeitos de revelação do filme e à concentração de contraste de fundo constante e/ou variável (recirculação), foi captado um sinal próximo ao ponto aonde se quer obter o sinal para processamento.

Com este sinal auxiliar, estabeleceu-se cinco (5) modelos

diferentes de compensação, a fim de obter-se a melhor estimativa do sinal a ser trabalhado no cálculo dos parâmetros de fluxo de regurgitação valvular.

$$1. \quad V_i = (A_i - C_i) - (A_o - C_o)$$

$$2. \quad V_i = \lg \frac{(A_i - C_o)}{C_i - A_o}$$

$$3. \quad V_i = A_i - A_o$$

$$4. \quad V_i = \lg \left(\frac{A_i}{A_o} \right)$$

$$5. \quad V_i = \lg \frac{(A_i - A_o)}{C_i - C_o}$$

aonde, A_i e C_i São respectivamente os valores dos sinais A (no ponto aonde se quer obter o sinal para processamento), e C (sinal ' de fundo próximo ao ponto de captação de A), no instante ' $i \times \Delta t$, onde Δt é o inverso do número de quadros por segundo do filme, (1/24 seg);

A_o e C_o são os valores de A e C para $i = 0$, ou seja, aonde inicia se o processo de passagem de contraste, e V_i valor do sinal compensado no tempo $i \times \Delta t$.

Para a estimativa da Fração de Regurgitação valvar, foram ado

tados dois modelos:

$$1. \quad C_{ve}(I) = C'_{ve}(I) - C''_{ve}(I)$$

$$C_{ao}(I) = C'_{ao}(I) - C''_{ao}(I)$$

$$2. \quad C_{ve}(I) = C'_{ve}(I) - C''_{ve}(I) - M_{ve}$$

$$C_{ao}(I) = C'_{ao}(I) - C''_{ao}(I) - M_{ao}$$

onde, M_{ve} - Diferença entre C_{ve} e C'_{ve} antes da injeção de contraste

M_{ao} - Diferença entre C_{ao} e C'_{ao} antes da injeção de contraste

$C_{ve}(I)$ Sinal de opacidade no Ventrículo Esquerdo em $I \times \Delta t$

$C'_{ao}(I)$ Sinal de opacidade na Aorta $I \times \Delta t$

$C''_{ve}(I)$ Sinal de fundo no Ventrículo Esquerdo em $I \times \Delta t$

$C''_{ao}(I)$ Sinal de fundo na Aorta em $I \times \Delta t$

III.4.3 Técnica de Captação e Registro

A captação e registro de sinal ótico foi realizada seguindo-se os critérios seguintes:

III.4.3.a Fluxo

Para o sinal de fluxo, inicialmente põe-se o filme na região de máxima passagem de contraste e em alguns quadros, retira-se, em folhas separadas, o contorno do vaso condutor para o cálculo do diâmetro médio. Nesta mesma região, marca-se a posição das fotocélulas para captação dos quatro (4) sinais necessários ao processamento. Dois sobre o vaso, e dois próximos aos anteriores, mas fora do mesmo (sinais de compensação), vide fig. III.2.

Após este registro, volta-se o filme ao início e começa-se com as duas (2) fotocélulas nos pontos sobre o vaso, a amostragem dos sinais.

O registro dos sinais de fundo são realizados com as mesmas fotocélulas, tomando-se o cuidado para manter-se a mesma posição relativa das mesmas. Isto é possível, pela realização do deslocamento da tela na posição y , (no caso, o vaso está na direção x).

III.4.3.b Fração de Regurgitação Aórtica

Projetando-se o filme sobre uma folha de papel fixa na tela, observa-se na região próxima ao fim de uma diástole (aorta bastante visível) o movimento provocado pela aorta durante o ciclo cardíaco e a região de maior refluxo ao VE.

No ponto médio da luz da aorta, entre o cateter e as cúspides valvares, posiciona-se a fotocélula captadora do sinal aórtico.

Na posição de máximo refluxo, posiciona-se a fotocélula de captação do sinal ventricular (vide foto V.3).

O sinal de compensação (fundo) ventricular é captado em região não muito próxima do ponto original a fim de obter-se a maior influência, da recirculação e menor do refluxo aórtico.

O sinal de compensação da aorta, é captado em posição próxima da mesma, mas que fique fora desta, em qualquer posição que esta assuma durante o ciclo cardíaco.

III.4.3.c Volume

Escolhida a sequência do ciclo cardíaco, após a injeção e onde não ocorra extrasístole, marca-se o contorno do Ventrículo, do Átrio adjacente e da Aorta, em folhas de papel separadas e devidamente numerada para identificação do quadro correspondente.

Aonde ocorre o recorte denteado do contorno ventricular, devido aos músculos papilares e trabeculações, é feito um traçado sobrepondo-se à estas ondulações, fazendo-se com que esta inclua toda área opacificada⁽¹⁶⁾ (vide foto III.4).

Terminada esta fase, inicia-se os traçados dos eixos. Pelo método de Greene e col, fig III.3.a, o eixo maior (L) começa na intersecção

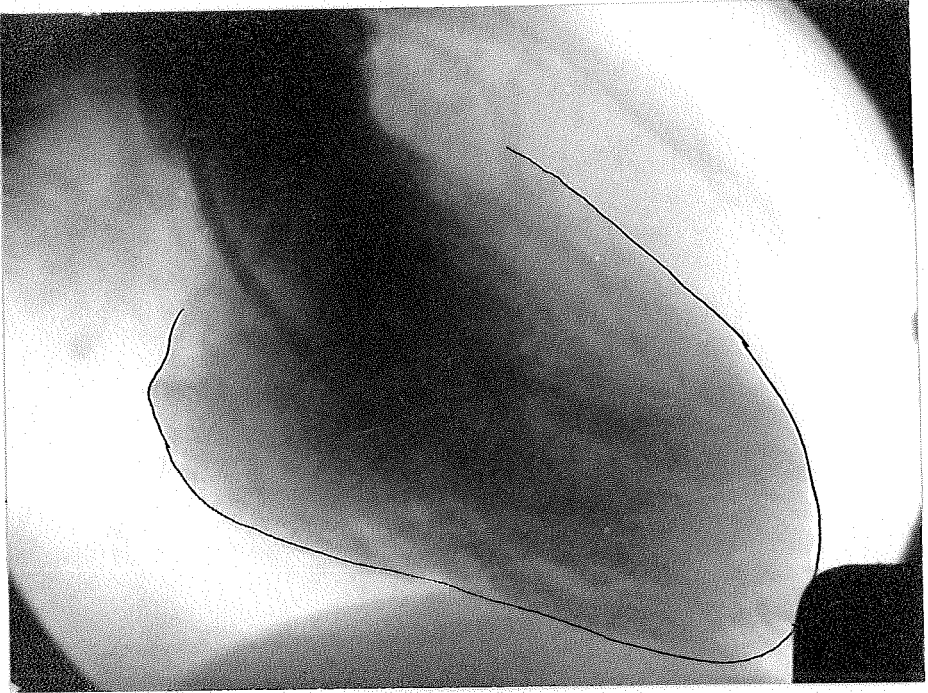


Foto III.4

Traçado do contorno ventricular sobrepondo-se às ondulações devido aos m \bar{u} sculos papilares e trabeculações.

Figura III.2

Posições das fotocelulas captadoras de sinais, para a estimação do fluxo.

A e B - Captação dos sinais

C e D - Captação dos sinais de compensação de A e B, respectivamente.

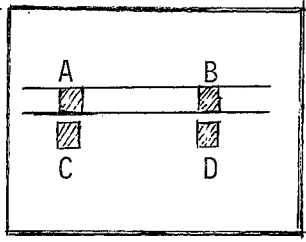


Figura III.3

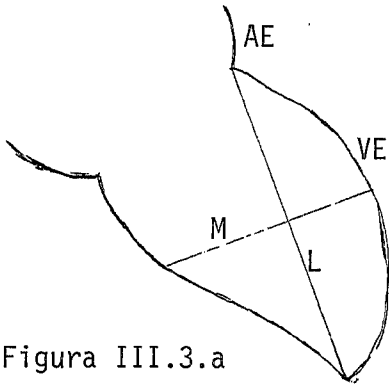


Figura III.3.a

Traçado dos Eixos da Elipse - Método Greene

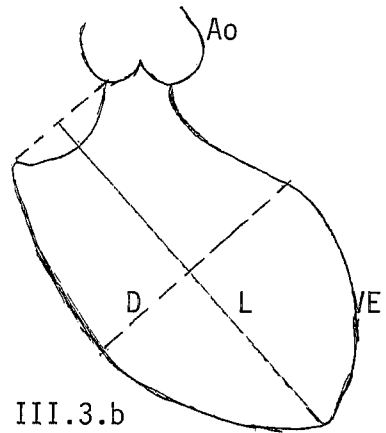


Figura III.3.b

Traçado dos Eixos da Elipse pelo Método de Snow.

L - Eixo Maior

M - Eixo Menor

da borda esquerda do Átrio Esquerdo com o traçado do Ventrículo e termina na ponta mais distal do apex ventricular. O eixo menor (M), tem direção perpendicular ao eixo maior, passando por seu ponto médio, e suas extremidades acabam na intersecção com o contorno ventricular. Traçados os eixos, pode-se iniciar o processamento automático do volume⁽¹³⁾.

Pelo método Snow e col⁽⁴²⁾, fig. III.3.b, o eixo maior (L), começa no ponto médio do segmento cujas extremidades estão na intersecção da borda direita e esquerda do Átrio Esquerdo com o Ventrículo Esquerdo, e termina no ponto distal do apex ventricular. O eixo menor (M), é traçado de forma análoga ao método anterior.

III.4.3.d Índice de Correção Dimensional

A correção dimensional foi realizada, levando-se em conta como padrão o cateter utilizado para injeção de contraste. Para tal registrou-se, em folha separada, o contorno do mesmo em alguns (de 5 a 7) quadros aleatórios. Como o mesmo método utilizado para o cálculo do diâmetro do vaso no cálculo de fluxo, mede-se em cada um destes quadros 3 a 5 posições diferentes de diâmetros.

O diâmetro da projeção do cateter é dado pela média dos valores obtidos nestas medidas. Do conhecimento do valor real, do diâmetro do cateter utilizado, estima-se o Índice de correção dado por:

$$K = \frac{\Phi \text{ Projeção}}{\Phi \text{ Real}}$$

III.4.4 Processamento dos Dados

O sistema de processamento utilizado no cálculo dos parâmetros cardiovasculares em estudo, constou de uma calculadora HP 9830A, de 7,9 k de memória; uma impressora HP 9866A; um registrador X,Y HP 9862A, e um Digitalizador HP 9864A, pertencentes ao Instituto do Coração do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (foto III.5).

Para a estimulação do fluxo e da Fração de Regurgitação, os sinais amostrados automaticamente ou semi-automaticamente, foram armazenados em fita cassete (por entrada em teclado), e chamados durante o programa.

Para os cálculos dimensionais (Volume e Índice de correção dimensional), os dados entraram pelo Digitalizador. A linguagem utilizada, na programação, foi o HP BASIC.

Todas as fases de pré-processamento e de processamento, podem ser vistas nos diagramas III.2; III.3; III.4; III.5.

III.4.5 Método de Comparação dos resultados

Os resultados obtidos na estimulação do fluxo, foram comparados com as medidas de volume sobre tempo, realizadas durante o ensaio de tomada de cine (vide esquema III.1). O tempo médio de trânsito calculado, foi comparado pelo tempo médio de trânsito medido (t_m), dado por:

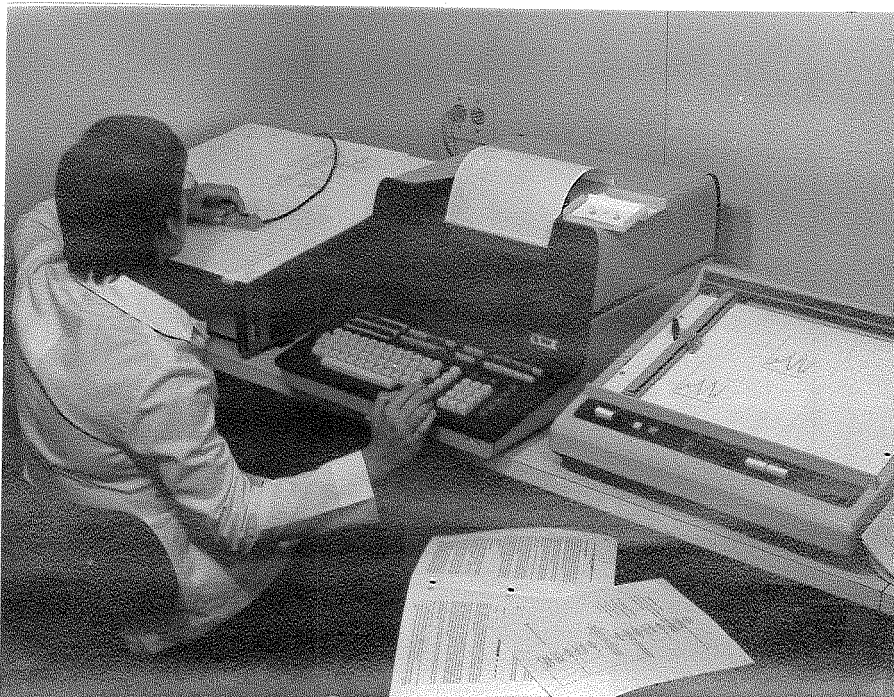


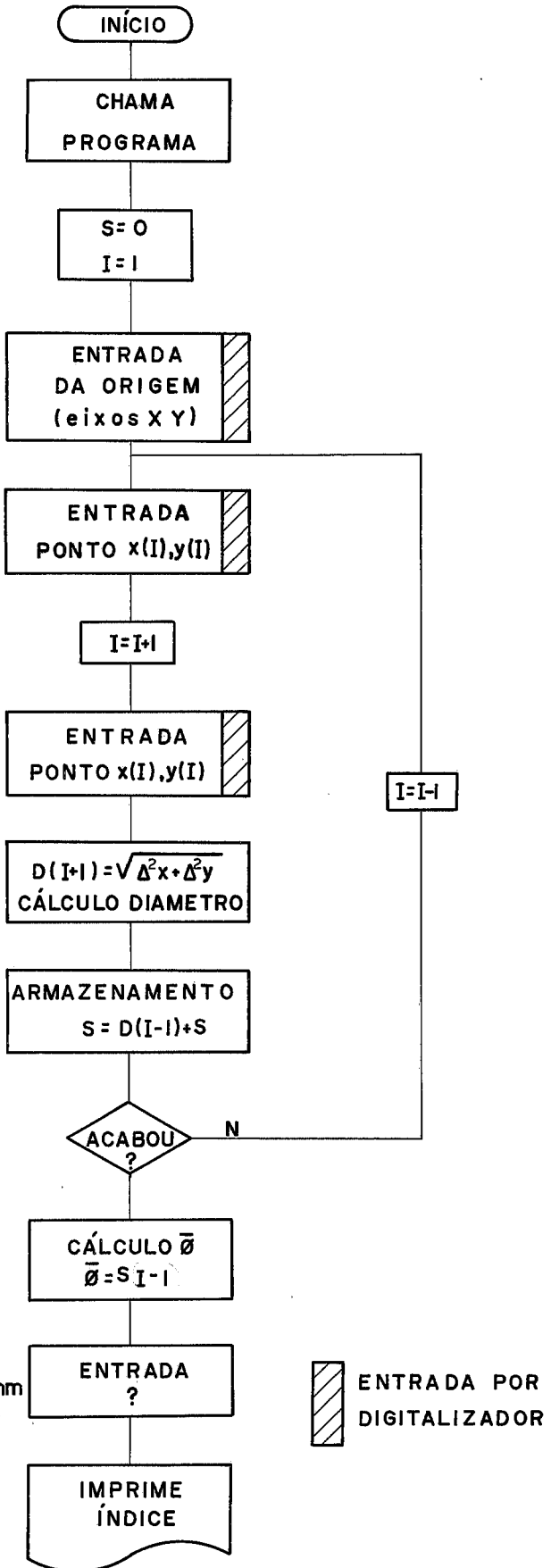
Foto III.5

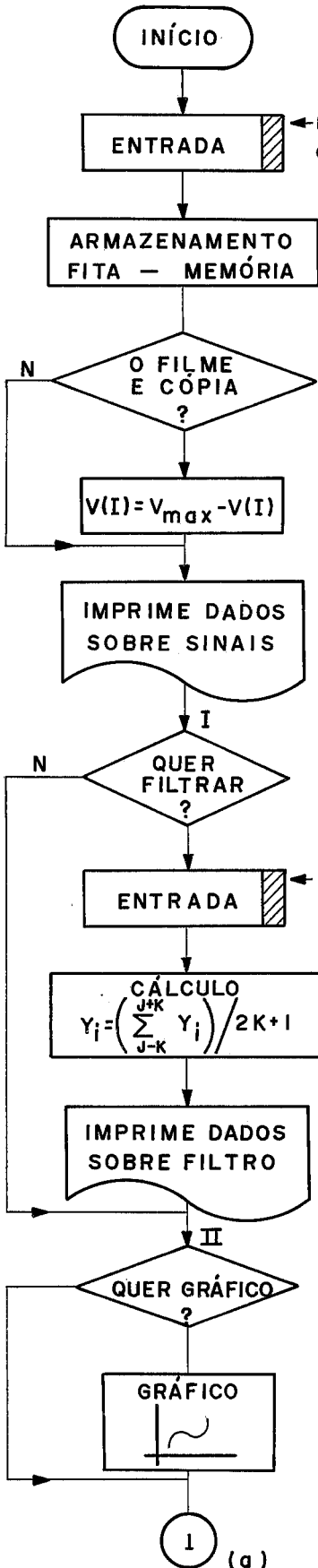
Ŝistema de processamento: digitalizador (esquerda),
calculadora (centro) e traçador gr̃afico (direita).

