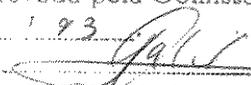


**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA**

**UMA FERRAMENTA COMPUTACIONAL PARA PROCESSAMENTO
DE IMAGENS OBTIDAS POR CINEANGIOCARDIOGRAFIA E
AVALIAÇÃO DA FUNÇÃO VENTRICULAR ESQUERDA**

PEDRO MIKAHIL-NETO

ORIENTADOR: PROF. DR. SAIDE JORGE CALIL

Este exemplar corresponde a redação final da tese defendida por <u>Pedro Mikahil Neto</u> e aprovada pela Comissão Julgada em <u>27.1.10.1993</u>  Orientador

CAMPINAS, 1993.

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA**

**UMA FERRAMENTA COMPUTACIONAL PARA PROCESSAMENTO
DE IMAGENS OBTIDAS POR CINEANGIOCARDIOGRAFIA E
AVALIAÇÃO DA FUNÇÃO VENTRICULAR ESQUERDA**

Dissertação apresentada como exigência parcial para a obtenção do Título de **MESTRE EM ENGENHARIA ELÉTRICA**, na Área de Concentração **Automação**, à Comissão julgadora da Faculdade de Engenharia Elétrica da Universidade Estadual de Campinas, sob a orientação do Prof. Dr. Saide Jorge Calil.

PEDRO MIKAHIL-NETO
ORIENTADOR: PROF. DR. SAIDE JORGE CALIL

CAMPINAS, 1993.

UNIDADE	BC
N.º CHAMADA:	U/Unicamp
	M.589f
V.	EM
TOMAS BC/	31943
DATA	28/1/97
	<input type="checkbox"/> D <input checked="" type="checkbox"/>
PREÇO	R\$ 11,00
DATA	22/10/97
N.º CPD	

CM-00101564-6

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA ÁREA DE ENGENHARIA - BAE - UNICAMP

Mikahil Neto, Pedro

M589f

Uma ferramenta computacional para processamento de imagens obtidas por cineangiocardiografia e avaliação da função ventricular esquerda / Pedro Mikahil Neto.- Campinas, SP: [s.n.], 1993.

Orientador: Saide Jorge Calil.

Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Engenharia Elétrica.

1. Processamento de imagens.* 2. Cateterismo cardíaco.*
3. Coração - Diagnóstico.* 4. Coração - Ventriculos.* I. Calil, Saide Jorge. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Engenharia Elétrica. III. Título.

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA**

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

**UMA FERRAMENTA COMPUTACIONAL PARA PROCESSAMENTO
DE IMAGENS OBTIDAS POR CINEANGIOCARDIOGRAFIA E
AVALIAÇÃO DA FUNÇÃO VENTRICULAR ESQUERDA**

**Autor: Pedro Mikahil-Neto
Orientador: Saide Jorge Calil**

COMISSÃO JULGADORA



**Prof. Dr. Eduardo Arantes Nogueira
Faculdade de Ciências Médicas - UNICAMP**



**Prof. Dr. Roberto de Alencar Lotufo
Faculdade de Engenharia Elétrica - UNICAMP**



**Prof. Dr. Saide Jorge Calil
Faculdade de Engenharia Elétrica - UNICAMP**

Campinas, 27 de outubro de 1993.

Aos meus pais, Djalma e Lecy, pelo amor, estímulo e dedicação com que se empenharam para minha formação.

Em especial, ao meu pai, Djalma, cujo amor, parece que de forma ainda mais presente, me faz compreender uma nova dimensão.

AGRADECIMENTOS:

À minha esposa, Patrícia, pelo amor, dedicação, pela sua valiosa contribuição para o capítulo *Revisão de Cardiologia* e, sobretudo, pela oportunidade de podermos compartilhar uma nova fase em nossas vidas.

Aos meus amigos, padrinhos e afilhados, Rafael e Vânia, pelo companheirismo, apoio e principalmente pelo forte laço de amizade que nos une.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Saide Jorge Calil, sobretudo pela sua disponibilidade, confiança e compreensão.

Ao Prof. Dr. Eduardo Arantes Nogueira, Faculdade de Ciências Médicas, UNICAMP, pela atenção, disponibilidade, experiência e pelas sugestões ao trabalho como um todo, em especial, à *Metodologia para Avaliação da Função Ventricular*.

Ao Prof. Dr. Roberto de Alencar Lotufo, Faculdade de Engenharia Elétrica, UNICAMP, pelos ensinamentos, compreensão e pelas sugestões ao trabalho, especialmente ao *Módulo de Processamento de Imagens*.

Aos professores do Departamento de Engenharia Biomédica, em especial, ao Prof. Dr. Sérgio Santos Mühlen e ao Prof. Dr. Eduardo Tavares Costa, pelos ensinamentos e sugestões.

Aos colegas do Centro de Engenharia Biomédica, pelo apoio e sugestões.

Aos colegas do Laboratório de Cateterismo Cardíaco, pela receptividade e carinho.

À Fundação Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Ensino Superior (CAPES) pelo auxílio financeiro obtido através de bolsa de mestrado.

Ao Fundo de Apoio ao Ensino e à Pesquisa (FAEP) da UNICAMP pelo auxílio financeiro para a importação da placa de captura de vídeo.

“Missão do Homem Inteligente na Terra”

“Não vos orgulheis do que sabeis, porque esse saber tem limites bem estreitos no mundo em que habitais.

...

“Se Deus, em seus desígnios, vos fez nascer num meio onde pudestes desenvolver a vossa inteligência, é que Ele quer que dela useis para o bem de todos; porque é uma missão que vos dá, colocando em vossas mãos o instrumento com a ajuda do qual podeis desenvolver, a vosso turno, as inteligências retardatárias e as conduzir a Deus. A natureza do instrumento não indica o uso que dele se deve fazer?

...

“O homem abusa da inteligência como de todas as outras faculdades e, entretanto, não lhe faltam lições para adverti-lo de que uma poderosa mão pode lhe retirar aquilo que ela mesma lhe deu.”

(FERDINANDO, Espírito protetor, Bordéus, 1862)

SUMÁRIO

RESUMO	i
ABSTRACT.....	iii
I. INTRODUÇÃO	1
II. REVISÃO DE CARDIOLOGIA	6
II.A. CORAÇÃO.....	6
II.A.1. O SISTEMA CIRCULATÓRIO	6
II.A.2. ANATOMIA CARDÍACA	10
II.A.3. FISIOLOGIA CARDÍACA	14
II.A.4. O CICLO CARDÍACO.....	14
II.A.5. REGULAÇÃO DA ATIVIDADE CARDÍACA.....	17
II.A.6. INSUFICIÊNCIA CORONARIANA	19
II.A.7. A DOENÇA CARDÍACA ISQUÊMICA.....	21
II.A.8. INSUFICIÊNCIA CARDÍACA	24
II.B. EXAME DE CINEANGIOCARDIOGRAFIA.....	27
II.C. MÉTODOS PARA AVALIAÇÃO DE CONTRAÇÃO REGIONAL.....	28
II.C.1. SUBJETIVO.....	30
II.C.2. LINHA MÉDIA OU CENTRAL	30
II.C.3. RADIAL	30
II.C.4. ÁREA	30
II.D. MÉTODOS PARA CÁLCULO DE VOLUME.....	31
III. METODOLOGIA UTILIZADA PARA AVALIAÇÃO DA FUNÇÃO VENTRICULAR.....	32
III.A. CONVENÇÕES E DEFINIÇÕES	32
III.B. DESCRIÇÃO DA METODOLOGIA.....	37
III.B.1. ANÁLISE DA CONTRAÇÃO REGIONAL	37
III.B.2. CÁLCULO DO VOLUME VENTRICULAR A PARTIR DA SILHUETA REDUZIDA.....	37
III.B.3. ANÁLISE DA FRAÇÃO DE EJEÇÃO	39
III.B.4. ANÁLISE DE ENCURTAMENTO LONGITUDINAL.....	39
III.B.5. ANÁLISE DE OBLITERAÇÃO APICAL.....	40
IV. DESCRIÇÃO DO AMBIENTE.....	42
IV.A. DESCRIÇÃO GERAL	42
IV.B. HARDWARE.....	44
IV.C. SOFTWARE	44
IV.C.1. X WINDOW SYSTEM.....	44

IV.C.2. <i>XLIB OU XLIBRARY</i>	46
IV.C.3. <i>XVIEW</i>	46
IV.D. AQUISIÇÃO DE IMAGENS.....	46
V. DESCRIÇÃO GERAL DO SISTEMA.....	48
V.A. FRAME BÁSICO.....	48
V.A.1. <i>ÁREA DAS SUB-JANELAS DE VISUALIZAÇÃO DE IMAGENS</i>	49
V.A.2. <i>ÁREA DO PANEL</i>	53
V.B. FRAMES LER IMAGEM E GRAVAR IMAGEM.....	54
V.C. FRAME ANÁLISE DE ENCURTAMENTOS.....	55
V.D. FRAME ANÁLISE PERCENTUAIS.....	55
VI. MÓDULO DE PROCESSAMENTO DE IMAGENS.....	57
VI.A. NORMALIZAÇÃO.....	57
VI.B. SUAVIZAÇÃO.....	58
VI.C. SEGMENTAÇÃO.....	58
VI.D. THRESHOLDING.....	60
VI.E. DETEÇÃO DE BORDAS.....	61
VI.E.1. <i>GRADIENTE</i>	61
VI.E.2. <i>KERNEL LAPLACE</i>	63
VI.F. SUBTRAÇÃO.....	65
VII. MÓDULO DE PROCESSAMENTO DE SILHUETAS.....	67
VII.A. CONVENÇÕES E DEFINIÇÕES.....	68
VII.A.1. <i>SILHUETA-M OU SILHUETA MAIOR</i>	68
VII.A.2. <i>SILHUETA_R OU SILHUETA REDUZIDA</i>	68
VII.A.3. <i>SILHUETA_R_AP OU SILHUETA SISTÓLICA REDUZIDA COM ÁPICE CORRIGIDO</i>	68
VII.A.4. <i>FLAGS DE CONSISTÊNCIA</i>	69
VII.A.5. <i>BASE DE DADOS</i>	69
VII.B. CRIAR SILHUETA REDUZIDA.....	70
VII.C. CRIAR SILHUETA SISTÓLICA REDUZIDA COM ÁPICE CORRIGIDO.....	73
VII.D. REDESENHAR SILHUETAS.....	75
VII.E. CÁLCULO DE VOLUMES.....	76
VII.F. ANÁLISE DA FUNÇÃO VENTRICULAR.....	80
VIII. DISCUSSÃO.....	87
IX. CONCLUSÕES.....	94
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	95