DIAGRAMA III.2

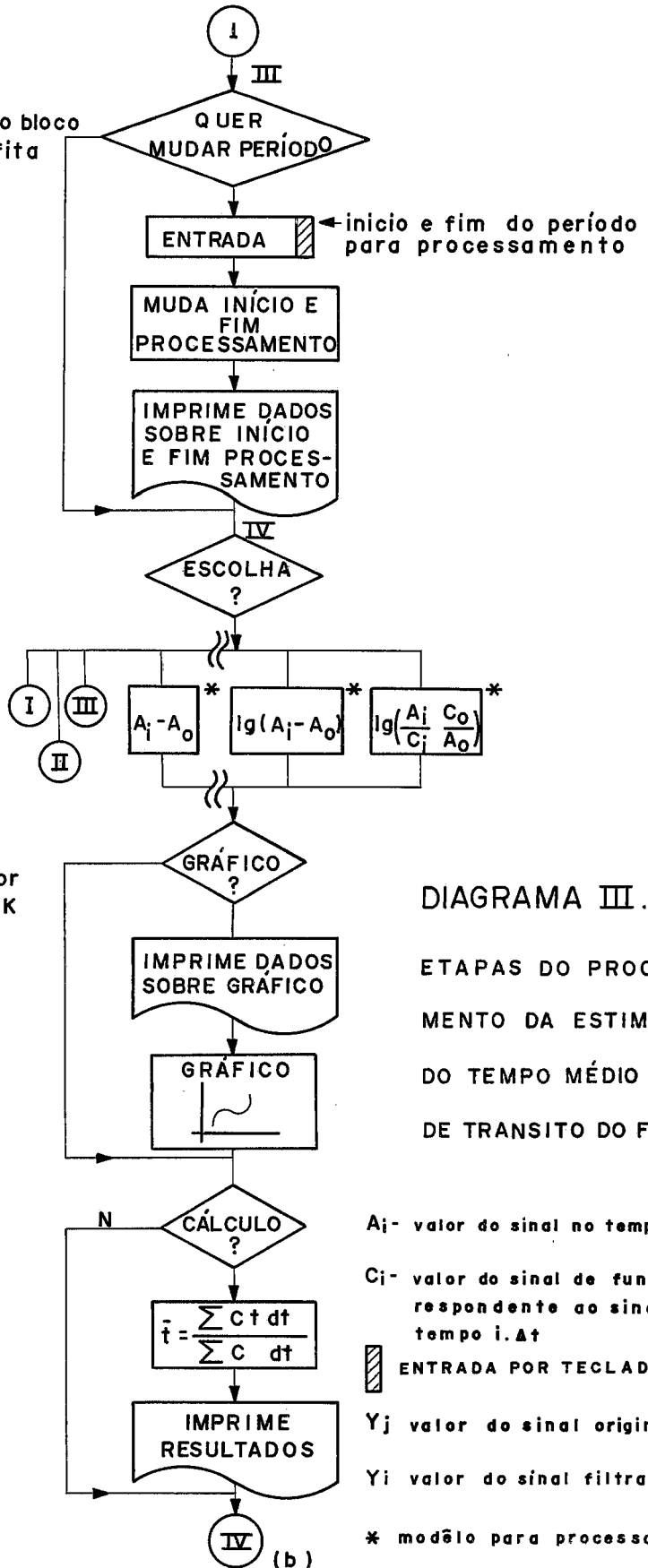
Fluxograma do cálculo do índice de correção dimensional

valor do cateter em mm





1 (a)



IV (b)

DIAGRAMA III.3

ETAPAS DO PROCESSAMENTO DA ESTIMATIVA DO TEMPO MÉDIO DE TRANSITO DO FLUXO

A_i - valor do sinal no tempo $i \cdot \Delta t$
 C_i - valor do sinal de fundo correspondente ao sinal A_i no tempo $i \cdot \Delta t$

ENTRADA POR TECLADO

Y_j valor do sinal original

Y_i valor do sinal filtrado

* modelo para processamento

DIAGRAMA III-4

ETAPAS DO PROCESSAMENTO
DA ESTIMATIVA DA FRAÇÃO
DE REGURGITAÇÃO

C_{AO} sinal de opacidade
na Aorta


C_{VE} sinal de opacidade
no VE

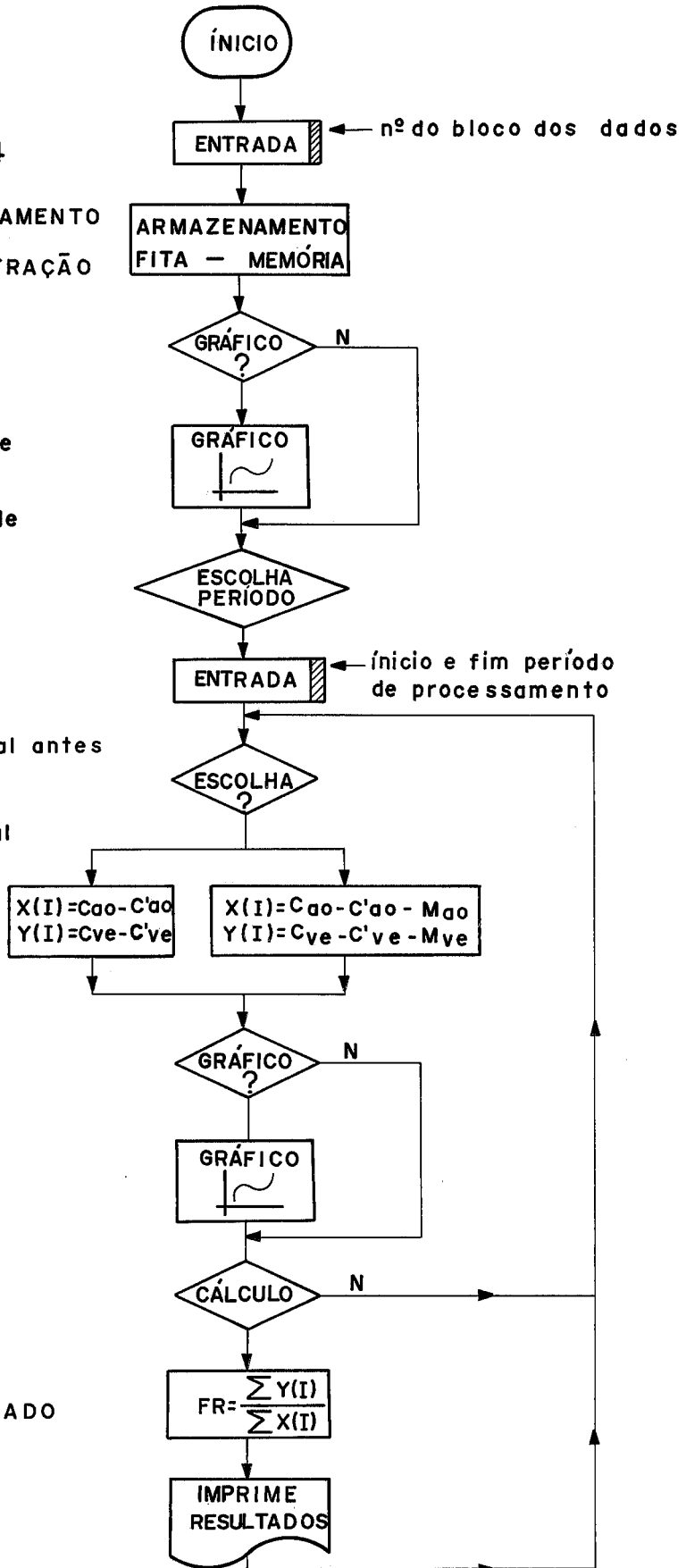
C'_{AO} sinal de fundo
na Aorta

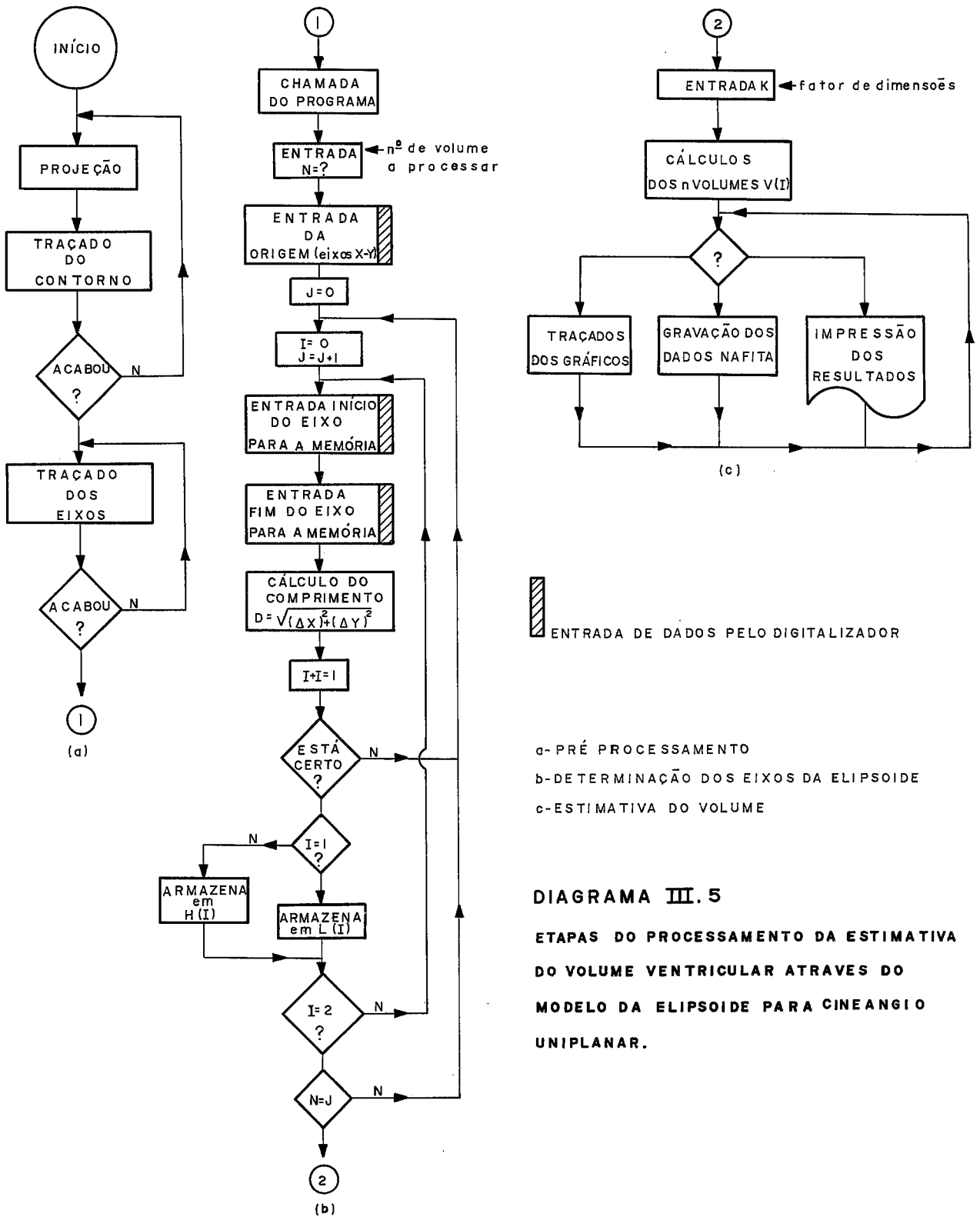
C'_{VE} sinal de fundo
do VE

M_{ve} diferença de sinal antes
da injeção no VE

M_{ao} diferença de sinal
antes da injeção
no AO

 ENTRADA POR TECLADO





$$t_m = \frac{\pi \bar{\Phi}_r^3 \cdot l_p}{\bar{\Phi}_p \cdot V \cdot 4} \times t$$

onde, $\bar{\Phi}_p$ é o diâmetro médio do tubo na projeção

$\bar{\Phi}_r$ é o diâmetro real do tubo

V é o volume medido no tempo t durante os ensaios

l_p é o comprimento entre as fotocélulas na projeção

t é o tempo medido nos ensaios

Quanto à estimação de volume e Fração de Regurgitação Aórtica, a validade dos métodos empregados foi observada através da análise clínica, realizada por Dr. E.A. Saad e col, no Instituto Estadual de Radiologia e Medicina Nuclear no Rio de Janeiro.

Nas estimativas dos volumes ventriculares esquerdos, foram utilizados três ventriculografias de pacientes considerados com VE normais.

Para comparação da estimativa da Fração de Regurgitação Aórtica, foi adotado o critério proposto por Sellers⁽⁴⁶⁾, dado por:

+/4 Somente um jato de regurgitação e visto na cineangiografia

++/4 Jato de regurgitação e pouca opacificação no VE

+++/4 Densa opacificação no VE

+++/4 Opacificação no VE maior que na Aorta

CAPÍTULO IV

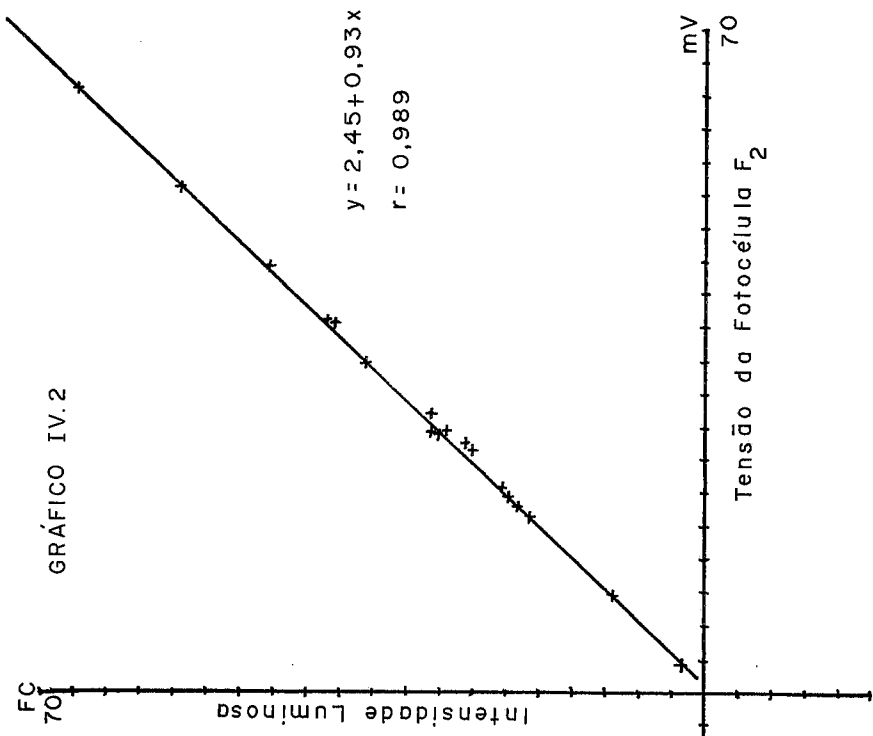
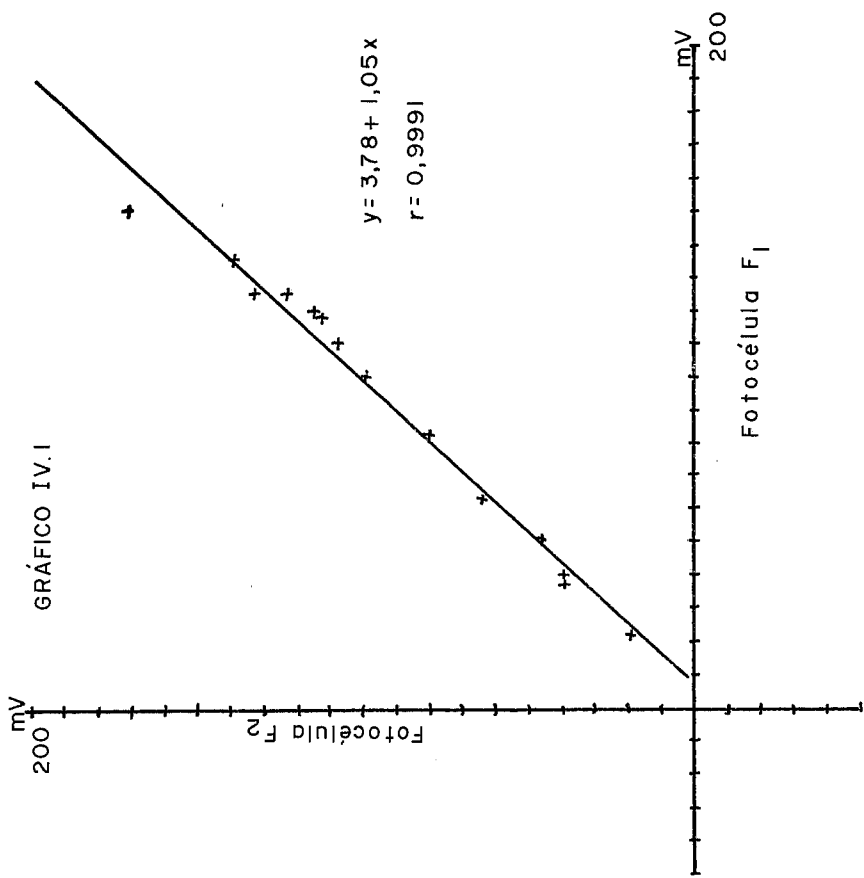
RESULTADOS

IV.1 Desempenho do Sistema de Captação

As fotocélulas utilizadas com transdutores óticos elétricos são correlacionadas linearmente por $V_{f2} = 3,78 + 1,05 V_{f1}$, onde V_{f2} e V_{f1} , são as tensões em milivolts com carga de 500 Ohms em seus terminais. Estas possuem um índice de correlação $r = 0,991$.

A curva característica da fotocélula F_2 , indicou uma relação linear entre a Intensidade Luminosa (em Fotocandelas) e a tensão em seus terminais, com uma resistência de 500 Ω , dada por: Y (em FC) = $2,45 + 0,93X$ (em mV), com índice de correlação de 0,989.

O exposto acima, pode ser observado nos gráficos IV.1 e IV.2.



Na foto IV.1 tem-se a correspondência dos sinais captados simultaneamente, pelas tocélulas F_1 e F_2 , em pontos próximos.

O circuito de controle de velocidade do motor responsável pela passagem do filme no projetor, apresentou uma boa sensibilidade, permitindo variar a sua velocidade entre 1,2 a 16 rotações por minuto, ou seja cerca de 30 a 300 quadros por minutos.

O circuito de sincronismo, possibilitou a amostragem dos sinais na conversão automática, em toda a faixa de velocidade de passagem do filme.

Na conversão semi-automática o posicionamento adequado do filme (desvio máximo de 1mm), ocorreu em velocidade de no máximo 45 quadros por minuto.

A visualização simultânea do sinal captado em um ponto qualquer do quadro e do sinal de sincronismo, encontra-se na foto IV.2. Na foto IV.3, observa-se em uma aortografia, os sinais na aorta (inferior) e no ventrículo esquerdo (superior). Esta foto polaroid, foi realizada fazendo-se com que a entrada do osciloscópio seja comutada para zero quando o quadro não se encontre na posição adequada. O sombreado que aparece em torno dos sinais, deve-se à largura do pulso de sincronismo causada pelo comprimento do intervalo entre-quadros e a inércia do sistema de sincronismo em voltar à posição inicial.

IV.2 Estimativa do Fluxo

Os tempos médios de trânsito calculados a partir das medidas efetuadas, encontram-se no quadro IV.1. No quadro IV.2, estão as estimativas destes tempos, calculados através dos diversos modelos de compensação para os ensaios realizados.

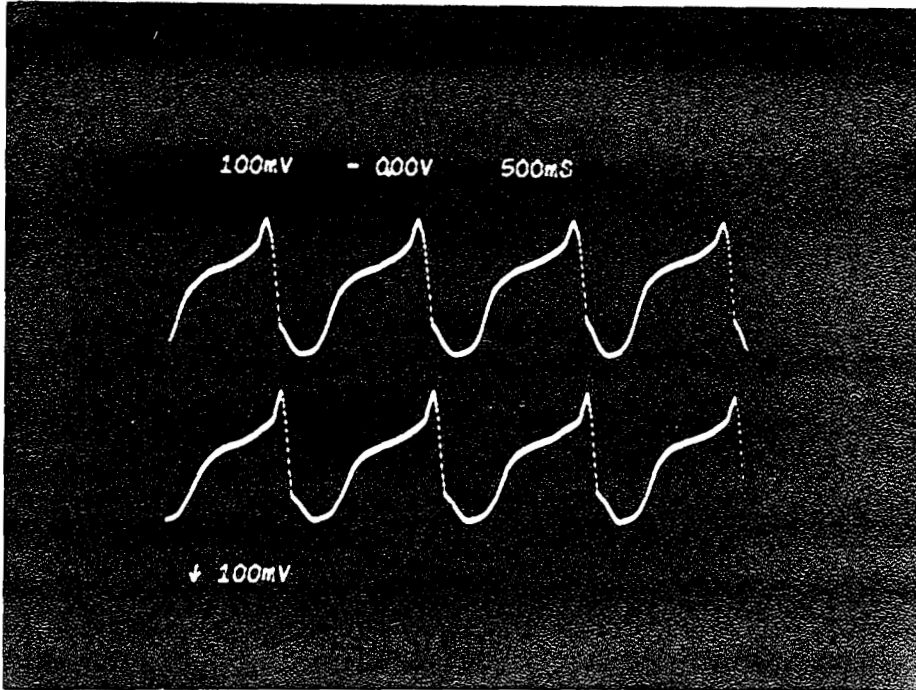


Foto IV - 1

Sinais captados pela fotocélula F_1 (superior) e F_2 (inferior) em pontos próximos.