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1. ALTERAÇÕES DE MOVIMENTAÇÃO DA PAREDE VENTRICULAR. FONTE: NOGUEIRA <i>ET AL.</i> (1987), FIGURA 5, PÁG. 260.	2
FIGURA 2. SEQÜÊNCIA DA CONTRAÇÃO CARDÍACA DE UM PACIENTE HIPERTRÓFICO EVIDENCIANDO A OBLITERAÇÃO APICAL.	4
FIGURA 3. IMAGEM CINEANGIOGRÁFICA DO VENTRÍCULO ESQUERDO DE UM PACIENTE HIPERTRÓFICO MOSTRANDO UM FINO FILAMENTO DE CONTRASTE ANTERIORMENTE À OBLITERAÇÃO TOTAL.	5
FIGURA 4. ARRANJO DAS VIAS PARALELAS POR ONDE A CIRCULAÇÃO PASSA DA AORTA À VEIA CAVA. ESTÃO INDICADOS DIFERENTES ELEMENTOS: AD, ÁTRIO DIREITO; AE, ÁTRIO ESQUERDO; VD, VENTRÍCULO DIREITO; VE, VENTRÍCULO ESQUERDO. FONTE: BURTON (1977), FIGURA 6.1., PÁG. 59.	7
FIGURA 5. A. ESTIMATIVA DA DISTRIBUIÇÃO PERCENTUAL DO DÉBITO CARDÍACO (SUPRIMENTO AOS VÁRIOS ÓRGÃOS E TECIDOS); B. CONSUMO DE OXIGÊNIO DOS VÁRIOS ÓRGÃOS DO CORPO HUMANO DURANTE O REPOUSO. FONTE: BURTON (1977), FIGURA 1.1., PÁG. 5.	9
FIGURA 6. ESTRUTURA DO CORAÇÃO E PERCURSO DO FLUXO SANGÜÍNEO ATRAVÉS DAS CÂMARAS CARDÍACAS. FONTE: GUYTON (1989), FIGURA 13.4, PÁG. 125.	10
FIGURA 7. ARTÉRIAS CORONÁRIAS E VEIAS CARDÍACAS. FONTE: SNELL (1984), FIGURA 21, PÁG. 79.	13
FIGURA 8. CARACTERÍSTICAS MECÂNICAS DA CONTRAÇÃO DOS VENTRÍCULOS ESQUERDO E DIREITO. O VENTRÍCULO ESQUERDO TEM UMA SECÇÃO APROXIMADAMENTE CIRCULAR, COM UM ÁPICE ELIPSÓIDE, E O VENTRÍCULO DIREITO TEM A FORMA DE UMA FENDA LONGA NA DIREÇÃO DO SEPTO, MAS ESTREITA NA DIREÇÃO TRANSVERSA. FONTE: ROCHA E SILVA (1991) FIGURA 32.11, PÁG. 403.	16
FIGURA 9. DIAGRAMA MOSTRANDO O MECANISMO DA ANGINA PECTORIS. UMA LESÃO ATEROSCLERÓTICA CORONÁRIA PRESENTE NUM RAMO DA ARTÉRIA CORONÁRIA DESCENDENTE ANTERIOR ESQUERDA. DURANTE O EXERCÍCIO O FLUXO SANGÜÍNEO ATRAVÉS DA ÁREA ESTREITADA TORNA-SE INADEQUADO, E A REGIÃO DO MÚSCULO SUPRIDO POR AQUELE RAMO (ÁREA PONTILHADA) TORNA-SE ISQUÊMICA, CAUSANDO DOR TORÁCICA OU ANGINA PECTORIS. FONTE: ROSS (1989), FIGURA 2.167, PÁG.213.	22
FIGURA 10. MÉTODOS DE AVALIAÇÃO DA CONTRAÇÃO REGIONAL; A. MÉTODO SUBJETIVO; B. MÉTODO DA LINHA MÉDIA; C. MÉTODO RADIAL; D. MÉTODO DA ÁREA. FONTE: KUSSMAUL <i>ET AL.</i> (1990), FIGURA 1, PÁG. 155. ...	29
FIGURA 11. CONVENÇÕES E DEFINIÇÕES UTILIZADAS PARA A SILHUETA VENTRICULAR ESQUERDA.	33
FIGURA 12. SOBREPOSIÇÃO DAS SILHUETAS DIASTÓLICA FINAL (SDF) E SISTÓLICA FINAL (SSF) COM A LINHA DE OBLITERAÇÃO (LO) REPRESENTADA.	34
FIGURA 13. SOBREPOSIÇÃO DAS SILHUETAS DIASTÓLICA FINAL E SISTÓLICA FINAL COM REPRESENTAÇÃO DE VETORES DE DESLOCAMENTO. PARA MAIOR CLAREZA DA ILUSTRAÇÃO, OS PONTOS DE REFERÊNCIA DIASTÓLICOS (PRD) E SISTÓLICOS (PRS) ESTÃO SIMPLIFICADAMENTE REPRESENTADOS COMO D[i] E S[i], RESPECTIVAMENTE.	35
FIGURA 14. REPRESENTAÇÃO DOS VETORES DE REFERÊNCIA TRANSVERSAL E LONGITUDINAL UTILIZADOS PARA DECOMPOSIÇÃO DOS VETORES DE DESLOCAMENTO, PARA O SISTEMA DE COORDENADAS OXYZ UTILIZADO.	36
FIGURA 15. CÁLCULO DO VOLUME VENTRICULAR.	38

FIGURA 16. ANÁLISE DE ENCURTAMENTO LONGITUDINAL.	40
FIGURA 17. ANÁLISE DE OBLITERAÇÃO APICAL.	41
FIGURA 18. REPRESENTAÇÃO ESQUEMÁTICA DO AMBIENTE UTILIZADO. APÓS O EXAME CINEANGIOGRÁFICO, AS IMAGENS ORIGINAIS ERAM FILMADAS NO PRÓPRIO LABORATÓRIO DE CATETERISMO CARDÍACO E, POSTERIORMENTE, DIGITALIZADAS E PROCESSADAS NO CENTRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA.	43
FIGURA 19. FRAME BÁSICO CONTENDO AS 4 SUB-JANELAS DE VISUALIZAÇÃO E A ÁREA DE <i>PANEL</i>	49
FIGURA 20. ÁREA DO <i>PANEL</i> CONTENDO <i>SLIDERS</i> DE CONTROLE E UMA ÁREA DE MENSAGENS.	54
FIGURA 21. <i>FRAME</i> ANÁLISE DE ENCURTAMENTOS. APRESENTA GRAFICAMENTE OS RESULTADOS OBTIDOS PARA OS ENCURTAMENTOS TRANSVERSAL E LONGITUDINAL.	55
FIGURA 22. <i>FRAME</i> “ANÁLISE PERCENTUAL”: APRESENTA GRAFICAMENTE OS RESULTADOS OBTIDOS PARA A FRAÇÃO DE EJEÇÃO, FRAÇÃO DE ENCURTAMENTO LONGITUDINAL E FRAÇÃO DE OBLITERAÇÃO APICAL.	56
FIGURA 23. IMAGEM PROCESSADA PELA ROTINA SEGMENTAÇÃO.	59
FIGURA 24. IMAGEM PROCESSADA PELA ROTINA “THRESHOLDING”.	60
FIGURA 25. IMAGEM PROCESSADA APLICANDO-SE O OPERADOR DE DETEÇÃO DE BORDAS TIPO GRADIENTE.	63
FIGURA 26. IMAGEM PROCESSADA APLICANDO-SE O OPERADOR DE DETEÇÃO DE BORDAS LAPLACIANO.	64
FIGURA 27. IMAGENS DIASTÓLICA E SISTÓLICA APÓS SEREM SUBTRAÍDAS ENTRE SI.	65
FIGURA 28. INCLUSÃO DE NOVOS PONTOS NA SILHUETA-M SISTÓLICA. A LINHA DE OBLITERAÇÃO (LO) É INTERPOLADA LINEARMENTE A PARTIR DA LINHA MÉDIA DA SILHUETA DIASTÓLICA (LMSD).	75
FIGURA 29. IMAGEM CONTENDO A SILHUETA REDUZIDA COM ÁPICE CORRIGIDO.	76
FIGURA 30. VENTRÍCULO ESQUERDO EM DIÁSTOLE FINAL CONTENDO A SILHUETA DIASTÓLICA E RESPECTIVAS SECÇÕES UTILIZADAS PARA CÁLCULO DO VDF.	77
FIGURA 31. VENTRÍCULO ESQUERDO EM SÍSTOLE FINAL CONTENDO A SILHUETA SISTÓLICA E RESPECTIVAS SECÇÕES UTILIZADAS PARA CÁLCULO DO VSF.	78
FIGURA 32. ORIENTAÇÃO DOS PONTOS DELIMITANTES DAS SECÇÕES VENTRICULARES. CASO PROJBD SEJA MENOR QUE PROJAC, ALTERA-SE A ORIENTAÇÃO DA SECÇÃO ABCD PARA BADC.	78
FIGURA 33. IMAGEM EM DIÁSTOLE FINAL SUBTRAÍDA DA IMAGEM EM SÍSTOLE FINAL, COM VETORES DESLOCAMENTO DESENHADOS JUNTAMENTE COM AS SILHUETAS DIASTÓLICA E SISTÓLICA.	82
FIGURA 34. <i>FRAME</i> “ANÁLISE DE ENCURTAMENTOS” APRESENTANDO GRÁFICOS DOS ENCURTAMENTOS TRANSVERSAIS E LONGITUDINAIS DOS CONTORNOS SUPERIOR E INFERIOR DO VENTRÍCULO ESQUERDO DO PACIENTE EM ESTUDO (AZUL), DO VALOR MÉDIO DA BASE DE DADOS DE PACIENTES NORMAIS (VERDE) E DE UMA FAIXA DE VARIAÇÃO DE MAIS E MENOS UM DESVIO PADRÃO (VERMELHO).	83
FIGURA 35. <i>FRAME</i> “ANÁLISE PERCENTUAL” APRESENTANDO OS VALORES CALCULADOS PARA A FRAÇÃO DE EJEÇÃO, FRAÇÃO DE ENCURTAMENTO LONGITUDINAL E FRAÇÃO DE OBLITERAÇÃO APICAL, COMPARADOS A UMA FAIXA DE NORMALIDADE DEFINIDA PELOS VALORES MÁXIMO E MÍNIMO OBTIDOS PELA MÉDIA MAIS E MENOS UM DESVIO PADRÃO DE UMA BASE DE DADOS DE PACIENTES NORMAIS.	86
FIGURA 36. REPRESENTAÇÃO ESQUEMÁTICA DO AMBIENTE PROPOSTO PARA O SISTEMA DE ANÁLISE E PROCESSAMENTO DE IMAGENS CINEANGIOGRÁFICAS.	92

RESUMO

MIKAHIL-NETO, Pedro. *Uma Ferramenta Computacional para Processamento de Imagens Obtidas por Cineangiocardiografia e Avaliação da Função Ventricular Esquerda*, Campinas. Faculdade de Engenharia Elétrica, Universidade Estadual de Campinas, 1993. 100p. Dissertação (Mestrado).

A cineangiocardiografia tem sido considerada como a técnica mais confiável para avaliação da função ventricular esquerda. Embora a interpretação visual subjetiva de uma ventriculografia seja o método mais largamente utilizado, diversos estudos comprovam uma grande variabilidade interobservadores e intra-observadores nesta avaliação. Com o intuito de se realizar uma análise semi-automática da função ventricular esquerda, desenvolveu-se uma ferramenta computacional em ambiente Unix para determinação de parâmetros clínicos quantitativos, permitindo uma avaliação da funcionalidade cardíaca através da comparação dos resultados obtidos de um determinado exame aos de uma base de dados de pacientes normais.

O presente trabalho compreende dois módulos básicos. O primeiro consiste de rotinas para processamento das imagens cineangiográficas visando melhorar a qualidade das imagens através de recursos como suavização por mediana, limiarização múltipla, normalização de histograma e subtração de imagens. Adicionalmente, foram implementadas rotinas de detecção de bordas visando facilitar a segmentação do ventrículo esquerdo.

O segundo módulo provê ferramentas para definição das silhuetas ventriculares e para a determinação dos seguintes parâmetros clínicos: índices de movimentação regional do ventrículo esquerdo, fração de ejeção, fração de encurtamento longitudinal e fração de obliteração apical.

Para a análise de movimentação regional ventricular, foi proposto um método que leva em consideração a obliteração apical observada durante a sístole. A análise de movimentação é efetuada nas direções transversal e longitudinal segundo um sistema de referência baseado em pontos de referência simétricos da silhueta diastólica final. A correção da obliteração apical na silhueta sistólica mostrou ser necessária especialmente para pacientes hipertróficos, caso contrário, levaria a uma avaliação incorreta da movimentação da região próxima ao ápice.

Na determinação da fração de ejeção, os volumes ventriculares foram obtidos a partir da soma dos volumes parciais de secções delimitadas pelos pontos de referência simétricos das respectivas silhuetas.

A fração de encurtamento longitudinal e a fração de obliteração apical foram determinadas a partir das linhas médias das silhuetas diastólica e sistólica.

Palavras Chave

- Processamento de Imagens, Cineangiografia, Análise de Imagens, Ventrículo Esquerdo, Coração.

ABSTRACT

MIKAHIL-NETO, Pedro. *A Software Tool for Cineangiocardiac Image Processing and Evaluation of the Left Ventricle Function*, Campinas. Faculdade de Engenharia Elétrica, Universidade Estadual de Campinas, 1993. 100p. Dissertação (Mestrado).

Cineangiocardiacography has been considered the most reliable technique to examine cardiac functions. Although subjective visual interpretation of ventriculography data is the most widely method used, many studies show a high interobserver and intraobserver variability. In order to perform a semiautomatic analysis of the left ventricle function, it has been developed a software tool for Unix environment to determine quantitative clinical parameters, allowing to evaluate the cardiac function through the comparison of the results with a normal patient data base.

The software developed has two basic modules. The first one has routines for cineangiographic image processing with the purpose of enhancement of the images. The routines developed were: median smoothing, multiple thresholding, histogram normalization and image subtraction. Additionally, it has been implemented routines for edge detection to assist the segmentation of the left ventricle.

The second module provides tools for definition of the ventricular silhouettes and for determination of the following clinical parameters: left ventricle regional wall motion indexes, ejection fraction, longitudinal shortening fraction and apical obliteration fraction.

For the left ventricle regional wall motion analysis, it has been proposed a method that considers the apex obliteration observed during systole. The analysis is performed in both transversal and longitudinal directions according to a reference system based in symmetric reference points of the final diastolic silhouette. The correction of the apex obliteration in the systolic silhouette seems to be necessary specially for hypertrophic patients, otherwise it could lead to a wrong interpretation of the apex region motion.

In the evaluation of the ejection fraction, the ventricle volumes were obtained by the sum of the partial volumes of ventricle sections delimited by the symmetric reference points of their respective silhouettes.

The longitudinal shortening fraction and the apical obliteration fraction were determined from the diastolic and systolic silhouette mean lines.

Key Words

- Image Processing, Cineangiography, Image Analysis, Left Ventricle, Heart, Wall Motion Analysis.