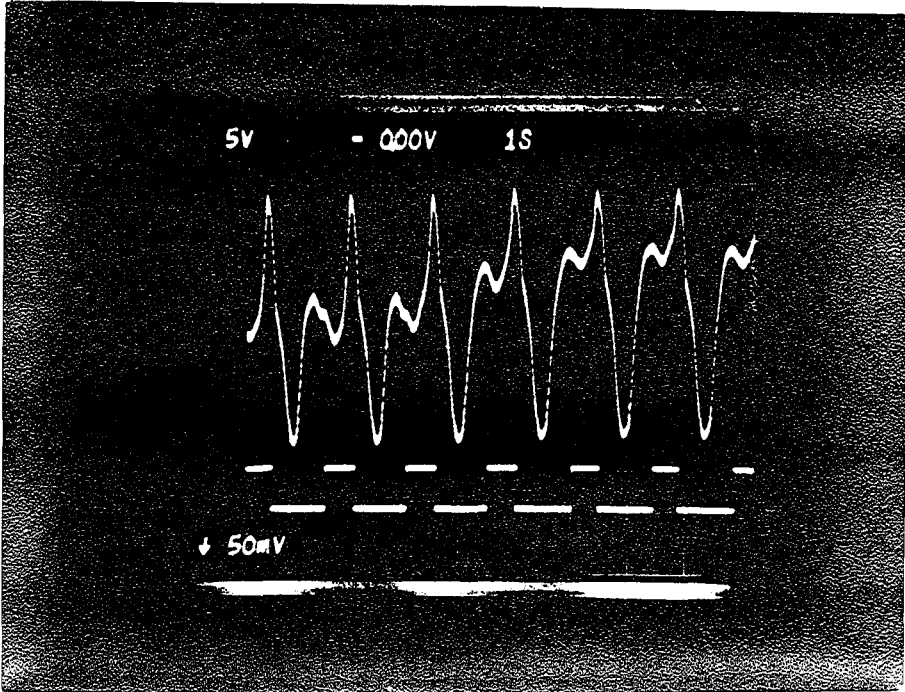


Foto IV-2

Sinal densitométrico captado pela fotocélula (sinal superior) e o sinal do circuito de sincronismo (sinal inferior). Observe-se o tempo de permanência do pulso de sincronismo devido ao intervalo entre quadros e a inércia do sistema a retornar a posição original.

Na amostragem análoga-digital o computador retém o sinal captado quando detecta a variação brusca do sinal de sincronismo.

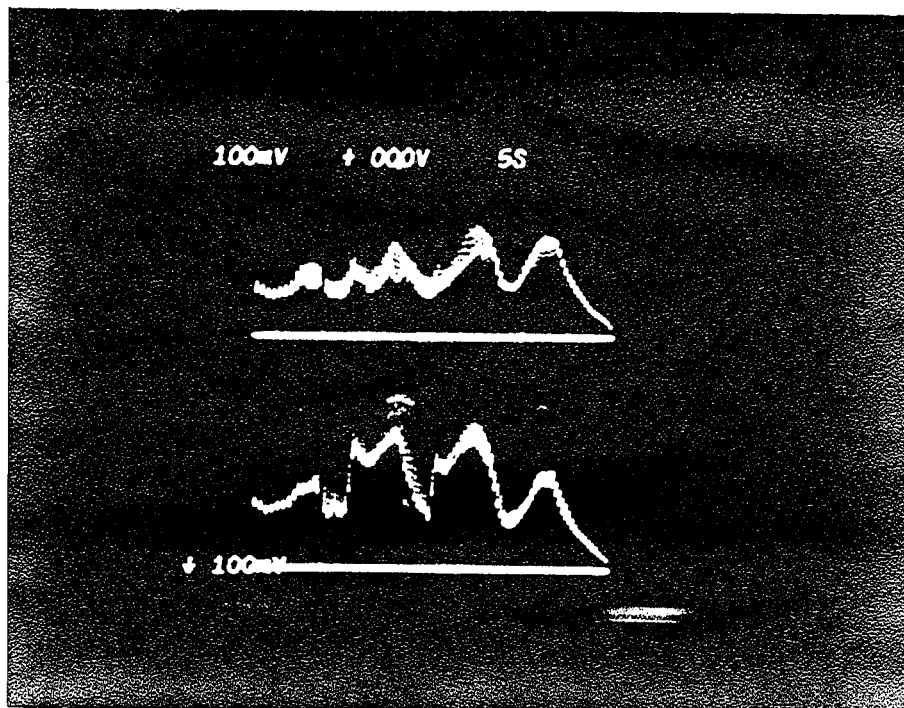


Foto IV - 3

Sinais captados na projeção de uma aortografia. O sinal superior é captado no Ventrículo Esquerdo e o inferior na Aorta. O sinal sincronismo chaveia os sinais para zero, quando o quadro não está na posição adequada.

Ensaio	ϕ_r	V_m	t	Q_m	l_p	ϕ_p	k	V_r	t_m
f ₁	1,40	900	12	75,00	7,8	1,69	1,21	9,93	0,132
f ₂	0,68	240	12	20,00	7,3	0,73	1,07	2,48	0,124
f ₃	0,68	200	10	20,00	7,34	0,79	1,162	2,295	0,114
f ₄	1,50	220	12	18,39	7,34	1,74	1,16	11,18	0,61
f ₅	1,50	225	12	18,75	7,34	1,74	1,16	11,18	0,596
f ₆	1,40	737	8,5	86,71	7,8	1,68	1,20	10,01	0,115
f ₇	0,42	345	13,5	25,56	7,16	0,484	1,153	0,86	0,0337

Quadro IV.1

Cálculo do Tempo Médio à Partir dos Dados Medidos.

ϕ_r = diâmetro real do tubo (cm)

ϕ_p = diâmetro do tubo em projeção (cm)

V_m = volume medido durante o ensaio (ml)

V_r = volume real do cilindro (ml)

k = fator de correção dimensional (ϕ_p / ϕ_r)

l_p = distancia entre as fotocelulas (cm)

t = tempo medido durante o ensaio

Q_m = fluxo medido (V_m/t) (ml/seg)

t_m = tempo médio de transito calculado pelas medidas (seg).

modelo ensaio	$A_i - A_0$	$(A_i - A_0) -$ $(C_i - C_0)$	\ln $(A_i - A_0)$	$\frac{A_i \cdot C_0}{\ln C_i \cdot A_0}$	$\frac{A_i - A_0}{\ln C_i - C_0}$	filtro	fluxo
f_1	0,142	0,072	0,144	0,138	0,084	7 mm	contínuo
f_2	0,180	0,196	0,188	0,262	0,168	7 mm	contínuo
f_3	0,146	0,188	0,160	0,084	0,128	3 mm	contínuo
f_4	0,266	0,960	0,270	0,560	1,080	7 mm	contínuo
f_5	0,324	0,296	0,220	0,632	0,474	3 mm	contínuo
f_6	0,130	0,276	0,100	0,24	0,122	3 mm	pulsátil
f_7	0,0228	0,0271	0,0394	0,0252	0,0375	3 mm	contínuo

Quadro IV.2

Cálculo do Tempo Médio (pela diferença dos centro de gravidade),
para os cinco (5) diferentes modelos.

A visualização dos sinais captados, relativos ao ensaio F_2 encontram-se nos gráficos IV.3 e IV.4. No primeiro gráfico, estão os sinais sobre o condutos, enquanto o gráfico seguinte representa os sinais de fundo em pontos próximos aos anteriores.

A eficiência do filtro digital implementado, pode ser observado no gráfico IV.5. Neste gráfico, está em pontilhado o sinal captado no ponto B, para o ensaio F_7 . A curva contínua representa o mesmo sinal após a filtragem digital.

Encontramos ainda, para o mesmo ensaio, superior do mesmo gráfico, as curvas dos sinais de passagem de contraste sobre o condutor, sem compensação.

IV.3 Estimativa da Fração de Regurgitação

Os resultados obtidos para a Fração de Regurgitação aórtica, pelo método utilizado, podem ser vistos no quadro IV.3. Neste quadro, encontra-se também, os resultados da análise semi-quantitativa pelo método SeeIers.

Nos gráficos IV.6 estão, como exemplo, as curvas compensadas pelos dois modelos, para dois dos casos analisados. Nos gráficos IV.6a e IV.6c, estão as curvas compensadas para o modelo $C' - C''$, para os itens R6 e R7. Nos gráficos IV.6b e IV.6d, encontram-se as curvas correspondentes ao modelo de compensação $C' - C'' - M$.

IV.4 Estimativa do Volume Ventricular Esquerdo

Os traçados dos contornos ventriculares esquerdos, em pequenos diastólico, para os casos AN Cine nº 642 e CC Cine nº 694, encontram-se nas figuras IV.1 e IV.2.

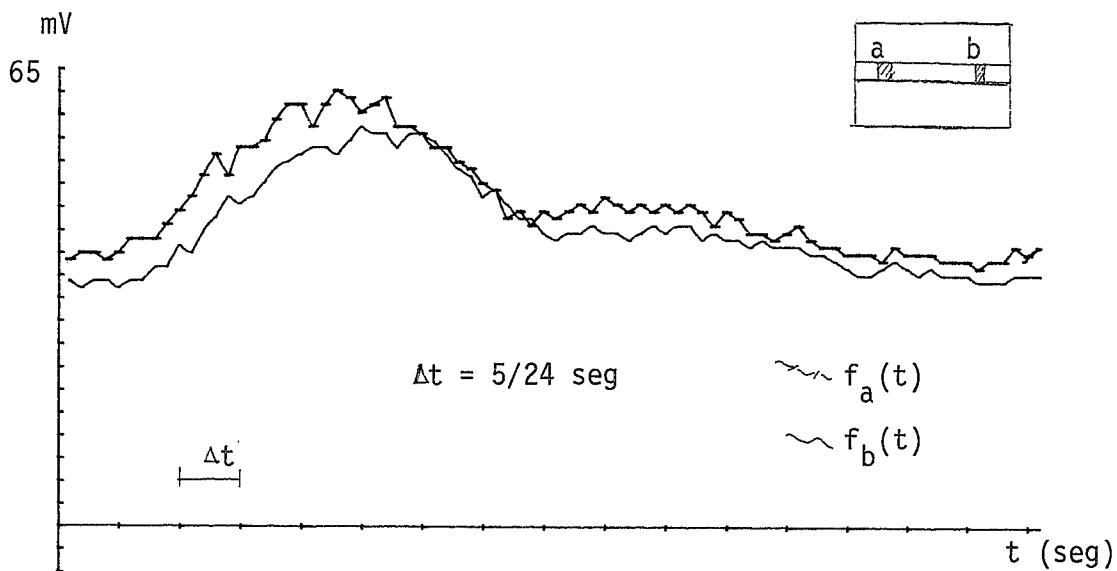


Gráfico IV.3 - Sinais sobre o condutor (ensaio f_2)

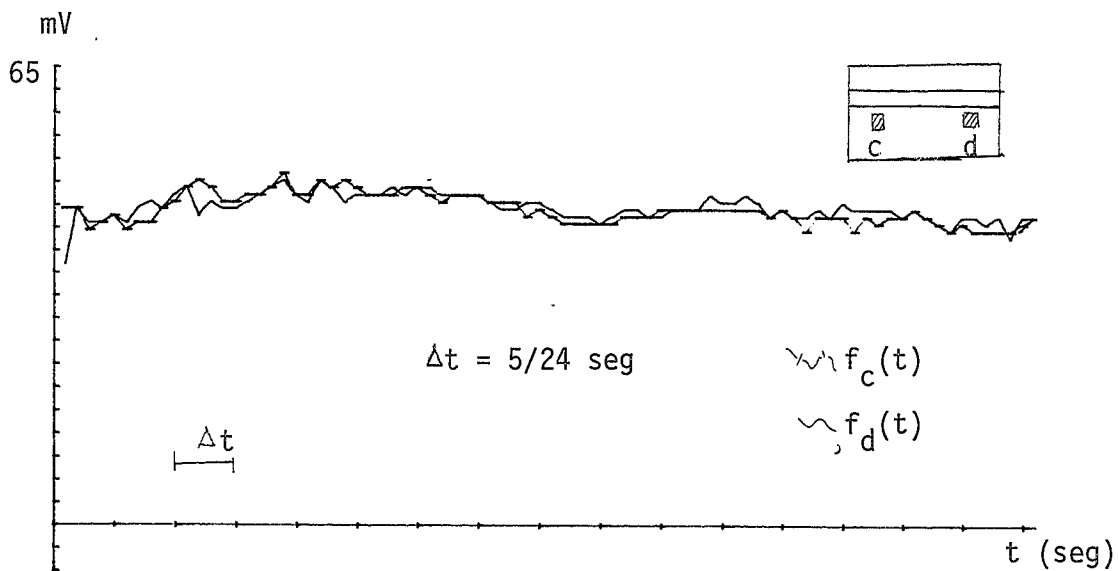


Gráfico IV.4 - Sinais de fundo (ensaio f_2)

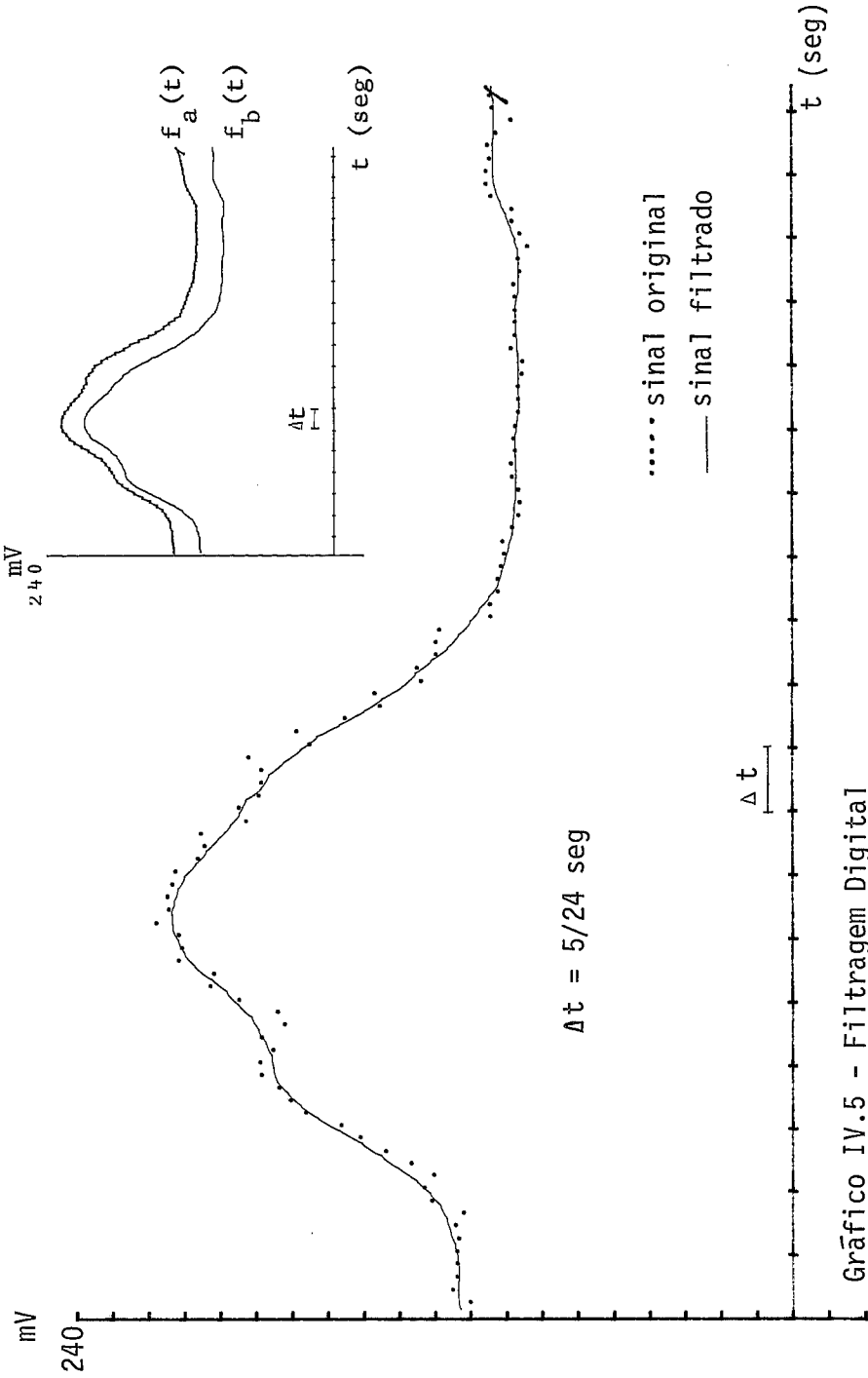


Gráfico IV.5 - Filtragem Digital

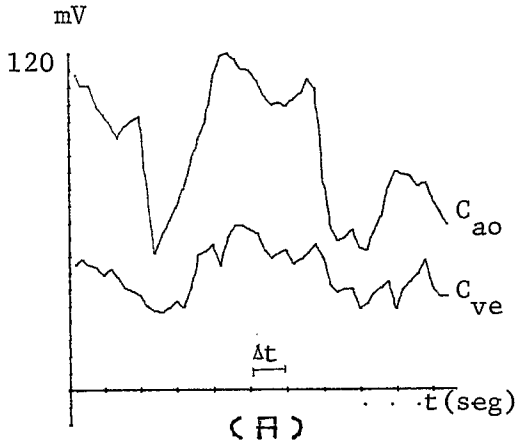
Para o ensaio f_7 , observa-se o resultado da filtragem digital (gráfico maior), e os dois sinais sobre o condutor, sem compensação, após a filtragem (gráfico menor).

Ensaio	Identificação	modelo C'-C''	modelo C'-C''-M	filme	Método Seelers
R ₁	RS n° 719	30,7 %	12,6 %	Original	++/4
R ₂	NP n° 680	53,9 %	37,1 %	Cópia	+++/4
R ₃	AP n° 745	68,5 %	49,5 %	Original	+++/4
R ₄	SA n° 663	13,8 %	3,0 %	Cópia	BOM
R ₅	MD n° 729	-15,0 %	7,6 %	Cópia	BOM
R ₆	CC n° 694	48,9 %	26,9 %	Original	+/4
R ₇	OM n° 731	11,0 %	6,7 %	Cópia	BOM
R ₈	MA n° 656	10,5 %	4,4 %	Original	BOM

QUADRO IV.3

Distribuição da Fração de Regurgitação (%)
 Por Casos Analizados Para os Dois Modelos
 Estudados.