I. INTRODUÇÃO

A evolução do sistema visual humano tornou a visão o mais importante e confiável sentido pelo seu aprimoramento na capacidade de extrair significado de imagens. Aproximadamente 60% das informações sensoriais que se dirigem ao cérebro provêm do sistema visual (RUSS, 1990).

A quantidade de informação que pode estar representada em uma imagem é muito grande; e o provérbio chinês que diz que uma figura vale mais do que 1000 palavras provavelmente subestima esta quantidade de informação (RUSS, 1990).

As imagens médicas têm tido um papel marcante no diagnóstico de muitas doenças há um longo tempo através dos exames de raios-X, ultra-som, radionuclídeos e outros. Outras técnicas mais recentes para a aquisição de imagens médicas, como a angiografia subtrativa e a ressonância magnética, surgiram após a tomografia computadorizada (TC) por raios-X e têm sido clinicamente utilizadas em vários campos da medicina (EIHO, KUWAHARA, ASADA, 1987).

O processamento digital de imagens tem despertado grande interesse por muitos pesquisadores, embora não haja muitos métodos desenvolvidos e usados clinicamente para produzir informação quantitativa a partir de imagens médicas (EIHO, KUWAHARA, ASADA, 1987).

A cineangiocardigrafia tem sido considerada como a técnica mais confiável para a avaliação da função cardíaca (EIHO, KUWAHARA, ASADA, 1987; GROVE, 1984).

A avaliação da função ventricular esquerda através da análise de movimentação regional da parede do ventrículo esquerdo (VE) é comumente efetuada em um exame de cineangiocardigrafia. Consiste na determinação do deslocamento verificado entre as silhuetas

ventriculares diastólica final e sistólica final obtidas a partir do contorno delimitado pelo endocárdio (parede mais interna do coração) nas imagens cineangiocardiógráficas. Como o deslocamento da parede cardíaca está associado ao grau de encurtamento do músculo durante a sístole, a análise destes deslocamentos provê importantes subsídios para a avaliação da contratilidade do VE.

Esta avaliação tem sido utilizada na determinação de benefícios de cirurgias, angioplastias e intervenções farmacológicas. BRITO-FILHO (1991) utilizou esta análise para avaliar as modificações da função do ventrículo esquerdo em um grupo de pacientes submetidos a aneurismectomia pela técnica de reconstrução da geometria do ventrículo esquerdo. Outros autores quantificaram os efeitos de terapias por trombólise pós-infarto e de angioplastias (SHEEHAN *et al.*, 1987; TOPOL *et al.*, 1985 *appud* KUSSMAUL *et al.*, 1990).

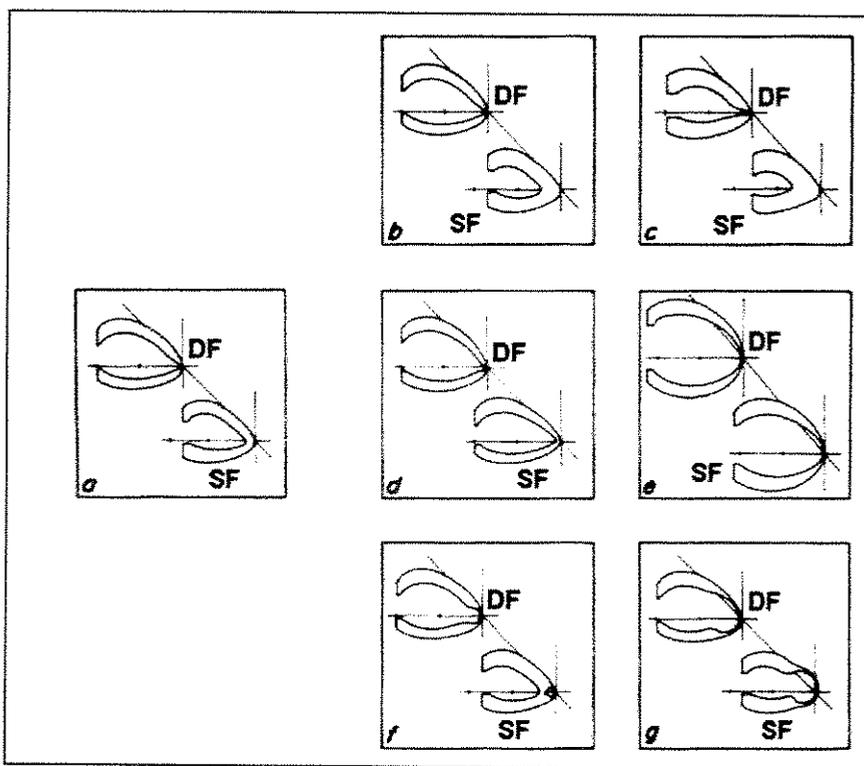


Figura 1. Alterações de movimentação da parede ventricular.

Fonte: NOGUEIRA *et al.* (1987), figura 5, pág. 260.

Adicionalmente, a análise de movimentação regional da parede do VE permite fornecer subsídios para diagnósticos e acompanhamento da evolução de um grande número de

cardiopatias. A Figura 1 mostra algumas alterações de movimentação da parede ventricular e suas respectivas patologias (NOGUEIRA *et al.*, 1987). As imagens apresentam os contornos endocárdicos (mais internos) e epicárdicos (mais externos) das silhuetas em diástole final (DF) e sístole final (SF). O item “a” representa um caso normal; o item “b”, um caso de aumentado inotropismo (força de contração); o item “c”, um caso com hipertrofia (espessamento da parede ventricular); o item “d”, um caso com inotropismo reduzido; o item “e”, um caso com dilatação e baixa função contrátil; o item “f”, um caso com um pequeno aneurisma apical isolado do resto da cavidade ventricular, encontrado em muitos casos de doença de Chagas; o item “g”, uma acinesia das paredes proximais ao ápice com baixos índices de encurtamento transversal devido a um infarto do miocárdio no segmento apical.

Embora a interpretação visual subjetiva de uma ventriculografia seja o método mais largamente utilizado, diversos estudos comprovam uma grande variabilidade interobservadores e intra-observadores (KUSSMAUL *et al.*, 1987; TZIVONI *et al.*, 1979; CHAITMAN *et al.*, 1975). Devido à baixa exatidão e reprodutibilidade destas avaliações, diversos métodos assistidos por computador têm sido utilizados.

A observação das imagens obtidas num exame convencional de cineangiocardiógrafia causa uma impressão de que o ápice ventricular se movimenta em direção à base do coração. Este conceito tem sido utilizado comumente nos métodos mais difundidos para avaliação da contração ventricular regional, incluindo: linha média, radial, área e outros (KUSSMAUL *et al.*, 1990; BHARGAVA *et al.*, 1980; GELBERG *et al.*, 1979). Porém, estudos com ecocardiografia e cine-tomografia computadorizada evidenciam que o ápice ventricular esquerdo permanece praticamente imóvel durante a sístole (NOGUEIRA *et al.*, 1987). Imagens de cineangiocardiógrafia de pacientes hipertróficos também demonstram a existência da obliteração apical mostrando um fino filete de contraste no quadro imediatamente anterior ao de sístole final. A Figura 2 apresenta uma seqüência de contração do VE de um paciente hipertrófico a partir da diástole final (Figura 2-A) até a sístole final (Figura 2-D). A Figura 2-B representa um quadro intermediário e a Figura 2-C representa o quadro imediatamente anterior ao de sístole final. Este fino filamento de contraste pode ser visto em detalhe na Figura 3. Este filamento normalmente não é considerado num exame cineangiográfico convencional, conduzindo à falsa interpretação de que o ápice teria se deslocado.

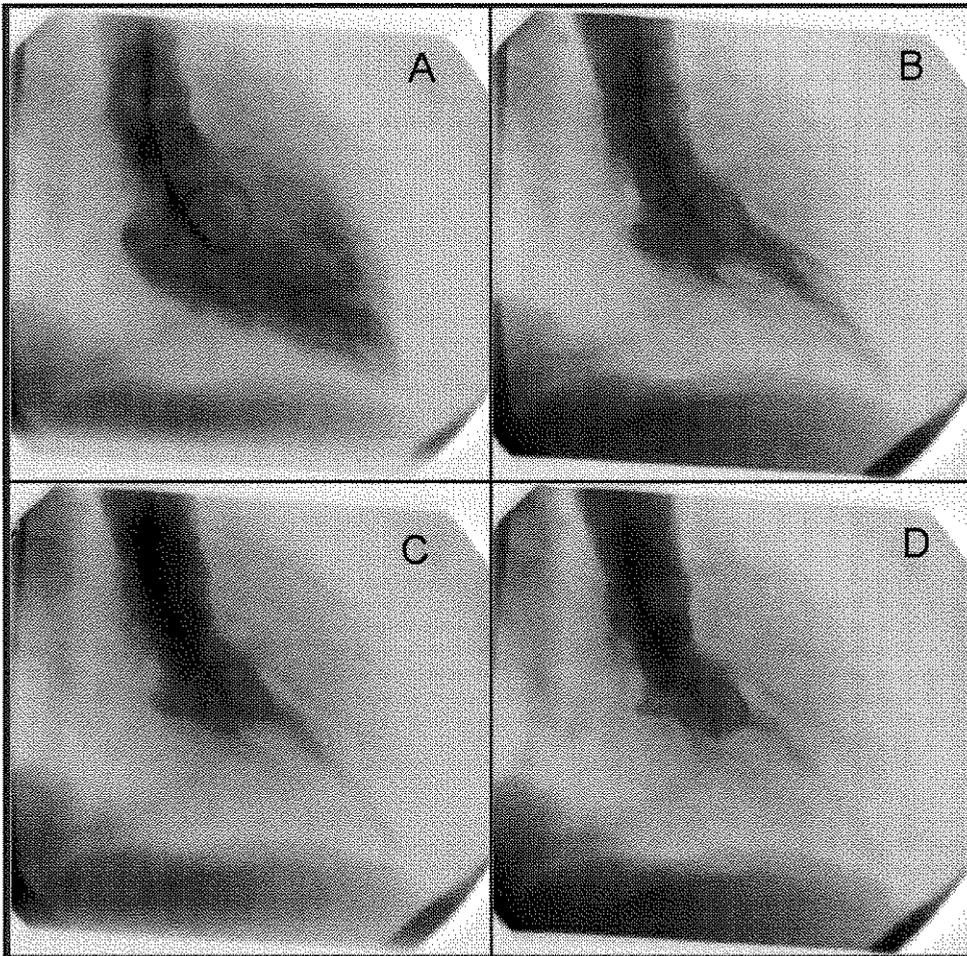


Figura 2. Seqüência da contração cardíaca de um paciente hipertrófico evidenciando a obliteração apical.

O método de análise ventricular proposto considera o efeito da obliteração apical, corrigindo o grau de encurtamento apical excessivamente considerado nos modelos convencionais, especialmente para os casos hipertróficos.

Este trabalho visa também estabelecer uma interface de fácil implementação visando uma conexão a qualquer equipamento de cateterismo através da captura e digitalização do sinal de vídeo a partir da rede de monitores, desde que este equipamento disponha de uma saída de vídeo analógica.

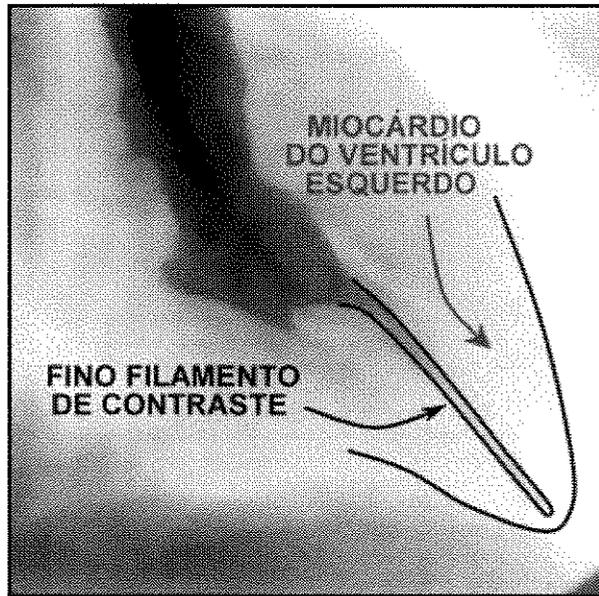


Figura 3. Imagem cineangiográfica do ventrículo esquerdo de um paciente hipertrófico mostrando um fino filamento de contraste anteriormente à obliteração total.

II. REVISÃO DE CARDIOLOGIA

II.A. CORAÇÃO

II.A.1. O SISTEMA CIRCULATORIO

Podemos dividir a função circulatória em duas partes: uma que se refere ao órgão central, o coração, responsável pelo bombeamento do sangue e a outra dedicada ao sistema periférico, responsável pela distribuição do volume de sangue ejetado (ROCHA E SILVA, 1985).