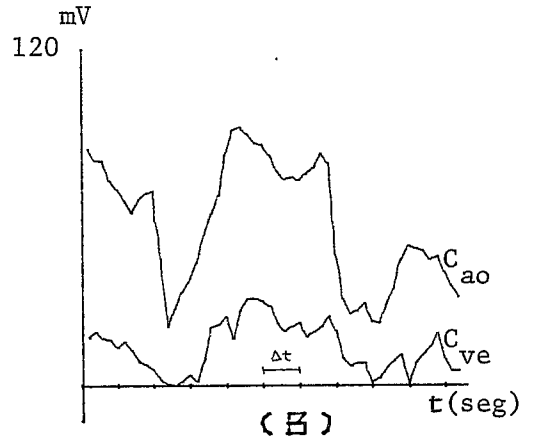
Gráficos IV.6 - Sinais Aórticos e Ventriculares Esquerdos
 Para o Cálculo da Fração de Regurgitação.
 ($\Delta t = 5/24$ segundos)



CC (cine nº 694)

Modelo: $C' - C''$

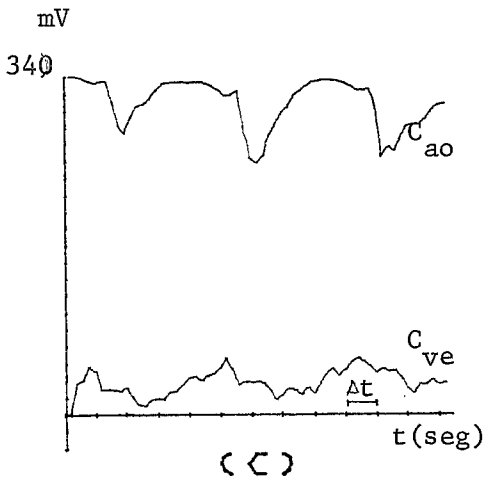
FR = 48,9%



CC (cine nº 694)

Modelo: $C' - C'' - M$

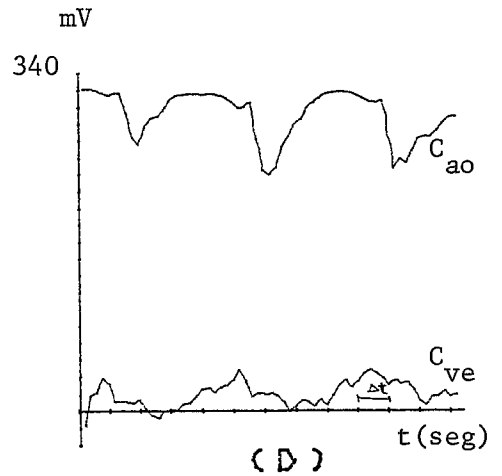
FR = 26,9%



OM (cine nº 656)

Modelo: $C' - C''$

FR = 11,0%

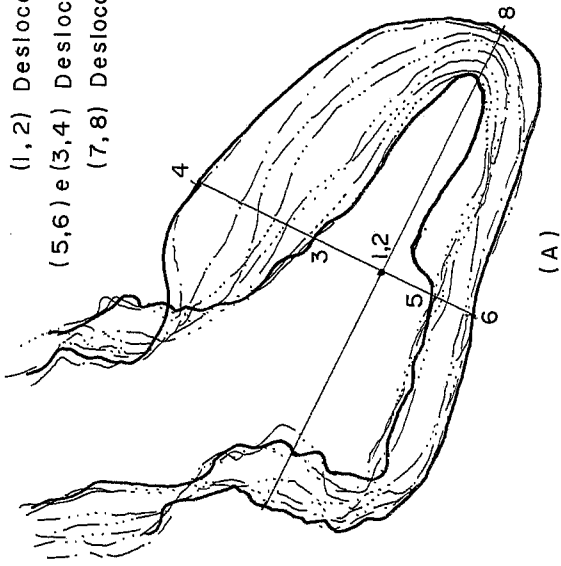


OM (cine nº 656)

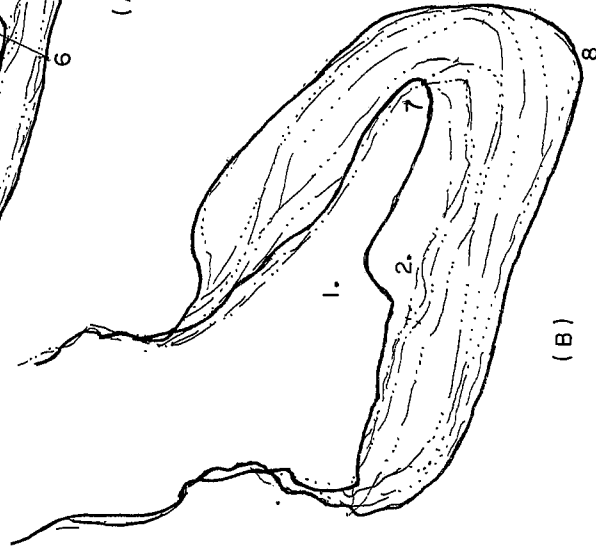
Modelo: $C' - C'' - M$

FR = 6,7%

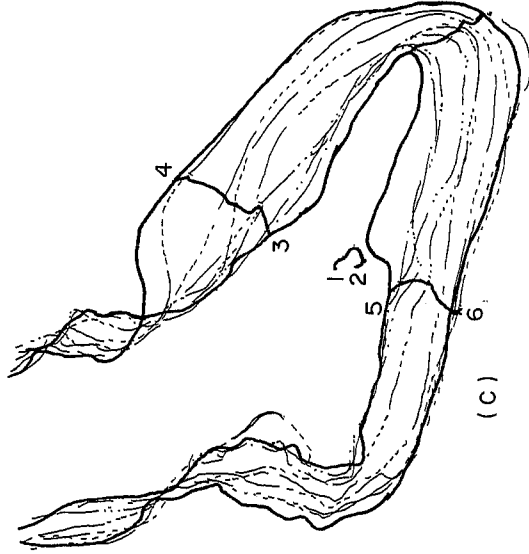
- (1,2) Deslocamento centro de massa da elipsóide
 (5,6) e (3,4) Deslocamento das extremidades do eixo menor
 (7,8) Deslocamento das extremidades (apex) do eixo menor



(A)



(B)



(C)

FIGURA IV.1 - TRAÇADO DOS EIXOS DA ELIPSÓIDE PELO MÉTODO SNOW E COL.

- (A) Imagem com os eixos superpostos
 (B) Imagem em posição relativa na cineangiografia
 (C) Imagem com anéis aórticos superpostos

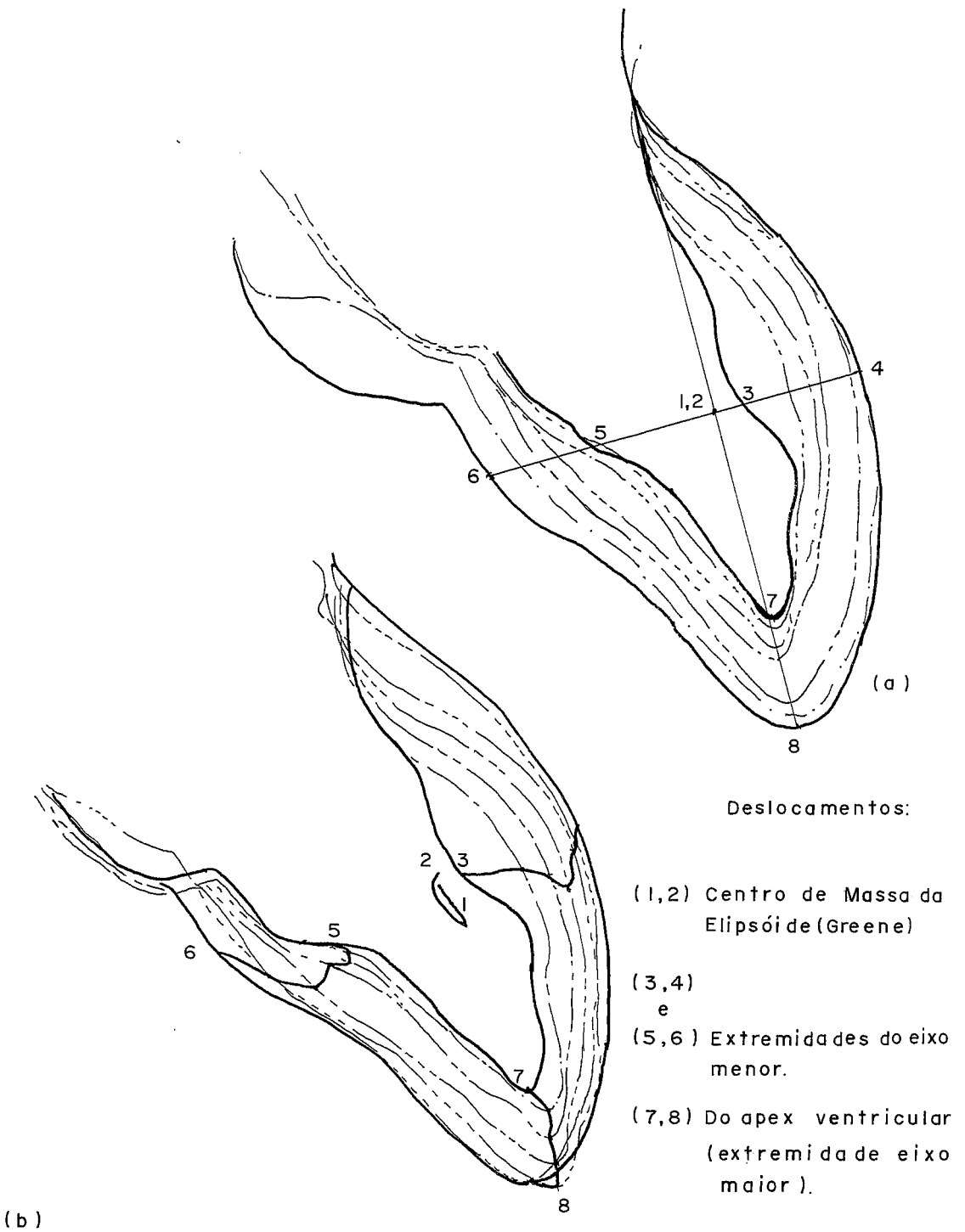


FIGURA IV-2 - TRAÇADO DOS EIXOS MÉTODO GREENE E COLABORADORES

a) Imagens com anéis aórticos superpostos;

b) Imagens em posição relativas na cineangiografia.

Nestas, as situações volumétricas extremas, fim de sístole e diástole, estão em traço cheio e contínuo, enquanto as situações intermediárias são indicadas por traçado pontilhado. Na figura IV.1, encontra-se os contornos, em suas posições relativas vistas na Cineangiografia (c), as imagens com os anéis aórticos superpostos (b) e, com os eixos, traçados segundo método proposto por Snow e colaboradores, superpostos (a).

Na figura IV.2, encontram-se os traçados dos contornos ventriculares com as imagens superpostas segundo a orientação dos eixos, traçado pelo método de Green e colaboradores, em (a) e em (b), encontra-se as imagens segundo a posição vista na Cineangiografia.

Observe-se nestas duas figuras, a movimentação da projeção do centro de massa e das extremidades dos eixos obtidos segundo a modelo da elipsóide.

Tendo-se com base estes traçados, após o processamento, obteve-se os resultados indicados nos gráficos IV.7, IV.8 IV.9 e IV.10. Nos gráficos IV.7, pode-se observar para os casos CC-Cine nº 694 e AN-Cine 426 as variações dos eixos maiores (L) e menores (M) e dos volumes ventriculares (V), segundo os dois modelos estudados. Na figura IV.7.b e IV.7.d, encontram-se as curvas de variação dos volumes (V'), que representam as correções efetuadas por Dodge e col. aos métodos de Greene e Col. e Snow e Col. A comparação entre esses volumes estão no gráfico IV.8. No gráfico IV.9, estão as variações dos eixos para modelos estudados, relativos ao caso LM cine nº 734. Na figura IV.3 encontra-se para o mesmo caso, a silhueta do ventrículo esquerdo em máxima diástole (linha cheia) e em máxima sístole (linha interrompida), para os dois modelos com superposição de seus respectivos eixos.

Nos gráficos IV.10, encontramos os volumes calculados a partir

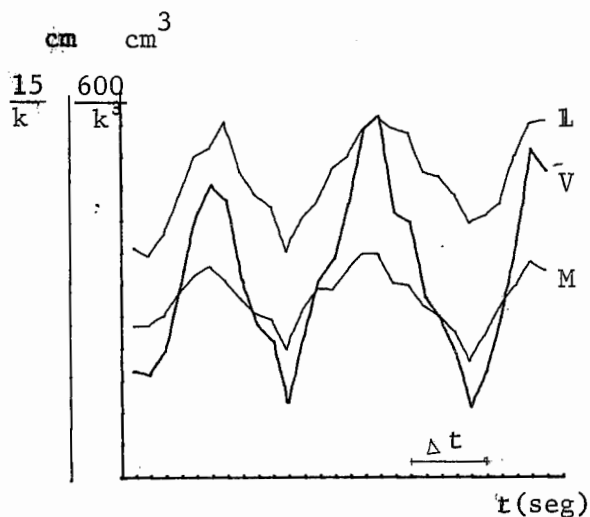
Gráficos IV.7 - Variação do Volume Ventricular Esquerdo Pelo Método da Elipsóide para Cineangiografia em Projeção OAD.

L - Eixo Maior da Elipsóide

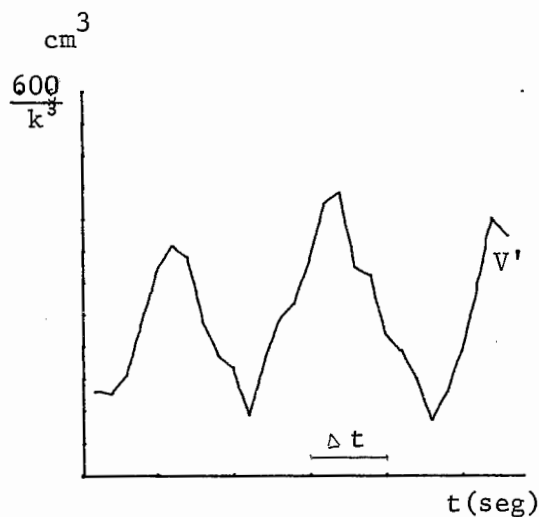
M - Eixo Menor da Elipsóide

V - Volume do VE: Método Greene (a) e Snow (c)

V' - Volume do VE corrigido: Greene (b) e Snow (d)



(a)

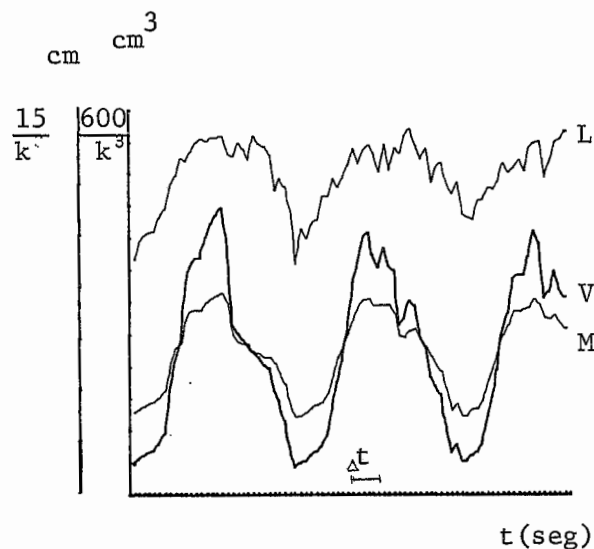


(b)

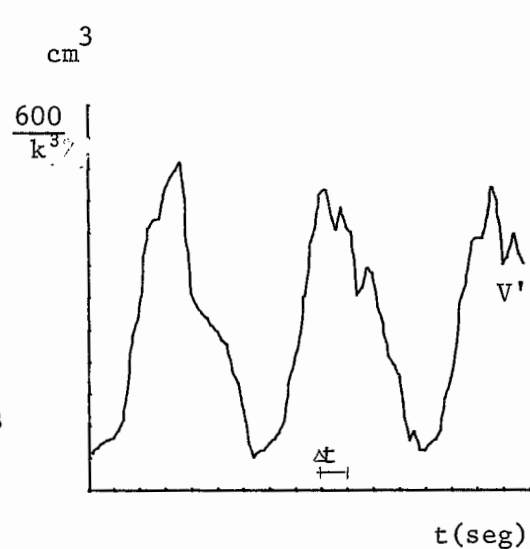
$k=1,28$

$\Delta t = 5/24$ segundos

$k = \text{const. correção dimensional}$



(c)



(d)

$k=1,33$

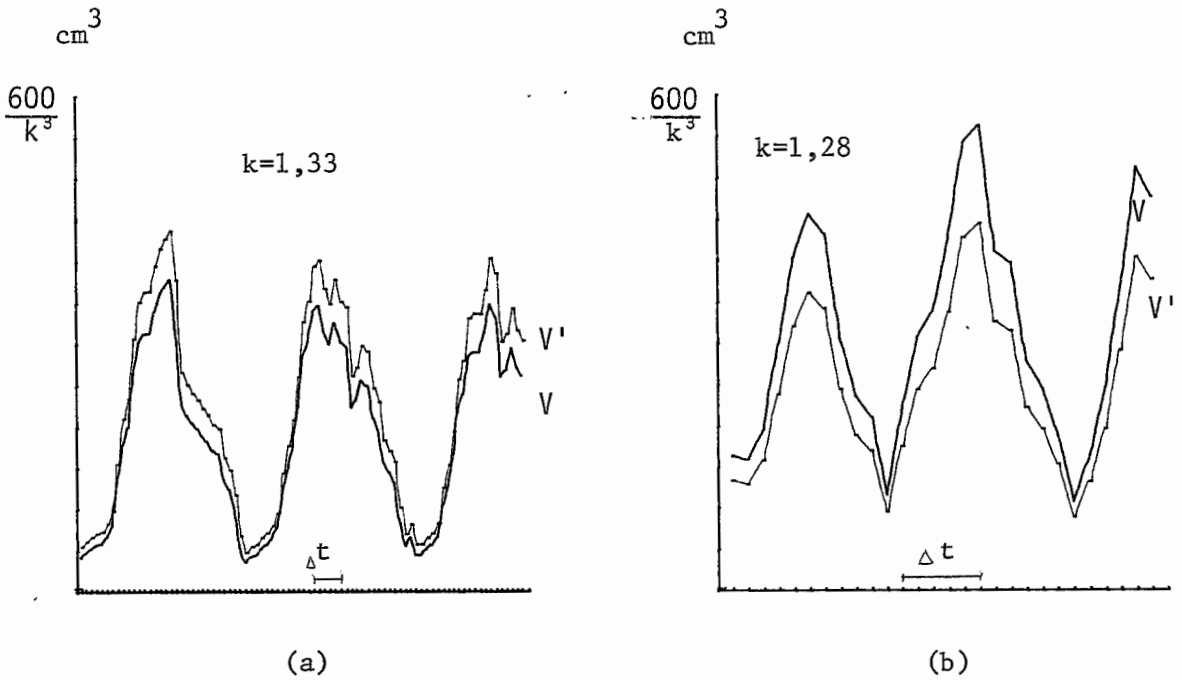


Gráfico IV.8 - Comparação dos Volumes Calculados Pelo Método Greene e Pelo Método Snow e Suas Respetivas Correções Realizadas Por Bentivoglio

(a) AN cine nº 624: Volume pelo método Snow (V) e sua correção (V')

(b) CC cine nº 694: Volume pelo método Greene (V) e sua correção (V')

$\Delta t = 5/24$ segundos

k = fator de correção dimensional

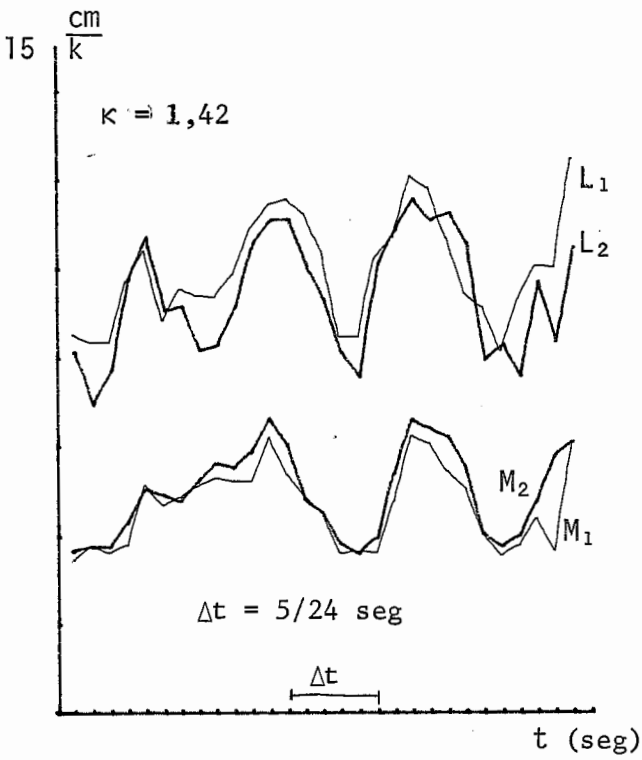


Gráfico IV.9

Variações dos Eixos Maiores (L_1 e L_2) e Menores (M_1 e M_2), para o Caso LM Cine nº 734.

L_1 e M_1 por Greene

L_2 e M_2 por Snow

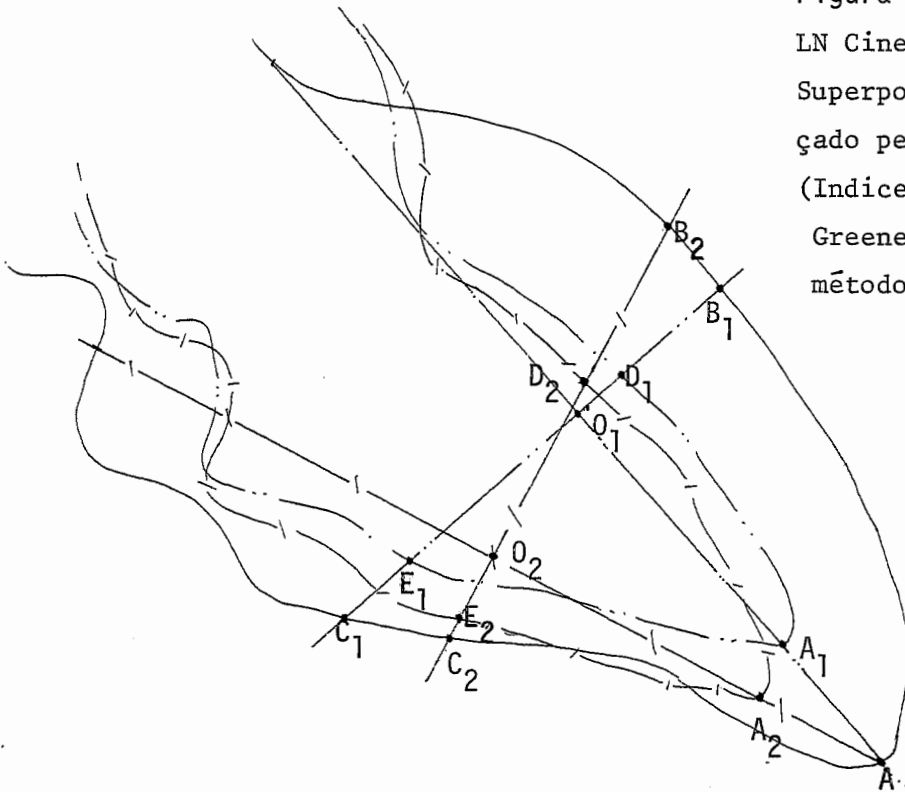


Figura IV.3

LN Cine nº 734

Superposição dos eixos traçado pelo dois métodos.

(Índices 1 para o método Greene e índice 2 para o método Snow)

Gráfico IV.10.a

Variações dos Volumes Ventriculares Para o Caso LM, Cine nº 734, Calculados Pelos Dois Métodos Utilizados.

($\Delta t = 5/24$ segundos)

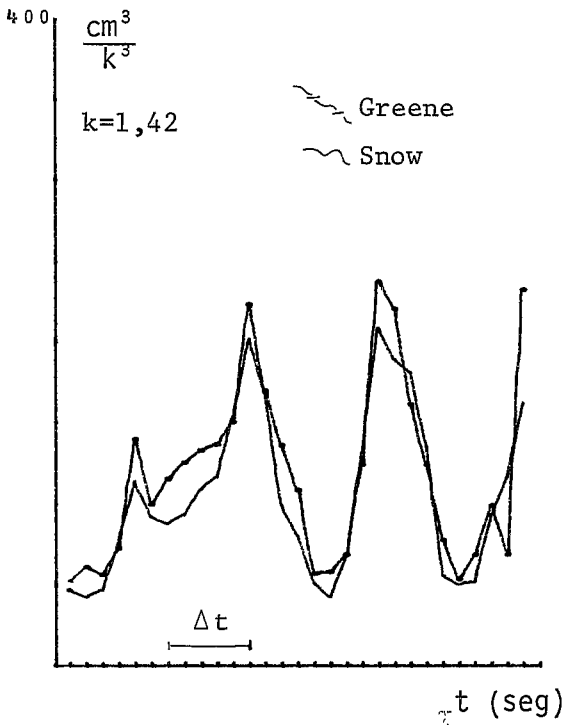
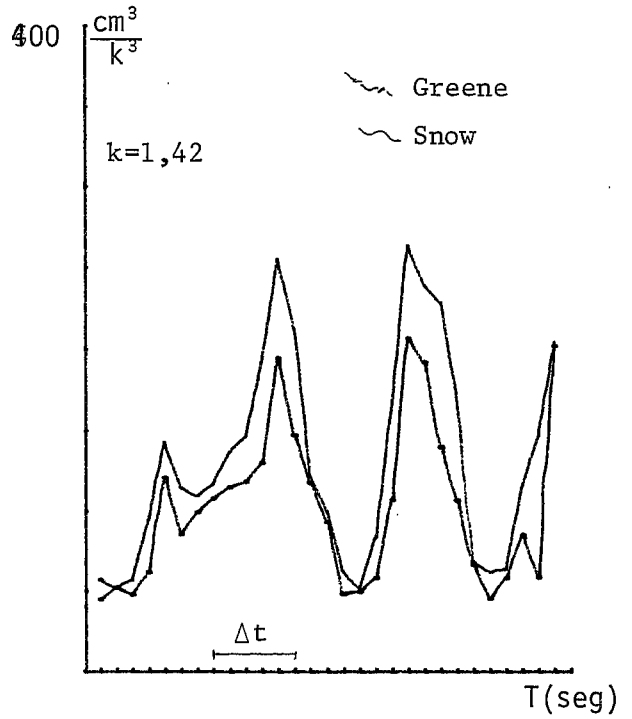


Gráfico IV.10.b

Correções dos Volumes, Pelo Método do Dodge, Para os Cálculos Realizados Segundo os Métodos de Greene e Snow.

Caso: LM Cine nº 734.

($\Delta t = 5/24$ segundos)

dos métodos de Green e Snow para o caso LM cine nº 734. Em IV.10.a, estão os resultados calculados pelos métodos, enquanto no gráfico IV.10.b, estão as respectivas correções propostas por Greene e col.

No Quadro IV.4, vê-se os volumes sistólicos e diastólicos finais, para três batimentos cardíacos, para o caso CC cine nº694, calculados pelo método proposto por Greene e col e, à direita, as correções proposta por Bentivoglio e col para este método.

No quadro IV.5, para o caso AN cine nº 624, observa-se os volumes calculados pelo método proposto por Snow e col e suas respectivas correções proposta por Bentivoglio e col.

Uma comparação entre os dois métodos - Greene e Snow, e suas respectivas correções pode ser observada nos quadros IV.6 e IV.7.

CC cine nº 694

Volumes em cm^3 e $k=1,28$

Δn	V_s	V_d	ΔV	$\Delta V\%$	V'_s	V'_d	$\Delta V'$	$\Delta V'\%$	
-	75,4	-	-	-	60,0	-	-	-	
4	-	216,4	-141,0	-	-	170,0	-110,0	-	
5	54,9	-	161,5	74,6	44,1	-	126,0	70,2	
6	-	267,2	-212,3	-	-	209,7	-164,2	-	
6	50,9	-	216,3	80,9	41,0	-	168,7	80,5	
4	-	242,9	-192,1	-	-	190,7	-149,7	-	
ΔV médio				77,8	ΔV médio				75,3

Quadro IV.4

Volumes Calculados pelo Método Greene

Δn - Incremento de quadros (1/24 segundos)

V_s - Volume Sistólico final

V_d - Volume Diastólico final

ΔV - Volume Sistólico

$\Delta V\%$ - Volume Sistólico Percentual em relação ao Volume Diastólico final

V' , $\Delta V'$ e $\Delta V'\%$ são os volumes com correções pelo método Dodge sobre o cálculo realizado pelo método Greene.

AN Cine nº 624

Volumes em cm^3 e $k=1,33$

Δn	V_s	V_d	ΔV	$\Delta V\%$	V'_s	V'_d	$\Delta V'$	$\Delta V'\%$	
-	18,1	-	-	-	21,5	-	-	-	
17	-	161,2	-143,0	-	-	188,8	-163,0	-	
14	15,5	-	145,7	90,4	18,6	-	166,5	90,2	
14	-	147,7	-132,2	-	-	169,3	-151,1	-	
18	19,0	-	128,3	87,1	22,5	-	146,7	86,7	
14	-	148,7	-129,7	-	-	170,4	-147,9	-	
$\Delta V \%$ médio				88,8	$\Delta V' \%$ médio				88,4

Quadro IV.5

Volumes Calculados Pelo Método Snow

 $(\Delta t=1/48 \text{ seg.})$ V_s , V_d , V e $V\%$ - relativos ao método Snow V'_s , V'_d , V' e $V'\%$ - relativos à correção pelo método Dodge, sobre o método de Snow.

LN cine nº 734

Volumes em cm^3 e $k=1,42$

MÉTODO GREENE					MÉTODO SNOW				
Δn	V_s	V_d	ΔV	$\Delta V\%$	Δn	V_s	V_d	ΔV	$\Delta V\%$
-	-	89,7	-	-	-	-	80,1	-	-
5	18,2	-	71,6	79,8	4	20,0	-	60,1	75,0
4	-	84,0	-65,9	-	4	-	85,3	-65,3	-
4	21,8	-	62,3	74,1	5	18,8	-	66,6	78,0
$\Delta V\%$ médio				77,0	$\Delta V\%$ médio				76,5

Quadro IV.6

Comparação dos Volumes Calculados Por Greene e Snow

DODGE/GREENE					DODGE/SNOW				
Δn	V_s	V_d	ΔV	$V\%$	Δn	V_s	V_d	ΔV	$\Delta V\%$
-	-	70,6	-	-	-	-	78,0	-	-
5	15,0	-	55,6	78,7	4	20,0	-	58,0	74,4
3	-	72,9	-57,9	75,6	4	-	83,0	-63,0	-
5	17,9	-	55,1	75,6	5	18,8	-	64,2	77,3
$\Delta V\%$ médio				77,2	$\Delta V\%$ médio				75,8

Quadro IV.7

Comparação dos Volumes Calculados Pela Correção com Base no Método de Dodge, sobre os Volumes Calculados pelos Métodos de Greene e Snow.

CAPITULO V

DISCUSSÃO

V.1 Sistema de Captação e Processamento

O sistema de captação, em que pese a sua simplicidade em relação ao sistema videodensitométrico (4,45), demonstrou ser extremamente útil na simplificação dos procedimentos de registro de sinais e/ou de dimensões. Sua versatilidade, simplificações e baixo custo, introduz vantagens em relação a sistemas cineangiográficos anteriormente montados (20,26,34). A eficiência do circuito de sincronismo, permite conversões automáticas de sinais rápidas e precisas.

Nesta conversão, o único cuidado necessário faz-se no posicionamento das fotocélulas, com objetivo de que a posição adequada do quadro, para a amostragem ocorra na brusca subida do pulso de sincronismo.

Na conversão semi-automática, quando amostra-se sinais de longa duração, cuidado especial deve ser tomado para que não ocorra repetição ou saltos na amostragem. Este problema torna-se mais crítico quando faz-se necessário a repassagem do filmes, para a amostragem de novos sinais, podendo desafagem entre estes e os amostrados anteriormente. Entretanto, isso pode ser minimizado, utilizando-se um número de fotocélulas igual ao número de sinais que se quer captar, e identificação e correção de erros.

O sistema de processamento utilizado e os programas elaborados proporcionaram uma fácil comunicação operador-máquina, permitindo assim, através de mensagens diretas e respostas alternativas, a operação do sistema e a obtenção de resultados por pessoas sem a necessidade de conhecimentos de programação ou computação.

No processamento, para os diversos modelos utilizados no cálculo de regurgitação valvar e fluxo, torna-se irrelevante o ganho dos sinais captados. Assim, são minimizados os efeitos da variação da iluminação na tela pela distância tela-projetor e permite o livre ajuste do nível do sinal à entrada do Conversor A/D, na conversão automática.

V.2 Estimativa do Fluxo

Os erros percentuais obtidos no cálculo do tempo médio de trânsito e os valores medidos, encontra-se na tabela V.1. Pode-se observar que de todos os modelos, o que possui melhor desempenho, é o modelo logarítmico. Isso demonstra que os ruídos introduzidos durante as diversas fases aproxima-se mais do que já foi descrito por outros autores^(7,8,26,33,34)

modelo ensaio	$(A_i - A_0)$	$\frac{(A_i - A_0) - (C_i - C_0)}{(C_i - C_0)}$	$\text{Ln}(A_i/A_0)$	$\text{Ln} \frac{(A_i - A_0)}{(C_i - C_0)}$	$\text{Ln} \frac{(A_i \cdot C_0)}{(C_i \cdot A_0)}$
f ₁	7,58	-45,55	9,09	-36,36	4,55
f ₂	45,16	58,07	51,61	35,48	111,29
f ₃	28,07	64,91	40,35	12,28	-26,32
f ₄	139,34	208,20	162,30	109,84	37,70
f ₅	-45,64	-50,34	-63,09	-20,47	6,04
f ₆	13,04	140,00	-13,04	6,09	7,83
f ₇	-32,34	-19,58	16,91	11,28	25,22

QUADRO V.1

Distribuição dos Erros Percentuais Para os
Diferentes Ensaio, Nos Diferentes Modelos,
Dos Tempos Médios de Transito Calculados.

É importante ressaltar que foram compensadas as variações de fundo que teoricamente deveria ser constantes, pois não houve recirculação. Entretanto, mesmo neste modelo, observa-se erro entre 111% a 26,32% que pode ser provavelmente atribuída ao erro de amostragem, já descrito no item IV.1, por ter-se utilizado neste trabalho 2 fotocélulas captadoras. Além deste tipo de erro, pode-se atribuir outros aos seguintes fatores:

- a. Filtragem Insuficiente
- b. Erros cometidos nas medidas dos dados para o cálculo do tempo médio.

V.2.1 Filtragem Insuficiente

A diferença esperada entre os sinais registrados com o filtro próprio do equipamento (3mm Al) e com o filtro adicional de 5mm Al, não ficou evidenciado pelas experiências realizadas. Pode-se observar, posteriormente, em ensaios realizados, com diferentes tubos de latex contendo soluções de Hypaque a diferentes concentrações, que tal diferença só era visível a até 5% a 10% g de concentração. Acima deste valores, as variações de concentração correspondem a variações do nível de fundo evidenciando as instabilizações do equipamento de Raio X e provocada pelo seu sistema de controle de estabilização.

Assim, em níveis de concentração de contraste superiores a 10% g, provavelmente ocorreu o menor comprometimento da Lei Lambert-Beer (25, 26).

V.2.2 Influência dos Parâmetros medidos para o Cálculo dos Tempos Médios

Os tempos médios calculados a partir dos dados medidos fo

ram dados por:

$$t_m \cong \frac{\pi \phi_p^2 \cdot l_p \cdot k^3}{4 \cdot V} \cdot t$$

Se considerar-se, por exemplo, como exatos os valores medidos de ϕ_p e l_p , atribuindo-se apenas um erro de $\pm 10\%$ para o fator de correção dimensional (k) e ao fluxo medido (V/t), nas piores condições, poder-se-á ter um erro no cálculo de t_m na ordem de 48% a -34%, como pode ser visto no gráfico V.1

Assim, se ocorrer um erro de + 10% entre o valor real e os medidos para o diâmetro, ocorrerá em t_m um erro de cerca de $\pm 20\%$. Para o índice de correção, este erro é praticamente de $\pm 10\%$. Estas variações podem ser vistas no gráfico V.2.

Sobre estes tipos de erros, inerentes ao método do cálculo de fluxo pela relação volume estimado/tempo médio, Bursh e col⁽⁸⁾ mostraram que o erro no cálculo do tempo médio acentua-se para tempos na ordem de 0,15 seg., que podem ser causados por pequena distância entre as amostras das curvas de sinais de passagem do contraste e/ou por fluxos elevados. No mesmo trabalho, é indicado uma provável influência das propriedades físicas do indicador no cálculo do fluxo pelo método, dando um erro negativo para fluxos com número de Reynold's inferior a 1500, ou seja, para fluxo de baixa velocidade.

Por outro lado, sendo as fotocélulas não pontuais, comete-se um provável erro na determinação da distância l_p . Neste trabalho, com fotocélulas de ordem de 10 mm de lado, e com distâncias entre amostragens da ordem de 75 mm dada pela distância entre os pontos médios das fotocélulas,

Gráfico V.1

Erro Total do Tempo Médio,
nas Piores Condições, em
Função de erros Simultâneos
em k e V/t .

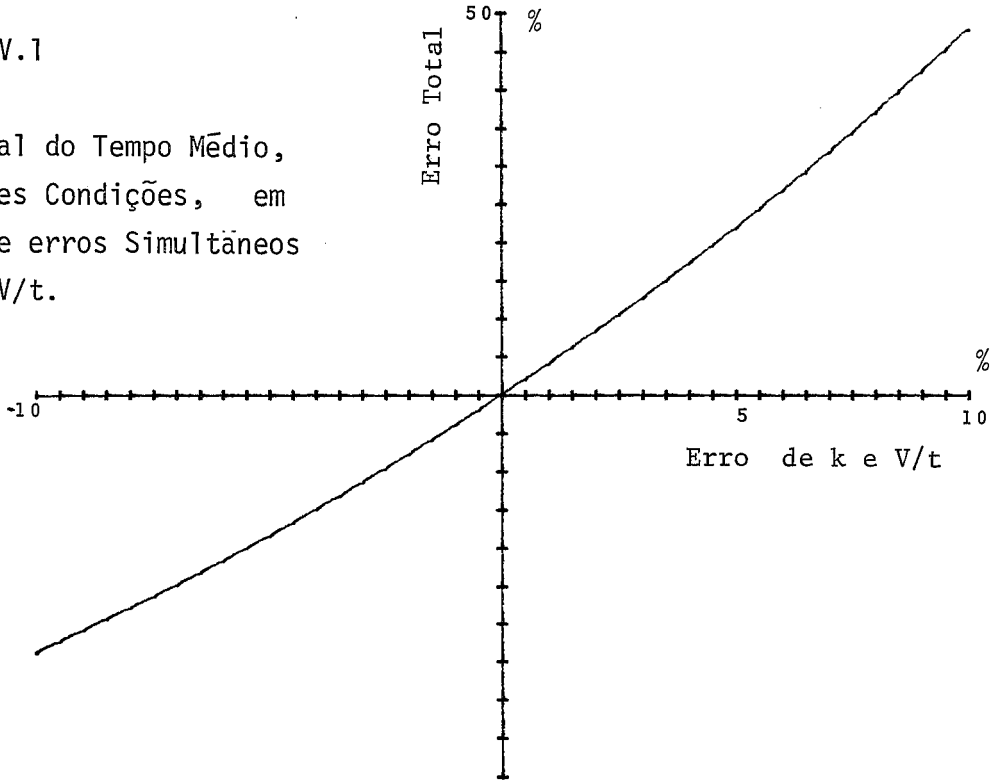
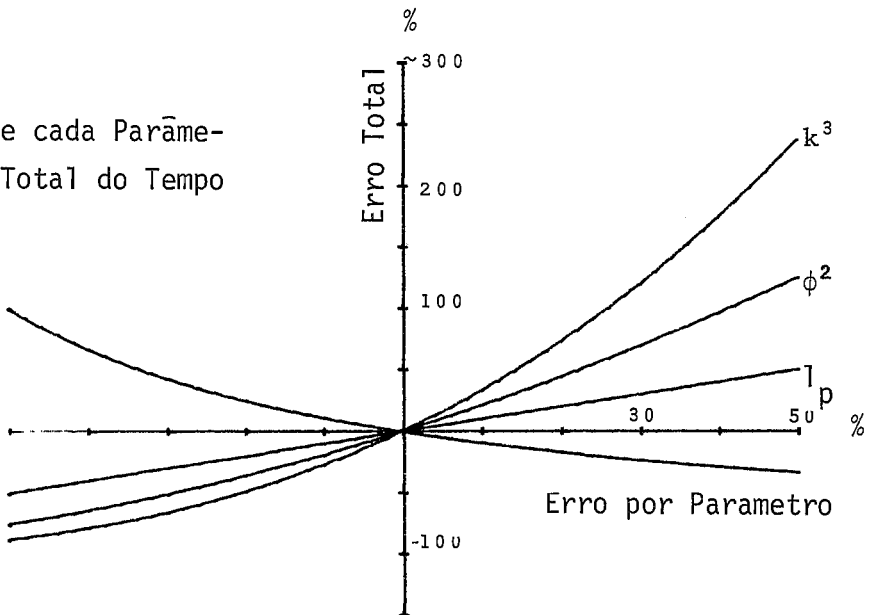


Gráfico v.2

Influência de cada Parâmetro
no Erro Total do Tempo
Médio.



pode-se cometer um erro de $\pm 30\%$, nesta medida.