O sistema circulatório evoluiu ao longo da escala animal em função do crescimento corporal e do nível de atividade metabólica. Assim, um animal unicelular consegue realizar todas as trocas através de simples difusão. Já um animal com volume corporal maior exige um sistema especializado para transportar os gases e nutrientes (ROCHA E SILVA, 1985).

Além de suprir oxigênio e metabólitos, este sistema especializado tem como função carrear as vitaminas, hormônios e calor a cada célula viva do organismo, removendo também os produtos finais do seu metabolismo (por exemplo, dióxido de carbono e água) e o calor gerado por estas reações, atendendo, desta forma, aos requisitos individuais de cada célula (BURTON, 1977; ROCHA E SILVA, 1985).

Nos mamíferos, a arquitetura da circulação apresenta um sistema duplo com duas seqüências fechadas de câmaras cardíacas e vasos sanguíneos (Figura 4).

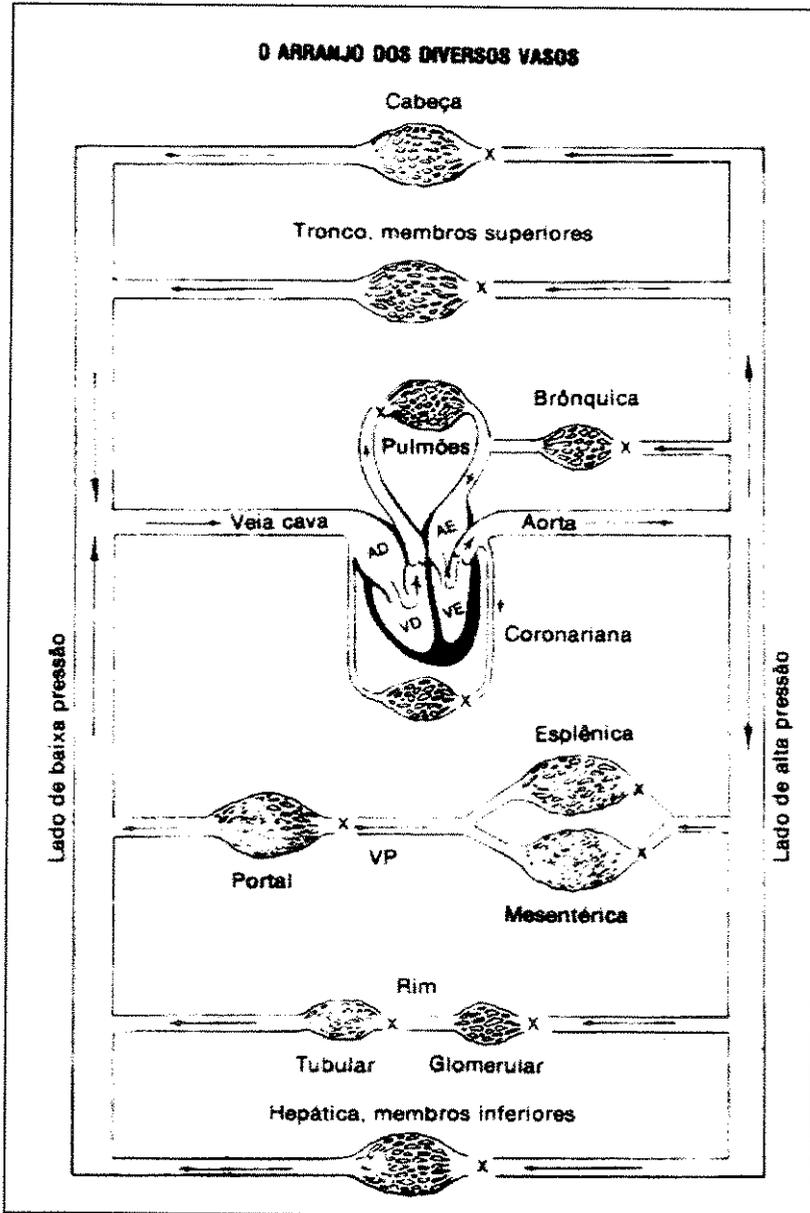


Figura 4. Arranjo das vias paralelas por onde a circulação passa da aorta à veia cava. Estão indicados diferentes elementos: AD, átrio direito; AE, átrio esquerdo; VD, ventrículo direito; VE, ventrículo esquerdo. Fonte: BURTON (1977), figura 6.1., pág. 59.

A primeira seqüência é constituída pelo átrio e ventrículo esquerdo, de onde o sangue é ejetado à grande circulação ou circulação sistêmica. Posteriormente, o sangue volta ao coração percorrendo então a segunda série de câmaras do lado direito, o átrio e o ventrículo direitos, que o impelem para a pequena circulação ou circulação pulmonar (ROCHA E SILVA, 1991).

Enquanto a circulação sistêmica é responsável no organismo pela irrigação de todos os órgãos, a circulação pulmonar irriga apenas os pulmões, onde ocorre absorção de oxigênio pelas membranas alveolares (ROCHA E SILVA, 1985).

Dentro de todo este mecanismo circulatório, há um sistema de controle capaz de distribuir a circulação eficientemente aos vários tecidos. Este sistema é sensível aos requisitos individuais momentâneos de cada tecido, segundo prioridades que devem ser satisfeitas de qualquer maneira e que beneficiam o organismo como um todo (BURTON, 1977).

Esta distribuição passa por exigências quase fixas, como por exemplo, o cérebro, cujo nível metabólico é praticamente constante (BURTON, 1977; ROCHA E SILVA, 1985) ou por exigências variáveis, como os músculos esqueléticos, onde a taxa metabólica pode variar do repouso ao exercício máximo em até 100 vezes. O músculo cardíaco também se inclui nesta variabilidade e a irrigação sangüínea deve idealmente se adaptar a todas as situações exigidas pelo trabalho cardíaco (ROCHA E SILVA, 1985).

Os processos metabólicos requerem o suprimento de oxigênio medido pelo consumo de oxigênio por grama de peso corporal (BURTON, 1977; GUYTON, 1989). Assim, a distribuição do sangue aos vários territórios sistêmicos, expresso pelo débito cardíaco (fluxo sangüíneo), apresenta diferenças consideráveis quando é observada a quantidade de oxigênio absorvida (Figura 5).

De maneira geral o cérebro e as coronárias recebem cerca de 1/4 do débito cardíaco; enquanto que os rins, o fígado e as vísceras, a pele e os músculos recebem igualmente os 3/4 restantes (BURTON, 1977).

Esta distribuição sofre variação devido a mudança na temperatura e na atividade funcional, acarretando em taxas variáveis de consumo energético (BURTON, 1977). Este controle automatizado concede um apreciável grau de autonomia circulatória.

Certas partes do organismo, embora essenciais, podem ser temporariamente privadas de circulação (desde que por tempo relativamente reduzido), em favor de alguma outra região essencial, incapaz de resistir à deficiência circulatória (BURTON, 1977).

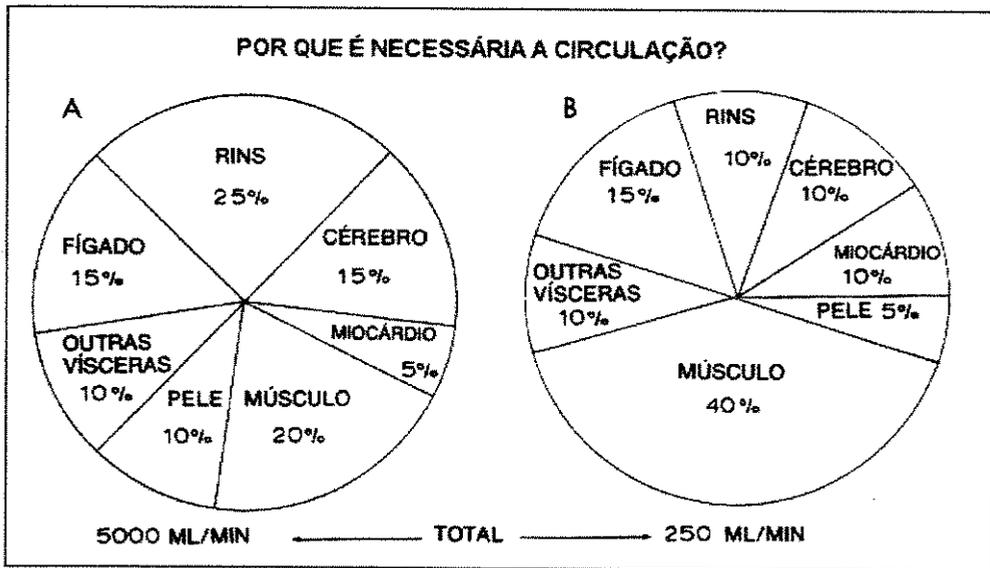


Figura 5. A. estimativa da distribuição percentual do débito cardíaco (suprimento aos vários órgãos e tecidos); B. consumo de oxigênio dos vários órgãos do corpo humano durante o repouso. Fonte: BURTON (1977), figura 1.1., pág. 5.

Por exemplo, o músculo esquelético tem a propriedade de usar o metabolismo anaeróbico no exercício intenso ou num choque hipovolêmico, onde há interrupção quase completa de sangue, não causando danos permanentes ao tecido periférico (BURTON, 1977).

Em contrapartida, o cérebro, um tecido nobre que só metaboliza glicose na presença de oxigênio, quando submetido a isquemia completa por um período de 1 a 2 minutos à temperatura corpórea normal, sofre danos permanentes, pois as células nervosas são incapazes de se reproduzirem e a perda do neurônio é então irreversível (ROCHA E SILVA, 1985).

Apesar do coração ter uma pequena reserva anaeróbica, a interrupção do fluxo coronariano num período de 5 a 10 minutos, como ocorre no infarto, acarreta danos permanentes (BURTON, 1977).

Verifica-se, portanto que a circulação deve priorizar o cérebro e o coração, tanto do ponto de vista da essencialidade de suas funções, como pelo fato de possuírem pouca reserva isquêmica.

II.A.2. ANATOMIA CARDÍACA

O coração (do grego “Kardia”) situa-se na região do mediastino médio na cavidade torácica.

É constituído de duas câmaras divididas por um septo longitudinal. Cada câmara, direita e esquerda, possui dois compartimentos distintos: o átrio, que recebe o sangue das veias, e o ventrículo, que impulsiona o sangue para as artérias (Figura 6) (GUYTON, 1989; GARDNER, GRAY, O'RAHILLY, 1978).

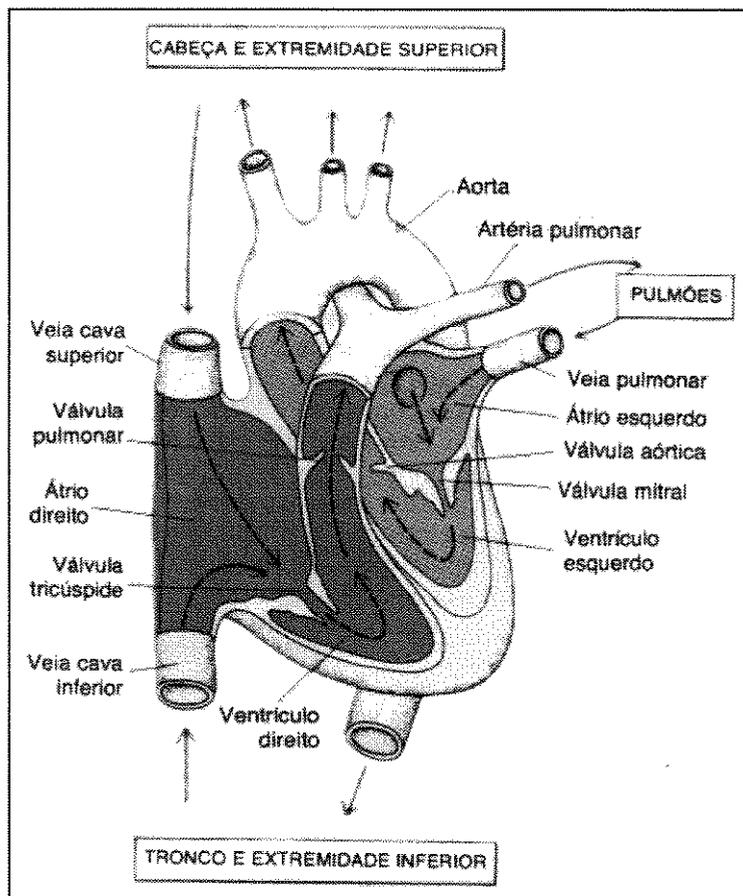


Figura 6. Estrutura do coração e percurso do fluxo sanguíneo através das câmaras cardíacas. Fonte: GUYTON (1989), figura 13.4, pág. 125.

As veias cava superior, cava inferior e as veias intrínsecas do coração fornecem o sangue venoso ao átrio direito. O sangue venoso é então transportado para o ventrículo direito e ejetado para a circulação pulmonar, através das artérias pulmonares direita e esquerda, onde ocorre a oxigenação. O sangue arterializado retorna ao coração pelas veias pulmonares (em número de quatro), chegando ao átrio esquerdo e ao ventrículo esquerdo, de onde é ejetado pela artéria aorta a toda a circulação sistêmica (GARDNER, GRAY, O'RAHILLY, 1978).

O sangue não retorna às câmaras de onde foi ejetado devido a eficientes mecanismos estruturais denominados de válvulas cardíacas. São elas: as atrioventriculares direita (tricúspide) e esquerda (bicúspide ou mitral), as pulmonares (entre o ventrículo direito e o tronco pulmonar) e a aórtica (entre o ventrículo esquerdo e a aorta) (GARDNER, GRAY, O'RAHILLY, 1978).

A estrutura do coração faz com que ele tenha uma forma piramidal tri-facetada: face anterior (esternocostal) formada pelo ventrículo direito e átrio direito; a face inferior (diafragmática) formada pelos ventrículos direito e esquerdo; e a lateral (pulmonar) formada pelo ventrículo esquerdo. A base é formada principalmente pelo átrio esquerdo, incluindo as quatro veias pulmonares e uma pequena porção do átrio direito. O ápice, que é formado pelo ventrículo esquerdo, está voltado para baixo, para frente e para a esquerda, situando-se ao nível do quinto espaço intercostal esquerdo, a aproximadamente 9 centímetros da linha média (SNELL, 1984; GARDNER, GRAY, O'RAHILLY, 1978).

O coração é envolvido por um saco fibrosseroso, o pericárdio, que contém na sua face interna uma membrana serosa líquida que lubrifica as superfícies móveis do coração, mantendo-o na posição e evitando sua dilatação (sistema hidrostático) (GARDNER, GRAY, O'RAHILLY, 1978).

Com relação à estrutura das paredes cardíacas, podemos observar que ela é constituída de fora para dentro por três camadas: o epicárdio, o miocárdio e o endocárdio.

O epicárdio é o pericárdio visceral, apresentando uma estrutura infiltrada de gordura por onde atravessam os vasos coronarianos antes de atingir o miocárdio.

O miocárdio é composto principalmente de fibras musculares cardíacas. Também é formado de tecido conjuntivo, constituindo os anéis fibrosos ou esqueleto fibroso do coração. Sua espessura é proporcional ao trabalho que executa.

Já o endocárdio constitui o revestimento endotelial liso do interior do coração (SNELL, 1984; GARDNER, GRAY, O'RAHILLY, 1978).

O músculo miocárdico subdivide-se em 3 grupamentos principais: o esqueleto cardíaco, o miocárdio atrial e o miocárdio ventricular.

O esqueleto cardíaco, que é formado pelo tecido fibroso ou fibrocartilágneo, circunda os óstios atrioventriculares e semilunares, dando inserção às válvulas e camadas musculares. Prossegue pela raiz da aorta, tronco pulmonar e pela parte membranácea do septo interventricular (GARDNER, GRAY, O'RAHILLY, 1978).

O miocárdio atrial e o ventricular apresentam diferenças entre suas estruturas de camadas e feixes musculares. A musculatura atrial é formada de feixes superficiais, comuns entre os dois átrios, e feixes profundos diferenciados que também constituem o septo interatrial. Uma quantidade de músculo pode ainda estender-se à veia cava e ao seio coronariano. Estas fibras dispõem-se circularmente em torno dos óstios das veias pulmonares e podem estender-se lateralmente ao longo das veias como lâminas cilíndricas (GARDNER, GRAY, O'RAHILLY, 1978).

Já o miocárdio ventricular está subdividido em dois grupos principais de lâminas miocárdicas: uma superficial espiral e uma profunda constritora. As fibras de uma lâmina orientam-se mais ou menos em ângulo reto com as outras. A constritora profunda (principalmente no ventrículo esquerdo) comprime os ventrículos como um punho cerrado, diminuindo o diâmetro dos óstios mitral e tricúspide, e as fibras musculares que atuam como esfínteres.

O arranjo espiral dos feixes superficiais faz com que o coração faça uma torção espiral durante a sístole (contração ventricular) (GARDNER, GRAY, O'RAHILLY, 1978).

As contrações miocárdicas são realizadas a partir de um sistema de condução que envolve células cardíacas especializadas. Entre elas: o nódulo sinoatrial, o nódulo atrioventricular, o feixe de His e as fibras de Purkinje (SNELL, 1984; GARDNER, GRAY, O'RAHILLY, 1978), cujos detalhes de funcionamento serão expostos oportunamente.

O suprimento arterial do coração é efetuado por uma derivação da artéria aorta, que se subdivide formando as artérias coronárias direita, esquerda e suas ramificações. A coronária direita supre o ventrículo direito, a porção direita da parede posterior do ventrículo esquerdo e parte do septo interventricular. A coronária esquerda supre a maior parte do ventrículo esquerdo, parte do ventrículo direito e uma grande porção do septo interventricular (Figura 7) (SNELL, 1984; GARDNER, GRAY, O'RAHILLY, 1978).

A drenagem venosa do coração é realizada em sua maior parte pelo seio coronariano, localizado posteriormente, no sulco coronário. Carreando o sangue venoso que supriu todo o

miocárdio, esta veia desemboca no átrio direito à esquerda da veia cava inferior. As veias que depositam sangue venoso no seio coronariano são: veia cardíaca magna, veia cardíaca parva e veia cardíaca média. Parte deste retorno é feito pelas veias cardíacas anteriores e por pequenas veias que se abrem diretamente nas cavidades cardíacas, principalmente nos átrios (SNELL, 1984; GARDNER, GRAY, O'RAHILLY, 1978).

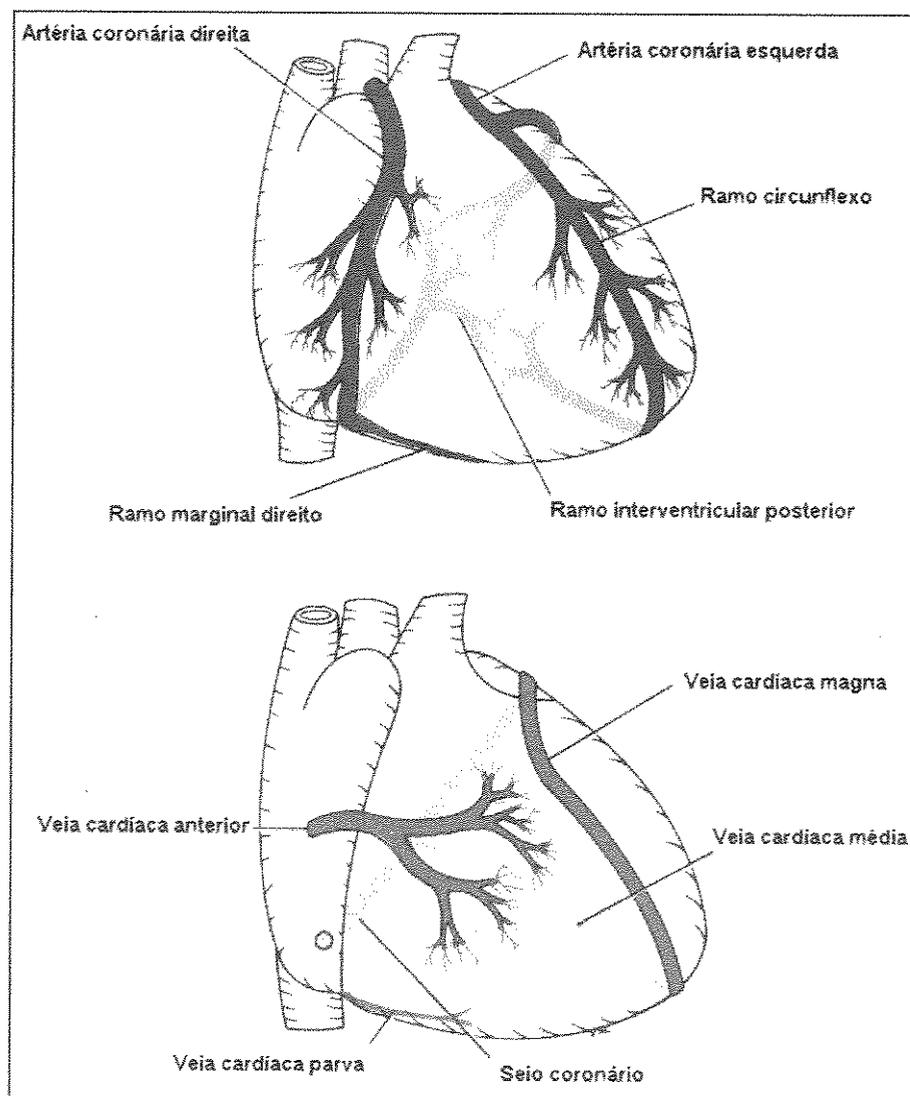


Figura 7. Artérias coronárias e veias cardíacas. Fonte: SNELL (1984), figura 21, pág. 79.

II.A.3. FISILOGIA CARDÍACA

Os batimentos do coração tem origem intrínseca, iniciando-se independentemente de qualquer sistema. A inervação autonômica simpática existente no coração apenas modifica o seu ritmo (SNELL, 1984; BURTON, 1977). O automatismo e a ritmicidade cardíaca são propriedades de todas as células do coração. Contudo, existe um grupamento especializado de células localizadas na região ântero-lateral da junção da veia cava superior e átrio direito à extremidade superior do sulco terminal (GARDNER, GRAY, O'RAHILLY, 1978), chamado de nódulo sinoatrial ou sinusal. Este nódulo normalmente domina a atividade cardíaca, iniciando a onda de despolarização que se propaga para a região atrial e para os demais componentes do chamado sistema de condução do coração.

Os outros componentes do sistema de condução cardíaca, em seqüência ao nódulo sinoatrial, são o nódulo atrioventricular, o feixe de His e as fibras de Purkinje (BERNE, LEVY, 1990; SNELL, 1984; BURTON, 1977). Na ausência da ritmicidade ou menor preponderância da região sinoatrial, qualquer outra célula cardíaca poderá assumir o desencadeamento da freqüência de despolarização (BURTON, 1977; BERNE, LEVY, 1990).

Os potenciais de ação são conduzidos do átrio para o ventrículo através do nódulo atrioventricular que provoca um retardo na condução do estímulo de cerca de 0,1 segundos. Este atraso na contração ventricular em relação à contração atrial é de grande importância para a eficácia do bombeamento cardíaco (GUYTON, 1989).

II.A.4. O CICLO CARDÍACO

Ao se contraírem anteriormente, os átrios atuam como bombas de ativação para os ventrículos que constituem a principal fonte de força (bombas de força) para mover o sangue através do leito vascular (GUYTON, 1989).

Durante o ciclo cardíaco, período que decorre entre o início de uma contração cardíaca até o início da próxima (GUYTON, 1989; BERNE, LEVY, 1990; ROCHA E SILVA, 1991), diferentes eventos estão envolvidos.

O ciclo cardíaco é formado por duas fases distintas e opostas: a contração (ou sístole) e o relaxamento (ou diástole). Inicia-se na sístole atrial, a partir de um estímulo gerado espontaneamente no nódulo sinoatrial. Neste momento, as câmaras estão relaxadas e as válvulas bicúspide e tricúspide permanecem abertas. A contração atrial, que ocorre ligeiramente antes da ventricular, contribui ligeiramente para o enchimento dos ventrículos (podendo ser considerada como a última fase da diástole cardíaca). Enquanto isto, as válvulas semilunares aórtica e pulmonar estão fechadas devido à alta pressão neste instante.

No início da contração ventricular, ocorre uma elevação súbita da pressão ventricular (intervalo anterior à abertura das válvulas atrioventriculares) chamado de contração isométrica, onde ocorre uma contração da musculatura sem alteração do volume durante cerca de 0,04 segundos.

Quando o ventrículo esquerdo atingir uma pressão maior que a aórtica (cerca de 80 mmHg) e o ventrículo direito atingir uma pressão maior que a pulmonar (cerca de 15 mmHg), as válvulas semilunares se abrem e inicia-se a segunda parte da sístole ventricular: a fase de ejeção. Cerca de 70% do volume do sangue é ejetado no primeiro terço da fase de ejeção (ejeção rápida) e os 30% restantes no segundo terço (ejeção lenta). Apesar das pressões de ejeção esquerda e direita serem muito diferentes (120 e 35 mmHg, respectivamente), os volumes ejetados são rigorosamente iguais, em virtude do princípio da continuidade (ROCHA E SILVA, 1991).