Para os poucos experimentos realizados, os resultados encontrados podem ser considerados razoavelmente satisfatórios. No modelo de subtração logaritma, encontra-se para os sete ensaios realizados, um erro percentual médio de 23,76%, com desvio padrão de 43,4 e coeficiente de correlação entre os tempos calculados e medidos, $r=0,82$. Se excluirmos da análise o ensaio F_2 , encontraremos um erro médio de 9,17%, desvio padrão de 21,7 e coeficiente de correlação $r=0,903$. Estes resultados apresentam erros superiores em relação aos trabalhos de outros autores. Por exemplo, Bursch e col⁽⁸⁾, em 49 experiências, encontrou um coeficiente de correlação entre os fluxos calculados roentgendensitometricamente e volumetricamente, da ordem de 0,98, enquanto Rutishauser⁽³³⁾ obteve 0,976 para ensaios "in vitro" e 0,946 para ensaios "in vivo".

Assim, considerando-se a boa resolução e resposta dinâmica do sistema implementado, que pode ser observada, para o ensaio f_6 , nos gráficos V.3, e baseando-se nos resultados obtidos neste trabalho e, principalmente, de outros autores (4,8, 20, 33, 36, 40), observa-se que o método pode ser utilizado no cálculo de volumes fluxos de velocidades médias.

V.2.3 Vantagens e Desvantagens do Método

A roentgendensitometria, para o cálculo de fluxo, apresenta as mesmas vantagens e desvantagens em relação aos demais métodos pletismográficos, por depuração de isótopos, por transduções eletromagnéticas e ultrassônicas. Entretanto, em relação aos métodos convencionais de diluição de corante e térmicos, o presente método apresenta a vantagem de associar aos resultados quantitativos, a análise visual, capaz de identificar obstruções e estreitamentos vasculares. Além do pode-se adicionar as seguintes van

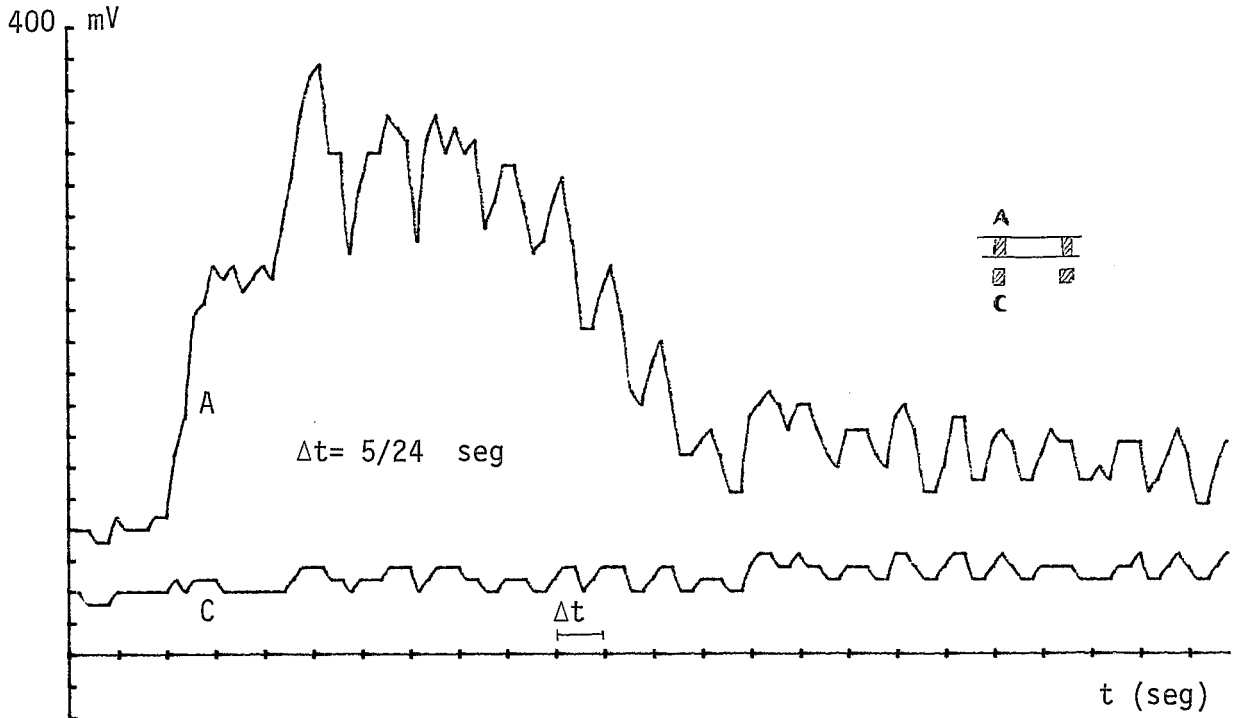


Gráfico V.3.a

Ensaio Pulsátil f_6 : (A) Sinal no ponto a; (C) Sinal no ponto c

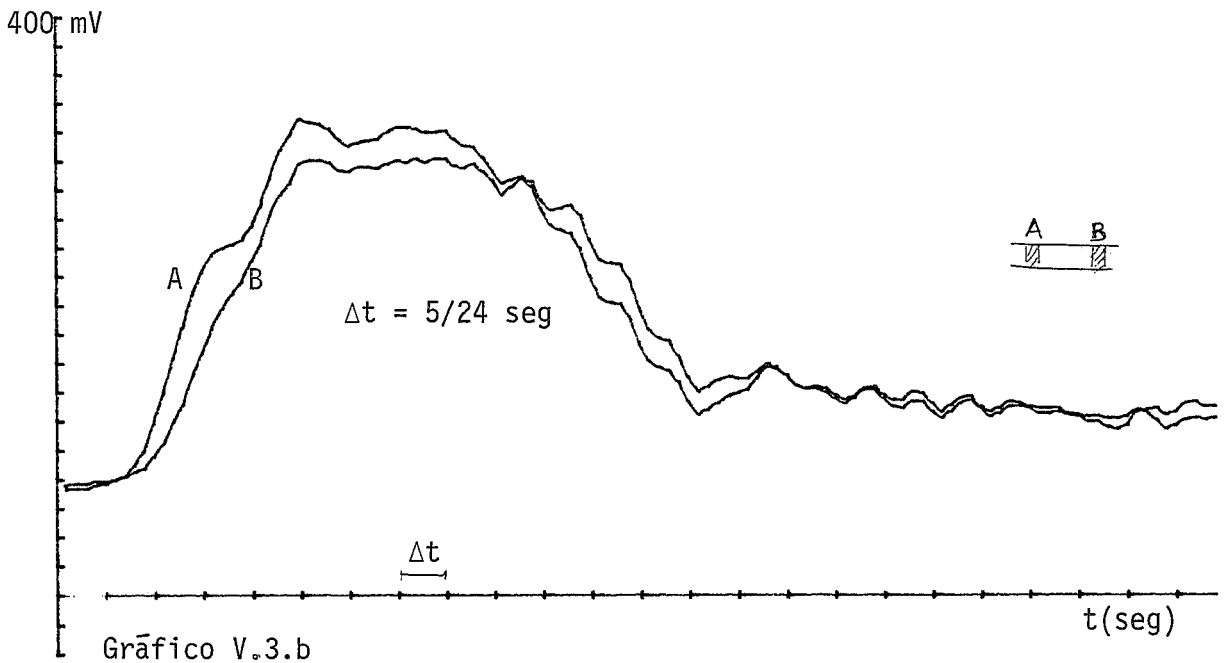


Gráfico V.3.b

Sinais nos pontos a e b, após a filtragem e compensação (Ensaio f_6)

Tagens:

- Com uma única injeção de contraste, pode-se obter com a repassagem da cineangiocardiografia ou video-tape-angiocardiografia, várias curvas densitométricas. (13,40,43)

- O alto nível de resposta dinâmica do sistema, permite de terminar-se relações temporais com outros parâmetros hemodinâmicos cardiovasculares ou eventos durante uma fase específica de um ciclo cardíaco. Na videodensitometria, a frequência padrão de amostragem da imagem é de 60 hz (60 quadros por segundo), enquanto na cine o padrão está em 24 ou 48 quadros por segundo, podendo-se atingir os 540 quadros por segundo (25).

- A alta sensibilidade, permite o reconhecimento de pequenas variações de fenômenos em estudo. Por outro lado, a capacidade de ter-se várias amostragens em uma única injeção, permite uma grande gama de processamentos (eliminação de ruídos, etc), ampliando-se sua precisão em relação aos métodos convencionais de diluição. O prévio ajustamento do instrumental roentgendensitométrico, permite o uso fácil, sem os ajustes e pré-calibrações necessários em outros sistemas (43).

A utilização do método em animais e pacientes demonstrou ser satisfatória (8,20,33,40,41). Entretanto, quando da utilização "in vivo", os erros inerentes ao método são acentuados devido às variações dimensionais reais do vaso não serem proporcionais à sua projeção. Por outro lado, possíveis movimentações destes vasos obriga-se ao aumento da janela de amostragem para que se obtenha o sinal em todo ciclo cardíaco. Com isso perde-se em resolução de sinal.

Estes problemas ocorrem na estimativa do fluxo coronariano (36,40,41), devido a seu pequeno diâmetro, a sua grande movimentação (3 a 5 vezes o diâmetro), e não se conseguir na cineangiografia, a sua proje-

ção com dimensões proporcionais às reais (36,40).

Valores melhores podem ser obtidos em fluxos coronarianos, pós-operatório, aonde o comprimento e diâmetro-dimensões, da ponte safena colocada, são conhecidos (36,40,41).

V.3 Fração de Regurgitação

V.3.1 Limitações do método utilizado

Ao realizar-se a quantificação da insuficiência valvar, a través do cálculo da fração de regurgitação para a válvula aórtica, estava-se consciente que o método utilizado apresentava os seguintes inconvenientes:

1. Variações no sinal de fundo devido à instabilizações do equipamento de Raio X não ser convenientemente filtrado
2. Erros por utilizar o processamento em um período, quando pode-se maximizar efeitos ocasionais. Além do mais, o período sendo determinado pelo próprio sinal cineangiográfico - ECG - introduz erro no período exato do ciclo cardíaco:
3. Injeção não padronizada, devido às cineangiografias não terem sido registradas para o processamento densitométrico:
4. Dificuldade de posicionamento adequado das fotocélulas, de compensação, causando prováveis diferenças dos sinais compensados com a posição das fotocélulas.

V.3.2 Comparação com outros métodos

Entretanto, em que pese a existência destes problemas, os resultados encontrados apresentaram uma boa resolução de índice para níveis visíveis de regurgitação valvar, como pode ser observado na foto V. ; V.2 e V.3.

A comparação com o método semi-quantitativo de Seeters, de monstrou para ambos os modelos uma razoável correlação. Nos casos de valva boa, encontra-se índices de no máximo 10% para um modelo e no máximo de 15% no outro. Observa-se para os casos R₁ e R₆ uma inversão de valores. Esta inversão, pode ser causada por erros próprios do método de quantificação utilizado, e já citados acima, ou porque o método possui influência não só da densidade ótica entre os comportamentos próximos à válvula, mas também pela área de opacificação e o tempo requerido para que o próximo compartimento seja eliminado do contraste. Assim, o método Seeters é reconhecidamente influenciado não só pela insuficiência valvar, mas pelo volume do ventrículo esquerdo e pela força de contração do miocárdio (46).

Os índices da fração de regurgitação encontrados neste trabalho, apresentaram em relação aos obtidos por Tsakiris e col (43), Williams e col (44), realizados por processamentos videodensitométricos um valor mais elevado. Isto era esperado, pois em tais cineangiografias foram realizadas adotando-se a injeção semi-instantânea, a filtragem adequada do equipamento de Raio X, e o processamento em toda a fase de passagem do sinal de contraste indicador. Este tipo de processamento, apresenta resultados mais exatos por analisar a insuficiência valva em todo o período de existência de indicador, evitando influências ocasionais.

A faixa de desvio para o mesmo tipo de insuficiência valvar não foi determinada, pelo pequeno número de experiências realizadas.

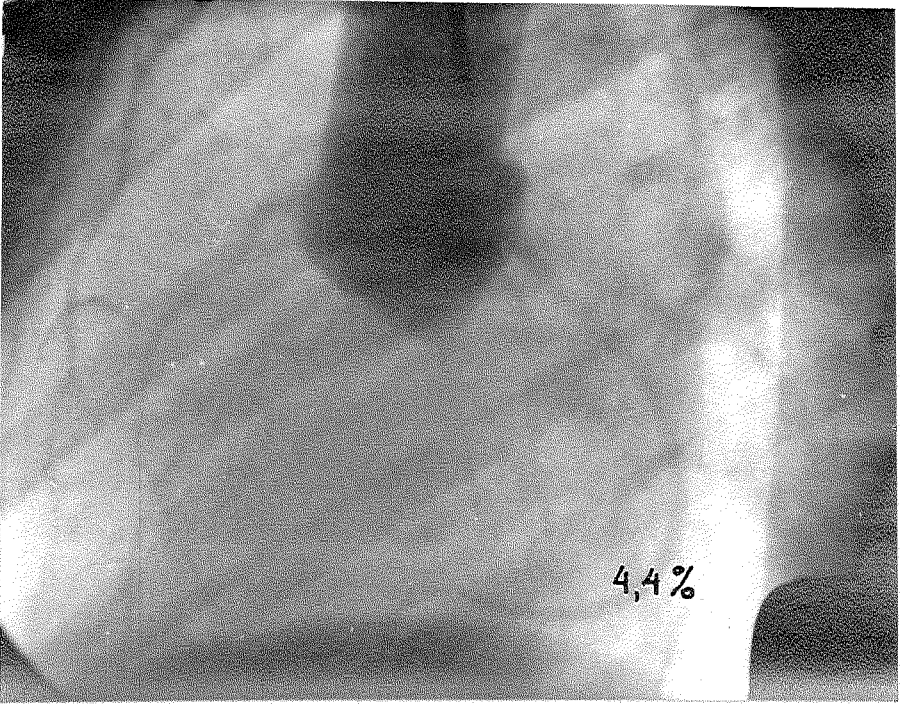


Foto V.1

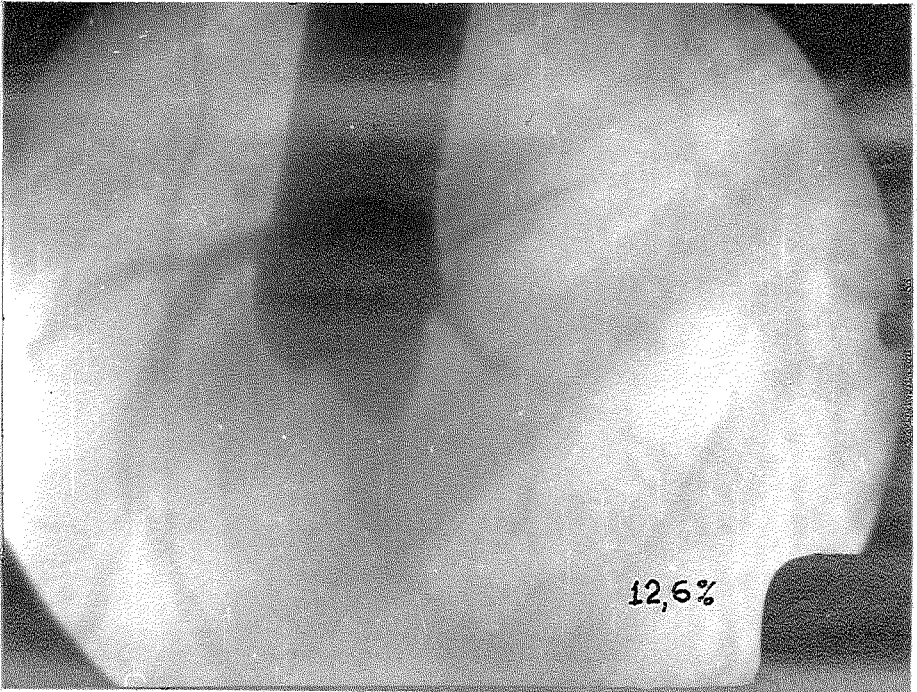


Foto V.2

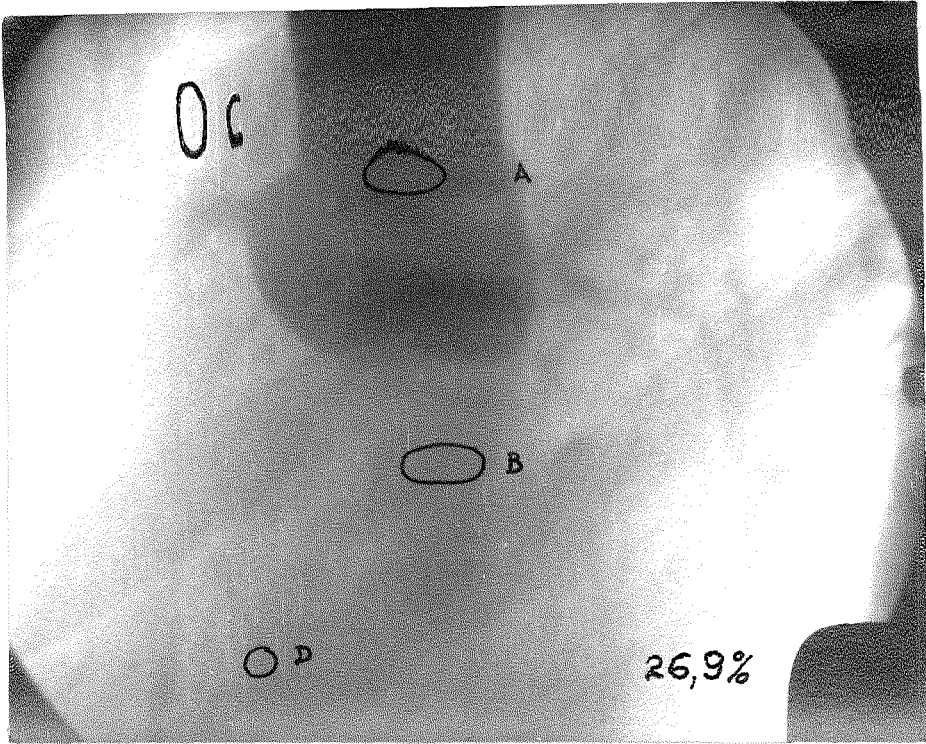


Foto V.3

Visualização da situação de m̃axima regurgita_çãõ e do posicionamento das fotocelulas de capta_çãõ de sinais:

A e B - Sinais para processamento

C e D - Sinais para compensa_çãõ

Entretanto, o sistema implementado mostrou-se capaz de indicar quantitativamente, as curvas de densidade ótica na aorta e no ventrículo esquerdo, permitindo assim, que através de registros cineangiográficos padronizados se estabeleça índices padrões de diferentes tipos de insuficiências aórticas, e/ou mitrais.