Durante a sístole, os ventrículos ejetam um determinado volume de sangue para o interior da aorta e da artéria pulmonar. Estes volumes, que são iguais, apresentam pressões bastante diferentes, o que reflete na quantidade de trabalho de cada ventrículo para movimentar o sangue. Este trabalho de contração, bem diferenciado em suas características mecânicas, pode ser visualizado na Figura 8. Segundo ROCHA E SILVA (1991):

“A contração do ventrículo esquerdo resulta na redução do diâmetro do cilindro, enquanto que a contração do direito causa o estreitamento da fenda, como se a parede livre direita e o septo fossem as faces de um fole. Esta forma de fole tem a propriedade de minimizar a energia necessária para causar um dado esvaziamento. Para um mesmo encurtamento da função miocárdica, o ventrículo direito ejeta cerca de 8 vezes mais sangue que o ventrículo esquerdo. Conseqüentemente, o ventrículo esquerdo gasta 8 vezes mais energia que o direito (trabalho: $t=P \times V$). Esta energia é transportada ao sangue na forma de pressão”.

O volume sistólico não se esvazia completamente durante a sístole ventricular, resta ao fim da sístole um volume residual de sangue chamado de volume sistólico final (ROCHA E SILVA, 1985).

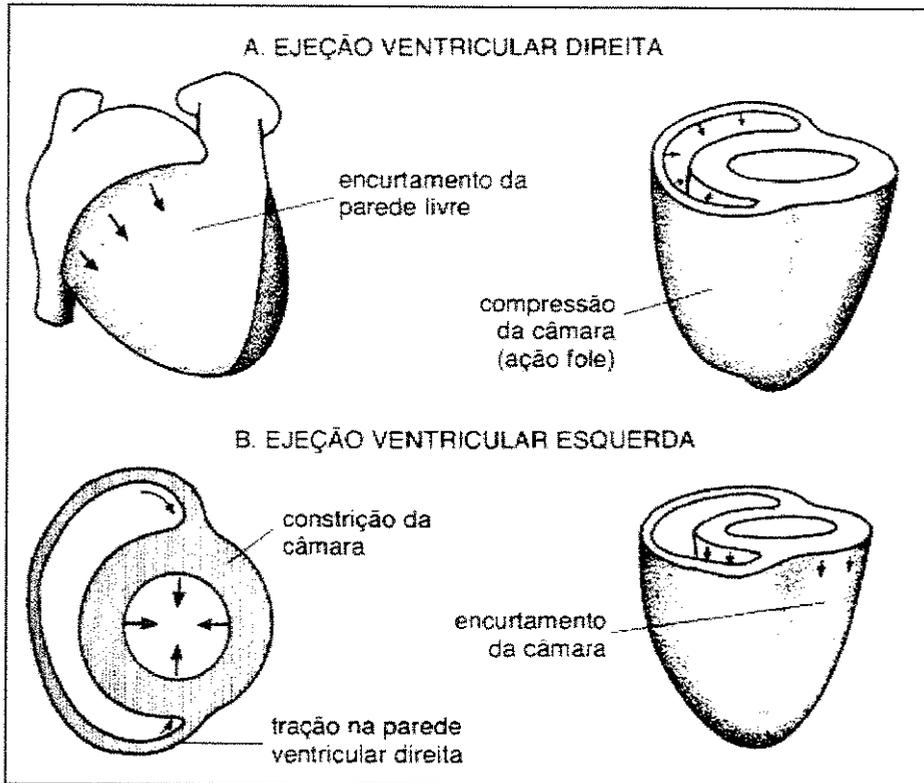


Figura 8. Características mecânicas da contração dos ventrículos esquerdo e direito. O ventrículo esquerdo tem uma secção aproximadamente circular, com um ápice elipsóide, e o ventrículo direito tem a forma de uma fenda longa na direção do septo, mas estreita na direção transversa. Fonte: ROCHA E SILVA (1991) figura 32.11, pág. 403.

O ventrículo esquerdo tem forma aproximadamente elipsóide, e em sua mecânica de contração durante a sístole ejeta apenas $2/3$ do seu conteúdo (volume diastólico final). A movimentação mais significativa da parede do ventrículo esquerdo ocorre numa direção próxima ao menor eixo do ventrículo (encurtamento transversal), com uma redução muito pequena na direção do maior eixo (longitudinal), ocasionando uma forma ainda mais elíptica ao fim da sístole. Durante a diástole, o ventrículo se torna mais esférico, pois o eixo transversal aumenta mais que o longitudinal (ROSS, 1989).

A fase seguinte do ciclo cardíaco é a diástole ventricular, que inicia-se quando os ventrículos começam a se relaxar, e termina quando os átrios começam a se contrair.

Iniciando-se pelo relaxamento isométrico, no momento em que termina a contração ventricular, a pressão intraventricular começa a cair, o que não ocorre com a pressão arterial aórtica e pulmonar. O sangue, que tenta refluir para o ventrículo, provoca então o fechamento imediato das válvulas semilunares, provocando o relaxamento das câmaras ventriculares, sem variação de volume. Quando a pressão intraventricular cai ao nível da pressão intra-atrial, as válvulas atrioventriculares novamente se abrem e é iniciado o enchimento que corresponde à segunda fase da diástole cardíaca.

O enchimento passa por uma fase rápida (75% do volume total) e uma lenta ou diástase. Esta subdivisão do enchimento é de grande importância fisiológica, pois, a fase de enchimento lento pode ter a sua duração reduzida com o aumento da frequência cardíaca, sem que ocorra perda importante para o enchimento ventricular total (e para a função cardíaca) (ROCHA E SILVA, 1991).

O enchimento lento inicia-se quando ocorre uma súbita mudança nas curvas de pressão atrial e ventricular e do volume ventricular. Com o ventrículo relativamente cheio, reduz-se a sua complacência e, portanto, a velocidade de enchimento. Esta fase é finalizada pelo início do próximo ciclo, onde a duração está condicionada à frequência cardíaca (ROCHA E SILVA, 1991).

II.A.5. REGULAÇÃO DA ATIVIDADE CARDÍACA

Duas variáveis estão intimamente envolvidas com a regulação da atividade cardíaca: a frequência cardíaca (cronotropismo, número de batimentos ou contrações cardíacas no intervalo de 1 minuto) e a força de contração do coração a cada batimento (inotropismo). A somatória destes dois fatores determina o volume de sangue impulsionado para a rede vascular, variando de acordo com as necessidades de cada território a ser irrigado (demanda de oxigênio).

Assim, o volume de sangue ejetado para a circulação (volume sistólico ejetado) é uma determinante básica da regulação da função cardíaca. O débito cardíaco ou volume minuto ($DC = \text{Volume Sistólico ejetado} \times \text{Frequência Cardíaca}$) é proporcional às necessidades de consumo de

oxigênio global do organismo. Este débito no homem adulto normal é cerca de 5 litros/minuto no repouso, podendo aumentar de 4 a 6 vezes no exercício físico intenso (ROCHA E SILVA, 1991).

Toda regulação do volume de bombeamento pelo coração envolve dois mecanismos básicos: a auto-regulação intrínseca de bombeamento em resposta ao retorno venoso e o controle reflexo do coração pelo Sistema Nervoso Autônomo (GUYTON, 1989).

O coração adapta-se a cada momento às alterações do retorno venoso (GUYTON, 1989). Esta capacidade intrínseca do coração de adaptar-se a cargas variáveis de sangue que retorna ao átrio direito é chamada de Lei do Coração ou Lei de Frank-Starling (BURTON, 1977; GUYTON, 1989; ROSS, 1989).

Esta lei propõe basicamente que, quanto mais cheio o coração, maior será a quantidade de sangue bombeada para a aorta. Ou seja, “dentro dos limites fisiológicos, o coração bombeará todo o sangue que nele chega, sem permitir que ocorra acúmulo excessivo de sangue nas veias” (GUYTON, 1989). Quando o músculo cardíaco é estirado além do normal (o que ocorre quando chega quantidade adicional de sangue em suas câmaras), a força de contração do músculo estirado torna-se maior, ejetando-se também o volume adicional para as artérias (BURTON, 1977; GUYTON, 1989). Além disto, o estiramento da parede do átrio direito aumenta a frequência cardíaca em cerca de 10 a 30%, sendo portanto um fator adicional que favorece o aumento do bombeamento cardíaco quando há aumento de volume.

Em resumo, “a função da Lei de Starling é de garantir que em qualquer período o débito, tanto do ventrículo esquerdo como do direito, sejam aproximadamente iguais, e que o volume sangüíneo total permaneça corretamente distribuído entre as circulações sistêmica e pulmonar” (HAMILTON, 1953 *appud* BURTON, 1977).

Com referência ao controle nervoso do coração, que é feito pelos sistemas simpático e parassimpático (nervo vago), pode-se modificar o bombeamento através de alteração na frequência e na força de contração. O sistema simpático aumenta tanto a força quanto a frequência, sendo sua ativação determinante no aumento do débito cardíaco. Já a estimulação parassimpática reduz a frequência cardíaca e ocasiona uma pequena diminuição da força de contração, com conseqüente diminuição do débito (ROCHA E SILVA, 1991).

Desta forma, as lesões dos tecidos cardíacos determinam alterações nos mecanismos intrínsecos de regulação cardíaca, tanto para efetuar contratilidade básica (Lei de Frank-Starling) como para a frequência básica do tecido marcapasso (nódulo sinoatrial) (ROCHA E SILVA, 1991).

Classifica-se um coração como hipocinético ou insuficiente, quando ele possui qualquer alteração anatomofisiológica que leve a danos no miocárdio, nas válvulas, no sistema de condução ou que leve o coração a se transformar numa bomba mais fraca. Os fatores que podem levar a isto são: infarto do miocárdio, as valvulopatias, a estimulação vagal do coração, a inibição simpática cardíaca, a cardiopatia congênita, a miocardite, a anóxia cardíaca, a lesão miocárdica diftérica ou outros tipos de lesões (GUYTON, 1989).

Por outro lado, o aumento crônico da carga de trabalho do coração pode provocar hipertrofia do músculo cardíaco e dilatação das câmaras ventriculares. Esta ocorrência torna o coração hipercinético, o que leva a um aumento da eficácia global do coração como bomba. A hipercinesia do coração pode também ser causada por estimulação simpática e inibição parassimpática (GUYTON, 1989).

II.A.6. INSUFICIÊNCIA CORONARIANA

A fisiologia normal e patológica da circulação coronariana é de grande importância em função de sua relação com a incidência da doença arterial coronariana.

O fluxo sanguíneo coronariano atinge cerca de 225ml/min no repouso e atinge o tecido cardíaco principalmente pela artéria coronária esquerda e direita, que se dividem em ramos cada vez menores (artérias epicárdicas e vasos intramurais). O retorno sanguíneo ocorre no seio coronariano pelas veias cardíacas anteriores e pelas veias de Tibésio, que drenam o sangue diretamente para as câmaras cardíacas (GARDNER, GRAY, O'RAHILLY, 1978; GUYTON, 1989).

No exercício extenuante, esta irrigação pode ser aumentada de 4 a 5 vezes para fornecer os nutrientes extras de que necessita o coração, onde o débito cardíaco total aumenta de 4 a 6 vezes. Todavia este aumento não é tão significativo quanto ao aumento da carga de trabalho. Portanto, a relação entre o fluxo coronariano e o gasto energético por parte do coração diminui (GUYTON, 1989).

O coração deve desenvolver pressão e fluxo na aorta para permitir a perfusão de todos os outros órgãos do corpo. Deve também se "auto-perfundir" de forma a poder desenvolver suficiente pressão na aorta para promover o fluxo necessário ao longo de seu próprio suprimento vascular. Quando o coração se torna incapaz de conseguir isto (por exemplo, durante choque

grave ou fase aguda do ataque cardíaco) ocorre um ciclo de deterioração devido ao suprimento sanguíneo inadequado levando a uma diminuição da função cardíaca. A pressão sanguínea cai muito e pode eventualmente levar à morte cerebral (ROSS, 1989).

Durante a sístole, o fluxo sanguíneo para o ventrículo esquerdo é muito inferior ao dos outros leitos vasculares. Isto ocorre devido a uma poderosa compressão da musculatura ventricular esquerda ao redor dos vasos intramusculares durante a sístole. Na diástole, a musculatura cardíaca se relaxa completamente e deixa de obstruir o fluxo sanguíneo nos capilares do ventrículo esquerdo. Esta alteração física da circulação do ventrículo esquerdo também ocorre no ventrículo direito, nas devidas proporções, já que a força de contração do ventrículo direito é bem menor que a do ventrículo esquerdo.

Vale a pena mencionar que o suprimento sanguíneo do coração é rico, pois esta musculatura está continuamente ativa e executa grande quantidade de trabalho, necessitando de grandes suprimentos de oxigênio por unidade de músculo, que é suprida graças à alta densidade capilar (ROSS, 1989).

Existe ainda uma estrutura de apoio na vasculatura miocárdica que são os canais colaterais, vasos que permitem que o sangue flua diretamente de uma artéria para outra. Em caso de obstrução arterial, eles permitem que o sangue arterial entre no vaso obstruído através de uma via colateral. Estes canais podem se formar com o tempo e passar a ter uma grande importância quando a doença aterosclerótica comprometê-las (ROSS, 1989).

A regulação do fluxo coronariano ocorre de acordo com as necessidades metabólicas locais de oxigênio (GUYTON, 1989) e são controladas também por inervação autonômica de forma direta ou indireta. No primeiro caso, ocorre uma ação direta da acetilcolina e das catecolaminas sobre os vasos coronarianos. Na forma indireta, a regulação pode ocorrer pela estimulação nervosa simpática ou parassimpática atuando nos receptores específicos da musculatura cardíaca. A estimulação simpática provoca um aumento da frequência e da contratilidade cardíaca, gerando uma maior taxa metabólica. Por outro lado, a estimulação parassimpática provoca bradicardia e ligeira diminuição da contratilidade miocárdica, diminuindo o consumo de oxigênio e levando a uma constrição coronária (GUYTON, 1989; ROSS, 1989).

II.A.7. A DOENÇA CARDÍACA ISQUÊMICA

A doença cardíaca isquêmica é uma das causas mais comuns de morte. Ela resulta de um fluxo coronariano insuficiente por oclusão coronariana aguda ou fibrilação cardíaca. Quando não ocorre morte súbita, há com o tempo um enfraquecimento progressivo no processo de bombeamento cardíaco levando a morte à médio prazo (GUYTON, 1989; TURATO, 1988).

A causa mais comum da insuficiência coronariana é a aterosclerose. Desenvolve-se em pessoas com predisposição genética, com alto grau de consumo de colesterol e outras gorduras, distúrbios metabólicos-hormonais e estresse.

Os outros fatores de risco associados a aterosclerose são: o sexo (mais freqüente nos homens, pois as mulheres até a menopausa estão protegidas pela ação antiaterogênica dos hormônios femininos), o avançar da idade, a hiperlipidemia, a hipertensão, a obesidade, a hiperglicemia e diabetes mellitus, o tabagismo e o sedentarismo (TURATO, 1988).

As regiões onde ocorrem os depósitos de colesterol podem ser invadidas por tecido fibroso e sofrer calcificação. Formam-se as placas ateroscleróticas que se projetam para dentro dos vasos e bloqueiam parcial ou totalmente o fluxo sangüíneo (GUYTON, 1989; ROSS, 1989).

A oclusão coronariana aguda ocorre mais freqüentemente em pessoas com doença cardíaca coronariana aterosclerótica subjacente severa. Dentro de suas possíveis causas, a placa aterosclerótica pode crescer a ponto de produzir uma ruptura através da íntima, entrando em contato com o sangue que está fluindo. Dá-se início, então, a um processo de agregamento plaquetário formando um coágulo sangüíneo (trombo), chegando a obstruir a artéria no local da placa. Em determinadas situações, este trombo pode se desprender da placa e fluir pela árvore arterial coronariana, obstruindo a artéria coronária ou um de seus ramos mais distalmente¹ (GUYTON, 1989). Outra causa de oclusão brusca é devido ao espasmo local causado pela irritação do músculo liso da parede arterial às margens de uma placa de ateroma, ou então a partir de reflexos nervosos que causam a contração coronariana. Este espasmo pode causar trombose secundária no vaso.

Apesar da circulação colateral desenvolvida na musculatura cardíaca ter uma grande complacência, na obstrução brusca, o fluxo sangüíneo fica aquém da metade das necessidades

¹ Um trombo que se desloca ao longo da artéria e que a oclui mais distalmente é denominado êmbolo.

para manter o músculo cardíaco por eles irrigados, estabilizando-se nas próximas 8 a 24 horas. Depois deste período, o fluxo colateral chega a dobrar no segundo ou terceiro dia, atingindo suprimento coronariano quase normal em um mês.

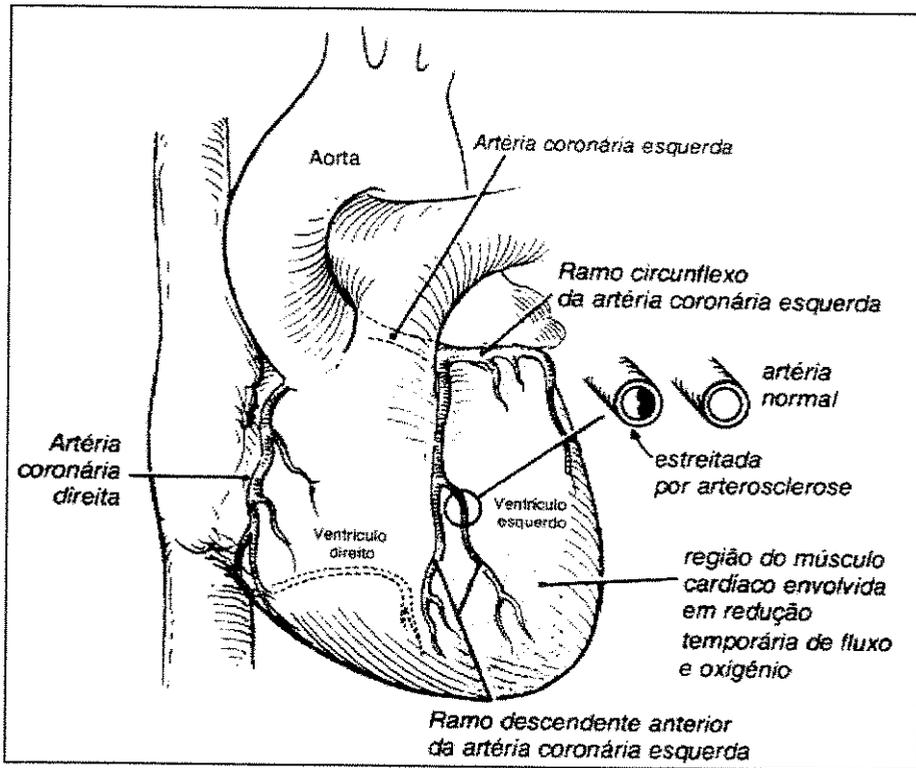


Figura 9. Diagrama mostrando o mecanismo da angina pectoris. Uma lesão aterosclerótica coronária presente num ramo da artéria coronária descendente anterior esquerda. Durante o exercício o fluxo sanguíneo através da área estreitada torna-se inadequado, e a região do músculo suprido por aquele ramo (área pontilhada) torna-se isquêmica, causando dor torácica ou angina pectoris. Fonte: ROSS (1989), figura 2.167, pág.213.

Estes canais colaterais desenvolvidos proporcionam recuperação dos diferentes tipos de oclusão coronariana, quando a área de envolvimento muscular não é muito grande (GUYTON, 1989). Na oclusão lenta por aterosclerose, os vasos colaterais se desenvolvem paralelamente, podendo o doente nunca apresentar uma obstrução aguda.

O processo esclerótico gradativo diminui intensamente o rendimento do trabalho do músculo cardíaco gerando a insuficiência cardíaca, muito comum em pacientes cardiopatas idosos (GUYTON, 1989).

Numa artéria coronária estreitada, mas não completamente obstruída, o fluxo sanguíneo é normalmente suficiente para suprir as necessidades metabólicas basais do miocárdio. Porém, em situações com demanda de oxigênio aumentada, como no exercício físico, o aporte sanguíneo regional é insuficiente. Nestas condições, o aumento da frequência cardíaca, associado a uma vasodilatação subendocárdica máxima, pode ocasionar em queda do fluxo sanguíneo na região miocárdica suprida pela artéria coronária lesada, possibilitando uma deterioração na contração regional (ROSS, 1989).

A condição de insuficiência no aporte de oxigênio é chamada de isquemia, levando geralmente a uma dor sub ou retro-esternal, também chamada de angina pectoris. Esta síndrome também pode ocorrer quando há um espasmo de uma ou mais das grandes artérias coronárias na ausência de aumento do consumo de oxigênio pelo miocárdio (Figura 9) (ROSS, 1989).

Quando um paciente tem freqüentes crises de angina, aumenta a probabilidade de vir a ter oclusão coronariana aguda (GUYTON, 1989).

A angina pectoris pode ser tratada principalmente através de:

- a) vasodilatadores (da musculatura lisa);
- b) beta-bloqueadores que reduzem a frequência cardíaca, a pressão arterial sistólica e a contratilidade miocárdica, sem que haja limitação no aumento do débito cardíaco. Durante o esforço físico, o débito cardíaco consegue se ajustar devido ao mecanismo de Frank-Starling, pois, o retorno venoso aumenta levando a um maior volume diastólico final;
- c) intervenção cirúrgica através da colocação de um ou mais enxertos para transpor a obstrução arterial coronária, chamado de desvio aórtico coronário (ROSS, 1989; GUYTON, 1989);
- d) angioplastia arterial coronária, onde um pequeno cateter (com cerca de 1mm de diâmetro) com um balão que circunda por alguns centímetros a sua extensão. Através de controle radiológico, o cateter é introduzido até as coronárias, atingindo a região parcialmente obstruída. O balão é então insuflado, distendendo grandemente as artérias, levando ao aumento de fluxo através do vaso (GUYTON, 1989).

A obstrução abrupta da coronária em um período de tempo de um a dois minutos, produz perda da contração na região envolvida. Após 20 a 40 minutos, a área pode sofrer lesão ou necrose, provocando o infarto agudo do miocárdio ou ataque cardíaco (ROSS, 1989).

Esta necrose se dá em virtude da área infartada receber pequenas quantidades de sangue no início, que combinados com a dilatação progressiva dos vasos sanguíneos locais, faz a região encharcar-se de sangue estagnado, cujos vestígios de oxigênio são utilizados pelas células miocárdicas locais. Este sangue adquire coloração azulada escura. Com ausência de fluxo, os vasos tornam-se permeáveis e o tecido cardíaco começa a inchar devido à diminuição do metabolismo celular. Algumas horas depois as células morrem.

O infarto agudo do miocárdio, além da obstrução coronária comum em quase todos os casos, também pode resultar de uma redução máxima do fluxo sanguíneo para certas regiões do miocárdio, ou aumento insuficiente de fluxo coronário relativo à demanda regional de oxigênio durante períodos de grande estresse (TURATO, 1988).

Após o infarto agudo do miocárdio, ocorrem comumente complicações que podem levar à morte. Entre elas pode-se citar: a redução do débito cardíaco, o represamento do sangue no sistema venoso, a ruptura da área infartada e a fibrilação ventricular (GUYTON, 1989).

IIA.8. INSUFICIÊNCIA CARDÍACA

A insuficiência cardíaca pode ser unilateral ou bilateral. Representa uma ineficiência da função de bombeamento do sangue e manifesta-se pela redução do débito cardíaco e represamento do sangue nas veias, gerando o aumento da pressão venosa sistêmica (GUYTON, 1989).

Nas fases iniciais da insuficiência cardíaca há mecanismos que podem compensar as anormalidades cardíacas básicas e servir para manter o débito cardíaco e as pressões de enchimento dentro da faixa normal. Nesta fase, a insuficiência cardíaca leve pode ser definida como elevação anormal da pressão venosa (esquerda ou direita) durante o exercício (ou outro esforço físico) e/ou incapacidade do débito cardíaco em elevar-se normalmente durante o exercício. Já nas fases avançadas da insuficiência cardíaca grave, onde os mecanismos

compensadores tornam-se insuficientes, a gravidade pode ser definida como uma elevação das pressões venosas e/ou redução do débito cardíaco no estado de repouso (ROSS, 1989).

A insuficiência cardíaca pode resultar de qualquer afecção cardíaca que diminua a capacidade do coração de bombear sangue. Geralmente, suas principais causas são: diminuição da contratilidade miocárdica em virtude de um menor fluxo coronariano, danos nas válvulas cardíacas, pressão externa ao redor do coração, deficiência vitamínica, doença primária do músculo cardíaco ou qualquer outra anormalidade em que o coração perca a eficiência (GUYTON, 1989).

A insuficiência cardíaca também pode ser resultante de uma condução elétrica anormal. Segundo ROSS (1989), um bloqueio cardíaco completo de longa permanência, com frequência cardíaca muito baixa e débito sistólico elevado, pode levar a um acentuado aumento do volume cardíaco, resultando numa insuficiência cardíaca final.

Como já foi citado anteriormente, a doença aterosclerótica das artérias coronárias pode produzir um infarto do miocárdio resultando numa insuficiência cardíaca. As deformidades valvulares, como a estenose mitral e a estenose aórtica, também podem provocar a insuficiência. A insuficiência do músculo cardíaco para se contrair normalmente resulta da sobrecarga prolongada com hipertrofia, perda final das miofibrilas das células hipertrofiadas e fibrose microscópica.

Dentre as doenças primárias do músculo cardíaco que podem levar à insuficiência temos: as infecções (miocardites virais), os fatores tóxicos (certos agentes antitumorais e o álcool), a miocardiopatia e outras (ROSS, 1989).

Dentre as causas celulares não muito bem determinadas, incluem-se: o acoplamento anormal da excitação-contração, as anomalias na função mitocondrial ou das proteínas estruturais e, na hipertrofia, o suprimento sanguíneo capilar inadequado (ROSS, 1989).