V.4 Estimativa Volume Ventricular Esquerdo

Por possuímos ventriculografia em posição OAD, foram utilizados os métodos propostos por Greene e col. e Snow e col.

Escolhido o método para a estimativa do volume do VE, pensou-se inicialmente, para determinação dos eixos, em dois (2) processos automáticos possíveis de serem realizados com os recursos existentes:

1. Por variação linear de voltagem
2. Por disparo de circuitos digitais

V.4.1 Determinação automática da borda cardíaca por variação análoga

O primeiro método consistia em utilizar uma fotocélula cuja variação da área iluminada, correspondesse às variações proporcionais de tensão em seus terminais. Para ensaios experimentais, utilizou-se as mesmas fotocélulas de captação de sinais, que demonstraram ter uma relação linear-deslocamento x voltagem, de correlação $r = 0,998$. Em uma projeção de máxima sístole posicionou-se uma das fotocélulas na direção de um dos eixos como pode ser visto na figura V.1, e captou-se o sinal em suas extremidades. Entretanto, dois foram os problemas surgidos:

Figura V.1 - Determinação Analógica da Movimentação da Borda Cardíaca

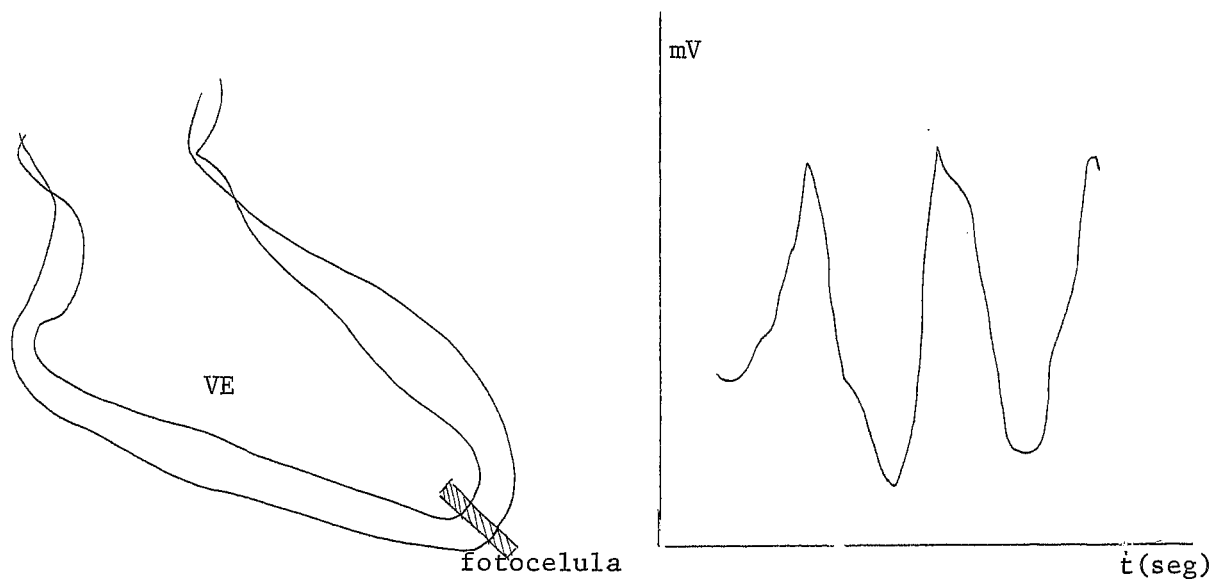
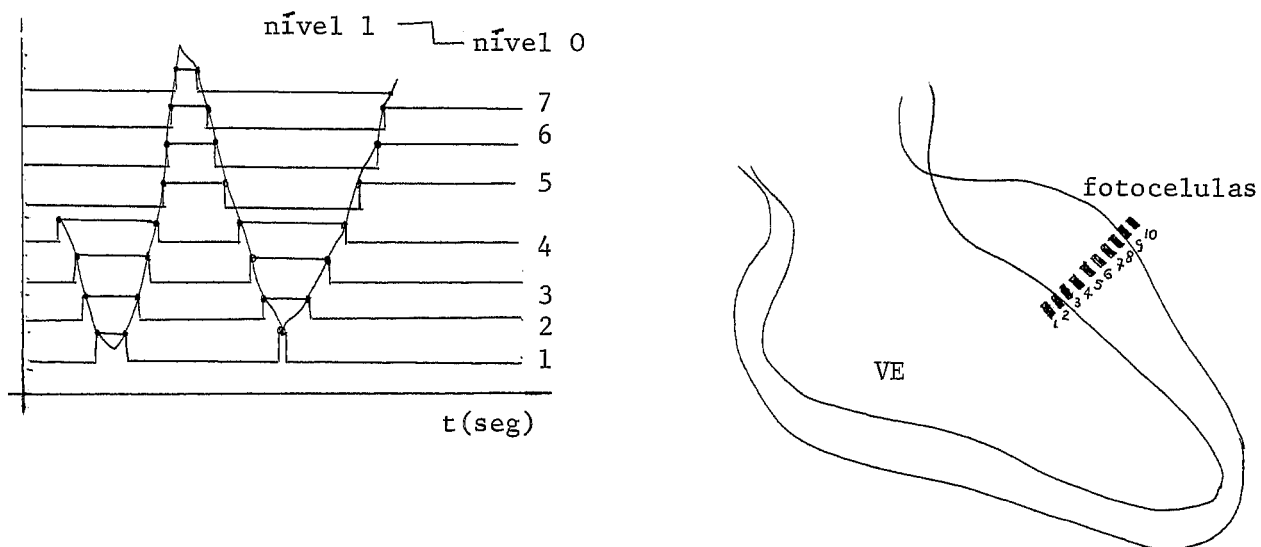


Figura V.2 - Determinação Digital da Movimentação da Borda Cardíaca



a. O deslocamento, nas projeções de contorno da cavidade ventricular, em todo o ciclo cardíaco, faz com que o sinal captado não corresponda exatamente ao deslocamento das extremidades dos eixos. Isso é facilmente visto nas figuras IV.1 e IV.2 do capítulo IV, aonde pode-se observar a movimentação das extremidades dos eixos e do centro geométrico da figura tirada como uma elipse de mesmos eixos. Este problema torna-se de difícil superação, pelo método, visto que não podem ser compensados facilmente a movimentação cardíaca nas projeções.

b. A existência de variações de opacidade de fundo e de concentração dentro da cavidade cardíaca, proporciona variações de tensões que se superpoem às provocadas pelo deslocamento da borda ventricular. O gráfico V.4 nos mostra as variações dadas por: Sinal de fundo (B): Sinal de deslocamento da borda ventricular (A): e Sinal de contraste dentro da cavidade cardíaca próximo ao centro geométrico (C). O sinal (R), representa o valor real medido. Assim, variações não são de deslocamentos da borda cardíaca, provocam variações de voltagem nos terminais das fotocélulas.

Por estes motivos, foi abandonada esta tentativa automática de detecção das variações dos eixos.

V.4.2 Determinação automática da borda cardíaca por disparo de circuitos digitais

No segundo método, pretendia-se utilizar uma sequência de pequenas fotocélulas, as quais ativassem circuitos cujas saídas mudassem de estado quando da passagem da borda cardíaca. Na figura V.2, está exemplificado o princípio do método. Entretanto, pelo que já foi exposto acima, este método torna-se similarmente inviável, pois além das variações de contorno nas

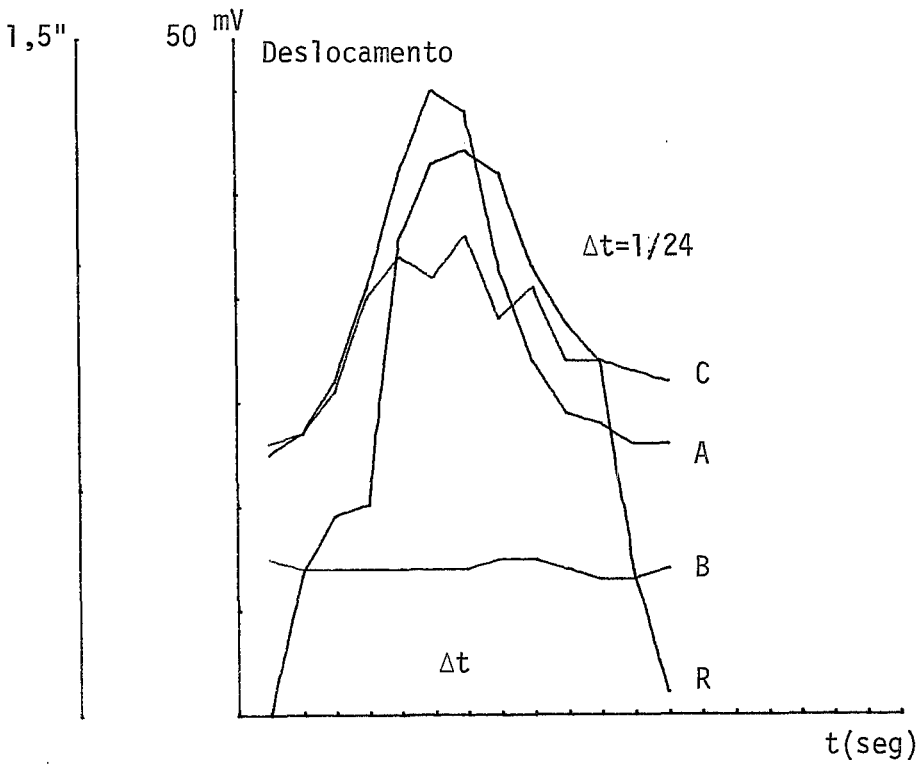


Gráfico V.4

Determinação por Variação Análoga Contínua do Deslocamento da Borda Cardíaca: (A) Variação do Sinal da Borda; (B) Sinal de Fundo; (C) Variação do Sinal captado no Centro da Cavidade Cardíaca; e (R) Deslocamento Real Borda Cardíaca Realizada Através do Digitalizador.

projeções, a existência de variações de fundo e de concentração dentro da cavidade cardíaca, dificulta o estabelecimento do limiar de disparo dos circuitos.

Estes problemas, associados aos de definição da borda, introduzem a necessidade do estabelecimento de um algoritmo, tão mais complexo quanto pior a resolução da imagem, para determinação do limiar necessário à decisão binária para identificação do contorno ventricular. Chow e Col (10), por exemplo, dividindo a imagem em 49 unidades (7 x 7), determinaram o histograma de cada uma delas e estimaram o coeficiente da distribuição da mistura, para as de maiores variância. Por bimodalidade, testaram o resultado da mistura e calcularam o limiar, pelo método da maior verossimelhança, para os histograma de maior bimodalidade. Por outro método, Robb (32), dividindo a imagem 512 x 512, determinou o limiar para a decisão binária, através do estudo da função de transferência da borda, estimada pelo método dos mínimos quadrados, numa função polinomial de terceiro grau.

Assim, a dificuldade do estabelecimento preciso do limiar entre o fundo da imagem e cavidade cardíaca, constitui o primeiro problema a ser superado na estimativa do volume por métodos de imagens roentgenológicas e, obriga no cálculo automático o pre-processamento.

V.4.3 Obtenção do Contorno das cavidades cardíacas, por decisão visual

Os problemas e dificuldades acima descritos, aparecem também no traçado dos contornos por processo manual e decisão visual, mesmo para pessoas com conhecimento de anatomia cardíaca e cineangiocardiografia. Para pessoas com pouco conhecimento cineangiográfico, este erro pode aumentar consideravelmente, na determinação da borda cardíaca.

Experiências realizadas em três pessoas, no qual apenas pouca informação foi dada sobre a projeção OAD, demonstrou erros da ordem de 35% na diástole, e de 70% da sístole, como pode ser visto no gráfico V.5. Com isso, observa-se que para melhor resultado deve-se obter uma cineangiografia de boa qualidade e o traçado deve ser realizado por quem tenha algum conhecimento de anatomia cardíaca para não confundir a borda da cavidade, com a massa cardíaca, e poder identificar corretamente os pontos de intersecção importante no traçado dos eixos.

No presente trabalho, pode ser observado, em um registro, cineangiográfico de 48 quadros por minuto, as oscilações do eixo maior (L) e menor (M), provocadas provavelmente pelo erro na determinação exata das bordas e das extremidades do eixo maior.

Estas oscilações, provocam mínimos e máximos relativos nas curvas de volume. Entretanto, são pouco relevantes tais fatos, pois em termos de volume ejetado, os resultados foram satisfatórios.

V.4.4 Correção dimensional

A técnica usada para o cálculo da estimativa do índice de correção dimensional, desprezando-se os efeitos de distorção da imagem, principalmente nas extremidades do quadro, apresentou resultados práticos satisfatórios. Entretanto, apesar do cateter ser rotineiramente utilizado como padrão quando das análises convencionais de ventriculografia, sua utilização como padrão dimensional é discutível. Mesmo utilizando-se cateter de dimensões constantes, a sua posição relativa em relação a planos paralelos ao do intensificador de imagem, produz dimensões diferentes. Como utilizou-se neste trabalho a média das dimensões vistas nas projeções, este erro ten

Gráfico V.5

Variações no Cálculo do Volume do VE, para a mesma cineangiografia, pelo traçado do contorno realizado por 3 pessoas diferentes.

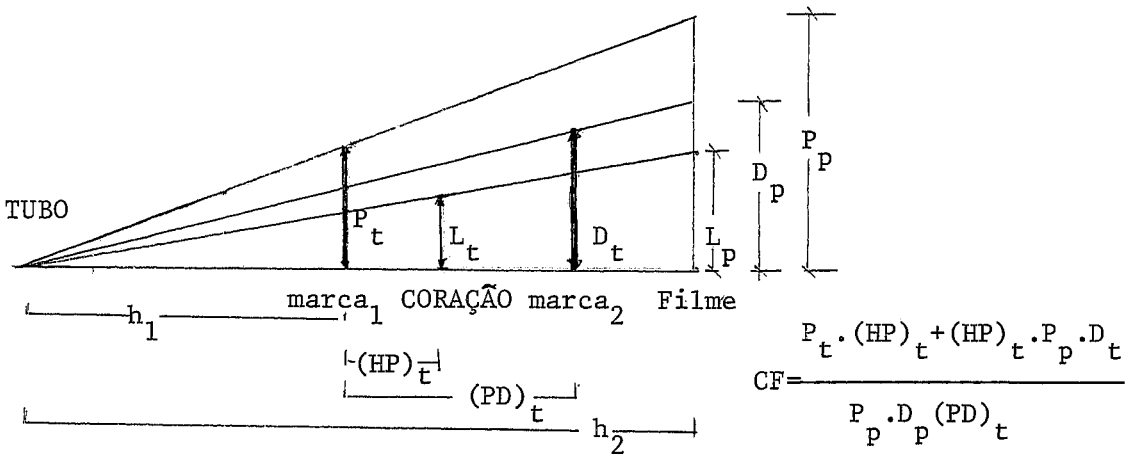
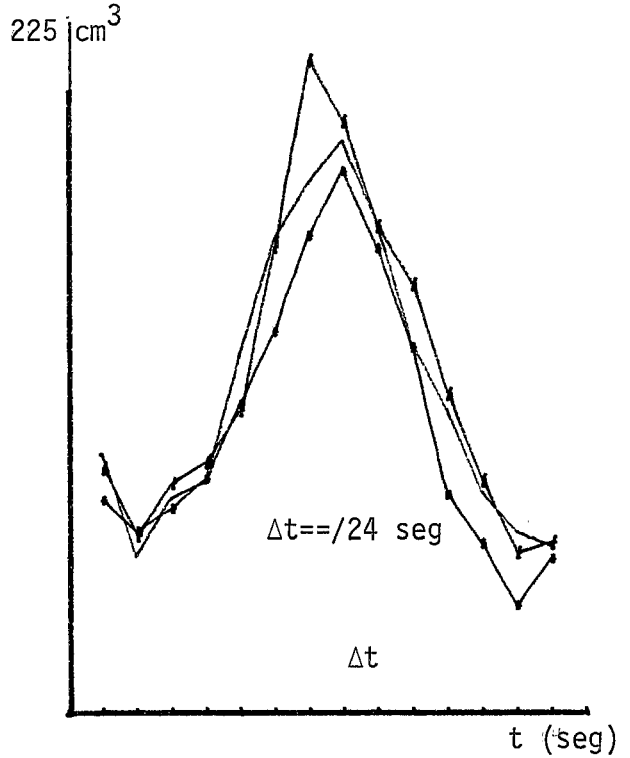


Figura V.3 - Ilustração do Método de Estimativa do Coeficiente de Correção Dimensional, proposto por Bentivoglio e col.

de a diminuir acentuadamente, sendo não menos preciso que o método de colocação de marcas radiopacas à altura do coração adotado por outros autores (6,11,16,36). Entretanto, com cineangiocardiografia uniplanar só pode obter-se os fatores de correção por método aproximado, por não se poder localizar com precisão o centro do ventrículo esquerdo. Um método mais acurado de calcular este fator foi desenvolvido por Bentivoglio e col (6), utilizando duas marcas radiopacas de dimensões conhecidas, uma sobre a mesa e outra sobre o paciente, na direção da silhueta do coração. O cálculo do fator de correção é dado pela relação entre os valores medidos (reais) e os calculados na projeção segundo relações de triângulos semelhantes como pode ser visto na figura V.3.

Todavia, a maior precisão da estimativa é dada por maior dificuldade de realização prática do método. Um método usando o mesmo princípio, mas simplificando procedimentos, foi adotado por Armelin e Col (5), substituindo as marcas por duas placas idênticas, com pontos radiopacos, como interseção de supostos reticulados. Supondo o centro do VE no ponto médio de distância entre placas, a compensação da distorção obtem-se pela relação entre as variações das distâncias entre as marcas na projeção das duas placas.

Assim, observa-se que todos os métodos tem suas vantagens e desvantagens. Entretanto a adoção de um único método, sempre nas mesmas condições fornecerá também um erro razoavelmente padrão.

V.4.5 Análises dos Resultados

Pode-se observar através das tabelas IV.4, IV.5 e IV.6, que os valores percentuais dos volumes ejetados para os três casos analisa

dos nos diferentes métodos, estão na faixa entre 75% a 89%, o que representa 11% a 25% de volume residual em relação ao volume sistólico final e, portanto, são valores reconhecidamente tidos como fisiológicos.

Da mesma forma, pode-se observar que pouca diferença encontra-se entre os dois métodos adotados. Para o caso cine nº 734, o erro entre os valores absolutos dos volumes calculados pelo dos métodos está na ordem de no máximo 17%, enquanto que em termos de volume percentual ejetado este erro está em 0,45%. Aplicando-se as correções propostas experimentalmente por Dodge este erro torna-se - 1,33%.

CAPITULO VI

CONCLUSÕES

1. As fotocélulas utilizadas, apresentam características convenientes ao uso como transdutores cinodensitométricos:
2. O sistema de captação montado projetor, tela e circuitos de transdução e de sincronismo, presta-se para quantificações cinodensitométricas confiáveis:
3. Na conversão automática, o sistema demonstrou ótimo desempenho. A conversão semi-automática deve ser evitada para sinais de longa duração:
4. Para o processamento utilizado demonstrou ser de enorme simplificação e recursos. A limitação da entrada de dados por teclado, pode ser superada através da introdução de um conversor

- sor à entrada da calculadora ou mesmo de uma interface BCD, capaz de receber sinais de voltímetros digitais;
6. O resultado encontrado para a estimativa do fluxo, pode ser considerado satisfatório, principalmente se considerar-se fora de análise o ensaio F_2 . A compensação deve ser feita por subtração logaritma e o registro angiográfico com o equipamento de Raio X filtrado convenientemente;
 7. Pelo método utilizado, o resultado do cálculo da fração de regurgitação não indicou estabelecimento de níveis de insuficiência aórtica. Entretanto, observou-se a viabilidade do método, principalmente se for realizada uma injeção rápida e o processamento realizado durante toda existência de sinal de passagem de contraste;
 8. Os resultados na estimação de volume ventricular esquerdo, foram satisfatórios e confiáveis. O método do cálculo do índice de correção dimensional pode ser melhorado ou até tornar-se irrelevante se utilizar-se a normalização dos volumes ventriculares pelo volume diastólico final máximo. Em termos de índices percentuais de ejeção ventricular (volume sistólico), os métodos de Snow e Greene mostraram-se identicamente satisfatórios;
 9. O sistema de captação e processamento implementado permite não só a continuação do trabalho iniciado, mas abre perspectivas para o desenvolvimento de trabalhos simila-

res na área

10. Os resultados encontrados na quantificação de parâmetros cardiovasculares por roentgendensitometria, não pode ser analisados isoladamente, pois eles representam informações adicionais na indicação de diagnósticos e terapias.

BIBLIOGRAFIA

1. ABRAMS, H.L.: Introduction and Historical Notes.
2. ABRAMS, H.L.: Cinefluorographic Equipament.
3. ARVIDSSON, H.: Angiocardiographic Determination of left ventricular volume, *Acta Radiologica*. 56: 321, 1961
4. AMORIM, D. de S.; WOOD, E.H.: Use of Roentgen Videodensitometry: Fundamentals and Applications for Blood Flow and Heart volume Determination, In, HEINTZEN, P.H., and *Videodensitometry: Fundamentals and Applications for Blood Flow and Heart Volume Determination*, Stuttgart Georg. Thieme Veriang, 1971.pag. 99.
5. ARMELIN, E.: Avaliação Hemodinâmica da Função do Ventrículo Esquerdo em indivíduos normais e em portadores de cardiopatias, *Tese de Doutorado apresentada na FMUSP*, 1972.
6. BENTIVOGLIO, L.G.; GRIFFITH, L.D. and GECZY, M.: "In vivo" evaluation of formulae for the calculation of left ventricular volume in the dog using single plane ventriculography. In, YANG, S.S.; BENTIVOGLIO, L.G.; MARANHÃO, V.; GOLDBERG, H.: *From Catheterization Data to Hemodynamic Parameters*, pag. 64.
7. BURSH, J.; JOHS, R.; HEINTZEN, P.H.: Validity of Lambert-Beer's law in Roentgendensitometry in Contrast Material (Urografin) Using Continuous Radiation, In, HEINTZEN, P.H., *Roentgen Cine- and videodensitometry: Fundamentals and Applications for Blood Flow and Heart Volume Determination*, Stuttgart Georg. Thieme Veriang, 1971, pag. 81.
8. BURSH, J.; JOHS, R.; KIRBACH, H.; SHNURER, C.; HEINTZEN, P.H.: Accuracy of Videodensitometric Flow Measurement, In HEINTZEN, P.H., *Roentgen Cine- and Videodensitometry: Fundamentals and Applications for*

Blood Flow and Heart Volume Determination, Stuttgart Georg, Thieme Veriang, 1971. pag. 119

9. CHAPMAN, C.B.; BAKER, O.; MITCHELL, J.H.; COLLIER, R.G.: Experiences with a Cineangiocardigraphic Method for Measuring Ventricular Volume *American. J. of Cardiol.* 25, 1966.
10. CHOW, C.K.; KANEKO, T.: Automatic Detection of the left Ventricle from Cineangiograms, *Comp. Biomed. Res.* 5, 388. 1972.
11. DODGE, H.T.; SANDLER, H.; BAXLEY, W.A.; HAWLEY, R.R.: Usefulness and Limitations of Radiographic Methods for Determining left Ventricular Volume, *Amer. J. of Cardiol.* 18,10, 1960.
12. FALSETTI, H.L.; MATES, R.E.; GRANT, C.; BUNNELL, I.L.: Left Ventricular wall Stress Calculated from One-Plane Cineangiography *Circulation Res.* 26:71, 1970.
13. GLANCY, D.L.; LOUISIANA, N.O.; MARCUS, M.L.; LOWA, L.C.: Symposium on the Use of Video Technology in Cardiovascular Research, *Amer. J. Cardiol.*, 32: 135, 1973.
14. GOMES, O.M.; MELO, C.P.; MELLO, S.; KAMAKURA, S.; TSUZUKI, S.; ZERBINI E.J.: Sistema Eletrônico para Controle de Nível em Oxigenadores Artificiais. *Rev. Arq. Bras. Cardiol.*, agosto, 1973.
15. GOTT, A.H.: Equipment and Calibration Factors Affecting Left Ventricular Volume Calculations from Cineangiography, In, HEINTZEN, P.H., *Roentgen Cine- and Videodensitometry: Fundamentals and Applications for Blood Flow and Heart Volume Determination*, Stuttgart Georg Thieme Veriang, 1971. Pag. 223.
16. GREENE, D.G.; CARLSLE, R.; GRANT, C.; BUNNELL, I.L.: Estimation of left Ventricular Volume by One-Plane Cineangiography, *Circulation*, 35: 67. 1967.
17. HEINTZEN, P.H., Foreword: *Roentgen Cine- and Videodensitometry: Funda-*

mentals and Applications for Blood Flow and Heart Volume Determination, Stuttgart Georg. Thieme Veriang, 1971.

18. HEINTZEN, P.H.; BURSH, J.; MULLER, H.W.: Preliminary Report on Simultaneous Comparison of Washout and Angiocardiographic Technics for Heart Volume Determination Using the Same Indication, *In, Roentgen Cine- and Videodensitometry: Fundamentals and Applications for Blood Flow and Heart Volume Determination*, Stuttgart Georg. Thieme Veriang, 1971. pag. 245.
19. HUGENHOLTZ, P.G.; KAPLAN, E.; BOSTON, E.H.: Determination of left ventricular wall thickness by Angiocardiography, *Amer. J.* 78:513, 1969.
20. ITZCHAK, Y.; YERUSHALMI, S. DEUTSCH, V.: Blood Flow Measurements in the Iliac Arteries by an Improved Angiocarpic Cinedensitometric Technique: (*Xerox sem referência de publicação*).
21. KRISS, J.P.: Video Instrumentation for Radionuclide Angiocardiography, *Amer. J. Cardio.* 32: 167, 1973.
22. LEVLTSKY, S.; SCHUETTE, W.H.; KEMPNER, K.M.; SLOANE, R.; SOUTHER, S.G.; MULLIN, E.M.; MORROW, A.G.: Experimental and Early Clinical Evaluation of Heart Tracking (Redarkimography) as a Noninvasive Method for Measuring Myocardial Contractility, *Amer. J. Cadiol.:* 32, 156, 1973.
23. LIMA, W. e HAMBURGER, E.W.: Fluxômetro de Radioisótopos para líquidos, *Rev. Bras. de Tecnol.* pag. 85, vol. 4. 1973.
24. LIND, J.; SPENCER, R.; WECLINS, C.: Differential Analysis of Opacification in Angiocardiography, *Circulation*, XI: 609, 1955.
25. LYNCH, P.R.; BOVE, A.A.: Geometry of the left ventricle as Studied by a high-speed Cineangiocardigraphic Technique, *Federations Proceedings* 28: 1330, 1969.
26. LYNCH, P.R.: Cineradiography as a Physiologic tool, *In HEINTZEN, P.H.*,

Roentgen Cine- and Videodensitometry: Fundamentals and Applications for Blood Flow and Heart Volume Determination, Stuttgart Georg. Thieme Verlag, 1971. pag. 158.

27. MARCUS, M.L.; SCHUTTE, W.H.; WHITEHOUSE, W.C.; BAYLEY, I.J.; DOUGLAS, M. A.; GLANCY, D.J.: Use of a Video System in the Study of Ventricular Function in Man, *Amer. J. Cardiol.* 32: 175, 1973.
28. MATEOS, D.A.; MELLO, S.; MELO, C.P.; SANTOS, E.F.; TSUZUKI, S. ZERBINI E.J.: Bomba de Infusão Venosa Contínua com baixo Fluxo - Novo Modelo - *Resumos III Congresso de Eng. Biomédica, Rio de Janeiro, Dezembro*, 1975.
29. MEYER, P.L.: *Probabilidade: Aplicações à Estatística*. Tradução de Rui de C.D. Lourenço Filho, Rio de Janeiro, Livro Técnico, 1972.
30. RITMAN, E.L.; STURM, R.E.; WOOD, E.H.: Biplane Roentgen Videometric System for Dynamic (60/sec) Studies of the Shape and Size of Circulatory Structures, Particulary the left Ventricle, *Amer. J. Cardiol.* 32: 167, 1973.
31. RITMAN, E.L.; STURM, E.; WOOD, E.H.: A Biplane Roentgen, Videometry System for Dynamic (60/Sec) Studies of the Shape and Size of Circulatory Structures, Particulary the left Ventricle, In, HEINTZEN, P.H. , *Roentgen Cine- and Videodensitometry: Fundamentals and Applications for Blood Flow and Heart Volume Determination*, Stuttgart Georg. Thieme Verlag, 1971.pag. 179.
32. ROBB. R.A.: Computer Aided Contour Determination and Dynamic Display of Individual Cardiac Chambers from Digitized Serial Angiocardiographic Film, In, HEINTZEN, P.H., *Roentgen Cine-and Videodensitometry: Fundamentals and Applications for Blood Flow and Heart Volume Determination*, Stuttgart Georg. Thieme Verlag, 1971.pag. 170.
33. RUTISHAUSER, W.: Application of Roentgendensitometry to Blood Flow Measurement in Models, Animals and in Intact Conscious Man, In, *Roentgen Cine- and Videodensitometry: Fundamentals and Applications* for

- Blood Flow and Heart Volume Determination*, Stuttgart Georg. Thieme Verlag, 1971. pag. 108.
34. RUTISHAUSE, W.: Equipment for Cinedensitometry from Film. In, HEINTZEN, P.H., *Roentgen Cine- and Videodensitometry: Fundamentals and Applications for Blood Flow and Heart Volume Determination*, Stuttgart Georg. Thieme Verlag, 1971. pag. 68.
35. RUTISHAUSER, W.: Comparison of Ventricular Volume Measurements by Thermal Washout and Angiocardiology in Man and Some Problems in Ventricular Volume Measurement by Washout of Contrast Medium. In, HEINTZEN, P.H., *Roentgen Cine- and Videodensitometry: Fundamentals and Applications for Blood Flow and Heart Volume Determination*, Stuttgart Georg. Thieme Verlag, 1971. pag. 243.
36. RUTISHAUSER, W.; BUSSMANN, W.; NOSEDA, G.; MEIER, W.; WELLAVER, J.. Blood Flow Measurement Through Single Coronary Arteries by Roentgen Densitometry, *Amer. J. Roentgen*, 109, 12, 1970.
37. SANDLER, H.; DODGE, H.T.; HAY, R.E.; RACKLEY, C.E.: Quantitation of Valvular Insufficiency in by Angiocardiology, *Amer. Heart J.*, 65:501, 1963
38. SANDLER, H.; Rasmussen, D.: Angiographic Analysis of Heart Geometry In, HEINTZEN, P.H., *Roentgen Cine- and Videodensitometry: Fundamentals and Applications for Blood Flow and Heart Volume Determination*, Stuttgart Georg. Thieme Verlag, 1971. pag. 212.
39. SINCLAIR, J.D.; ASSISTANT, R.; SUTTURE, W.F.; WOLFORD, J.L.; ARMELIN, E.; WOOD, E.H.: Problems in Comparison of Dye-Dilution Curves with Densitometric Variations at the Same Site in the Circulation Measured From Simultaneous Cineangiograms. *Proc. Staff Meetings Clinic*, 35 764, 1960.
40. SMITH, H.C.; FRYE, R.L.; DAVIS, G.D.; PLUTH, J.R.; STURM, R.E.; WOOD, E.H.: Simultaneous Indicator Dilution Curves at Selected Sites in the Coronary Circulation and Determination of Blood Flow in Coronary Artery-Saphenous Vein Grafts by Roentgen Videodensitometry, In, HEIN-

- 7 TZEN, P.H., *Roentgen Cine- and Videodensitometry: Fundamentals and Applications for Blood Flow and Heart Volume Determination,* Stuttgart Georg. Thieme Verlag, 1971. pag. 152.
41. SMITH, H.C.; STURM, R.; WOOD, E.H.: Videodensitometric System for Vessel Blood Flow, Particular in the Coronary Arteries, in Man, *Amer. J. Cardiol.*, 32: 144, 1973.
42. SNOW, J.A.; BAKER, L.D.; LESHIN, S.J., and MESSER, J.V.: Validation of the single plane cineangiographic determination of canine left ventricular volume II, Left ventricular dilatation, *Fea Proc.* 28: 517, 1969, In, HEINTZEN, P.H., *Roentgen Cine- and Videodensitometry: Fundamentals and Applications for Blood Flow and Heart Volume Determination,* Stuttgart Georg. Thieme Verlag, 1971. pag.
43. TSAIKIRIS, A.G.; STURM, R.E.; WOOD, E.H.: Experimental Studies on the Mechanisms of Closure of Cardiac Valves with use of Roentgen Videodensitometry, *Amer. J. Cardiol.* 32: 136, 1973.
44. WILLIAMS, J.C.P.; WOOD, E.H.: Application of Roentgen Videodensitometry to be Study of Mitral Valve Function, In, HEINTZEN, P.H., *Roentgen Cine- and Videodensitometry: Fundamentals and Applications for Blood Flow and Heart Volume Determination,* Stuttgart Georg. Thieme Verlag 1971. pag. 89.
45. WISCOMB, W.K.: A Hardware System for Man Machine Interaction in the Study of left Ventricular Dynamics, In, HEINTZEN, P.H., *Roentgen Cine- and Videodensitometry: Fundamentals and Applications for Blood Flow and Heart Volume Determination,* Stuttgart Georg. Thieme Verlag, 1971 pag. 165.
46. YANG, S.S.; BENTIVOGLIO, L.G. MARANHÃO, V.; GOLDBERG, H.: *From Catheterization Data to Hemodynamic Parameters,* pag. 132. 1972 FA Davis Company, U.S.A.

APENDICE A

CONSIDERAÇÕES SÔBRE A TEORIA DA ABSORÇÃO DE RAIO X E A TÉCNICA CINEDENSITOMÉTRICA

1. Lei de Lambert

A lei de Lambert fornece a atenuação da radiação em relação a distância de penetração da mesma em uma solução ideal. A intensidade de radiação I , em uma distância de penetração d , é dado por:

$$I = I_0 \cdot e^{-k \cdot d}$$

sendo: I_0 a intensidade da radiação antes de penetrar no material e k , o coeficiente de absorção característico do material e dependente do comprimento de onda da radiação.

Esta lei só aplica-se em radiações paralelas e monocromáticas, agindo em meio homogêneo⁽¹⁷⁾.

2. Lei de Beer

A lei de Beer, afirma que "a atenuação da radiação, que atravessa um certo material, depende da concentração do material em solução".⁽¹⁷⁾

3. Lei de Lambert-Beer

Combinando as duas leis acima, pode-se escrever:

$$I = I_0 \cdot e^{-k \cdot c \cdot d}$$

sendo, I_0 a intensidade da radiação antes de atravessar o material, I a intensidade de radiação após a passagem de uma distância d em um material em solução, com uma concentração c , e k o coeficiente de absorção do material para radiações de comprimento de onda λ .

Chamando-se de I/I_0 de transmissividade, I_0/I de opacidade, $T=(I \cdot 100/I_0)$ de transmissão da radiação e finalmente de $D=\log(I/I_0)$ de densidade ótica, tem-se que:

$$D = k \cdot c \cdot d$$

4. Aplicabilidade da Lei Lambert-Beer

Os equipamentos convencionais de Raio X, produzem radiação não monocromática e raios não paralelos e a redução da intensidade da radiação não se verifica somente devido à absorção, mas também por outros eventos físicos. Portanto, não deve-se esperar uma relação exponencial entre a atenuação da radiação e a quantidade de absorção específica pelo material (17)

Entretanto, pode-se aplicar a lei de Lambert-Beer na roentgendensitometria com a utilização de equipamento convencional de Raio X, desde que utilize-se um filtro de cobre conveniente e se o valor máximo da concentração e a distância atravessada pelo raio não forem excessivos.

9. Resumo das Funções Teóricas que Interferem na Cine-densitometria

São as seguintes funções teóricas que interferem no processo de densitométrico: (34)

$$I = I_0 \cdot 10^{-k_1 \cdot d \cdot c}$$

Raio X filtrado

$$L = k_2 \cdot I$$

Intensificador de Imagem

$$S = k_3 \cdot \log L$$

Processamento do filme

$$D = D_0 \cdot 10^{-S}$$

Projeção do filme

$$V = k_4 \cdot \log D$$

Captção logaritma do sinal

ou

$$V \approx \alpha + \beta \cdot c \cdot d$$

Relação entre a captação logaritma do sinal e a concentração.

APENDICE B

FILTRO DIGITAL

1. Tipo

O filtro digital implementado neste trabalho, tem a seguinte propriedade de média:

$$Y_i = \left(\sum_{j=i-k}^{i+k} Y_j \right) / (2k+1)$$

Sendo a nova amostra (após a filtragem) a média entre o seu valor anterior e as k amostras anteriores e posteriores.

2. Função de Transferência

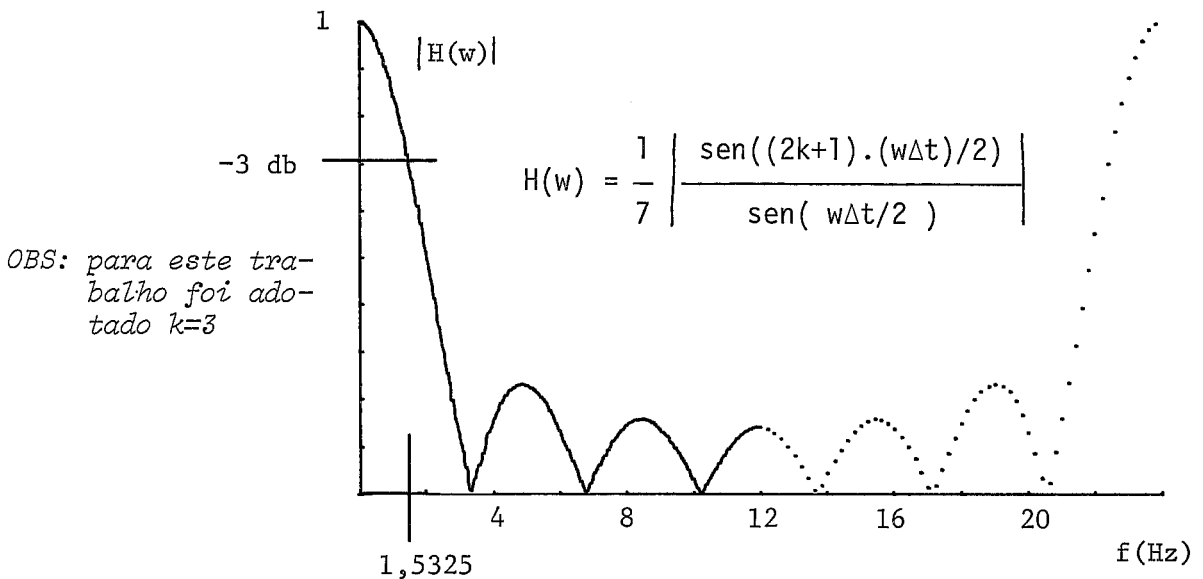


Gráfico B.1 - Módulo da Função de Transferência do Filtro Digital Implementado.