É mais comumente observado o lado esquerdo do coração sofrer insuficiência, produzindo elevação de pressão na circulação pulmonar com insuficiência cardíaca direita secundária. A insuficiência grave, com débito cardíaco reduzido, pode produzir fadiga, pulso enfraquecido, vasodilatação periférica com cianose das extremidades e redução do fluxo nos diversos órgãos, inclusive os rins (ROSS, 1989).

Na fase aguda, quando há diminuição do débito cardíaco, atuam imediatamente os reflexos circulatórios, como por exemplo, os barorreceptores (ativados pela redução da pressão arterial

sistêmica), o reflexo quimiorreceptor, a resposta isquêmica do sistema nervoso central e reflexos de origem cardíaca. Estes reflexos circulatórios também contribuem com o desencadeamento da resposta nervosa do sistema simpático, que é poderosamente estimulado, e do parassimpático, que é simultaneamente inibido (GUYTON, 1989). Os efeitos simpáticos sobre o miocárdio aumentam a força de contração, inclusive no miocárdio lesado. O coração se transforma numa poderosa bomba, aumentando sua força de contração, em alguns casos, em até 100%. Ocorre também, por esta estimulação, uma tendência para o aumento do retorno venoso pelo ajuste do tônus dos vasos sanguíneos (principalmente as veias) elevando a pressão arterial média de enchimento. Aumentam-se, assim, o retorno venoso e a pressão atrial direita, possibilitando o bombeamento de maior volume sanguíneo (GUYTON, 1989).

O aumento do tamanho cardíaco também representa um mecanismo compensador da insuficiência cardíaca. Inicialmente, este aumento se dá por dilatação aguda, utilizando o mecanismo de Frank-Starling. Na insuficiência crônica, é produzido um gradativo aumento do coração associado a algum grau de hipertrofia². Quando a insuficiência cardíaca é devida à doença do miocárdio, o coração apresenta-se com volume aumentado na radiografia torácica (ROSS, 1989).

A hipertrofia é particularmente acentuada quando a insuficiência cardíaca é devida a um aumento prolongado do trabalho cardíaco, como na hipertensão³ ou na valvulopatia. Ocorre ainda em regiões normais do ventrículo esquerdo após o infarto (mecanismo compensatório), na hipertensão ventricular de causa desconhecida, podendo também ocorrer em atletas (ROSS, 1989).

A hipertrofia cardíaca pode ser detectada quando há uma amplitude aumentada do complexo QRS do eletrocardiograma, pois há um aumento da massa muscular e da espessura da parede do ventrículo (ROSS, 1989).

A hipertrofia pode ser decorrente de uma sobrecarga de pressão ou de volume. A sobrecarga de volume leva o ventrículo esquerdo a adaptar-se às exigências de um volume sistólico maior, como no exercício crônico, na anemia, na insuficiência aórtica e mitral, na ocorrência de fistula artério-venosa e no "shunt" no septo ventricular. A hipertrofia causada nestes casos é excêntrica e causa alargamento de toda a câmara, provocando grande aumento do

² A hipertrofia é causada pela estimulação da síntese proteica, onde as células individuais do miocárdio têm um aumento no número de miofilamentos.

³ Hipertensão: elevação crônica da pressão sistólica.

volume no ventrículo esquerdo, aumento relativamente pequeno da espessura da parede e aumento acentuado da massa muscular global do ventrículo (ROSS, 1989).

A hipertrofia concêntrica é desenvolvida como resposta do ventrículo esquerdo a condições de sobrecarga contínua de pressão, como ocorre na hipertensão e no estreitamento da válvula aórtica (estenose aórtica). Nestas patologias, há um aumento da pressão sistólica do ventrículo esquerdo e da pressão aórtica. Esta hipertrofia leva ao aumento da espessura da parede do ventrículo esquerdo, sem que haja aumento do tamanho da câmara, permanecendo inalterado o volume diastólico final. A longa duração da sobrecarga de pressão leva a um quadro de insuficiência do miocárdio (ROSS, 1989).

A cardiopatia chagásica é outra manifestação de cardio-hipertrofia designada como uma miocardiopatia congestiva, onde ocorre dilatação de todas as cavidades cardíacas, com um pequeno ou nenhum aumento na espessura das paredes (NOGUEIRA, 1983).

Normalmente, esta cardiomegalia se manifesta através de arritmias, distúrbios de condução e insuficiência cardíaca (NOGUEIRA, 1983).

A hipertensão, aliada a outros fatores de risco relacionados à insuficiência cardíaca, destaca-se como um dos mais fortes fatores globais para as doenças clínicas, principalmente em indivíduos com mais de 45 anos de idade. Funcionando como um acelerador da aterosclerose, ela pode oferecer um risco 5 vezes maior de cardiopatia coronariana, quando comparada a indivíduos normotensos (TURATO, 1988).

II.B. EXAME DE CINEANGIOCARDIOGRAFIA

A cineangiocardiografia é o exame que produz uma seqüência de imagens obtidas a partir da radiografia contrastada de vasos sanguíneos (normalmente as coronárias) e do coração pelo cateterismo cardíaco.

O cateterismo cardíaco consiste na passagem de longos e finos tubos (cateteres) em vasos sanguíneos com o intuito de medir a função cardíaca (GROVE, 1984).

Em diversas patologias cardíacas e mesmo dentro da prática preventiva cardiológica, a cineangiocardiografia tem sido utilizada para a avaliação do tamanho, forma e contração dos ventrículos, principalmente o ventrículo esquerdo (NOGUEIRA, 1983).

Na angiografia ventricular ou ventriculografia, o paciente é geralmente colocado em posição oblíqua anterior direita (OAD) (NOGUEIRA, 1983).

De uma forma geral, o cateterismo cardíaco é feito para confirmar uma suspeita clínica de doença cardíaca. As principais indicações para um cateterismo cardíaco (GROVE, 1984) são:

- a) suspeita de doença coronariana;
- b) dores no peito de razão desconhecida;
- c) angina pectoris após infarto do miocárdio;
- d) infarto agudo do miocárdio com complicações;
- e) valvulopatias;
- f) miocardiopatia.

Não há uma contra-indicação estabelecida para se efetuar um cateterismo cardíaco (GROVE, 1984; ADOLPH, 1976). Entretanto, sempre que possível, deve-se esperar que dores no peito, arritmias e pressão arterial alterados estabilizem-se novamente, assim como alterações não cardíacas como febre e anemia.

Segundo KENNEDY (1982), o cateterismo cardíaco está associado a um baixo risco apresentando uma taxa de complicações sérias de 1,8% e uma taxa de mortalidade de 0,14%.

II.C. MÉTODOS PARA AVALIAÇÃO DE CONTRAÇÃO REGIONAL

Os métodos para avaliação de contração regional podem ser de natureza subjetiva, a partir de uma avaliação visual subjetiva do clínico, ou assistidos por computador. Dentre estes, os métodos mais utilizados e aceitos na prática médica são o da Linha Média, o Radial e o da Área (KUSSMAUL *et al.*, 1990).

Nos métodos assistidos por computador, as silhuetas ventriculares correspondentes aos instantes de sístole final e diástole final são sobrepostas utilizando-se um determinado quadro de referência. A análise é efetuada a partir da análise de encurtamentos de pontos de referência da silhueta diastólica para a sistólica.

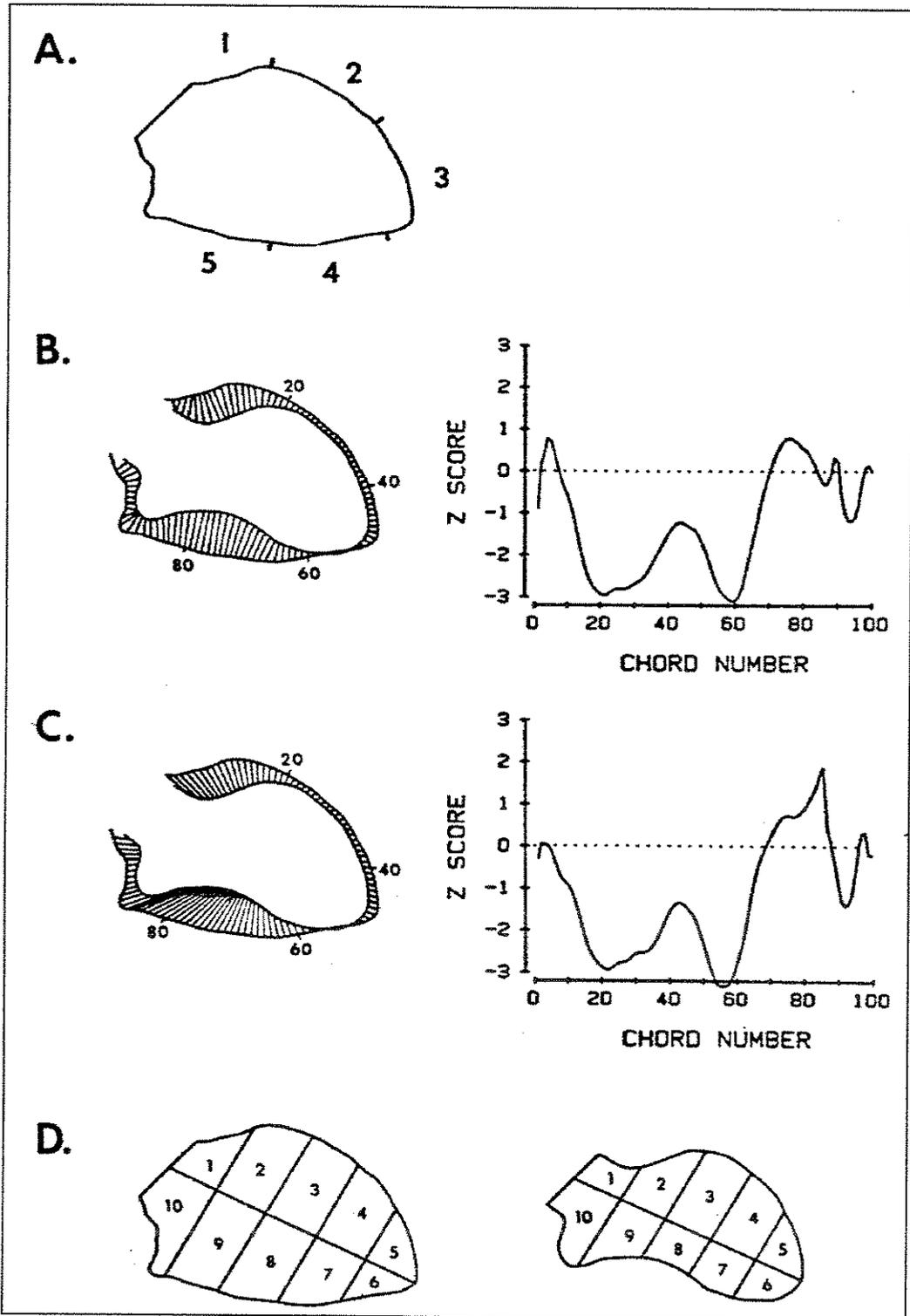


Figura 10. Métodos de Avaliação da Contração Regional; A. Método Subjetivo; B. Método da Linha Média; C. Método Radial; D. Método da Área. Fonte: KUSSMAUL *et al.* (1990), figura 1, pág. 155.

II.C.1. SUBJETIVO

A análise dos encurtamentos regionais ventriculares é feita de modo subjetivo pelo clínico. A silhueta ventricular é dividida em 5 segmentos aproximadamente iguais e associadas às regiões ântero-lateral, anterior, apical, inferior e posterobasal do ventrículo esquerdo (Figura 10-A). O observador estabelece um grau de movimentação da parede ventricular para cada um destes segmentos (KUSSMAUL *et al.*, 1990).

II.C.2. LINHA MÉDIA OU CENTRAL

O algoritmo desenha uma linha média entre as duas silhuetas (diastólica e sistólica) e criam-se 100 cordas perpendiculares a esta linha média definindo 100 pontos de referência de forma a permitir uma comparação de ventrículos de diferentes tamanhos (Figura 10-B). Estas cordas são então normalizadas em relação ao perímetro diastólico final, permitindo então serem comparadas a um grupo normal de controle (KUSSMAUL *et al.*, 1990).

II.C.3. RADIAL

A partir do centro de área da silhueta diastólica definida pela média de todas as coordenadas XY, e da divisão da silhueta diastólica em 100 segmentos de igual distância, constróem-se linhas ligando o ponto central a cada um dos pontos definidos na silhueta (Figura 10-C). As interseções destas linhas com as silhuetas sistólica e diastólica definem 100 cordas representando a movimentação da parede localmente, que são então normalizadas em relação ao perímetro diastólico final (KUSSMAUL *et al.*, 1990).

II.C.4. ÁREA

Em ambas as silhuetas ventriculares (sistólica e diastólica) traça-se um eixo conectando o ápice da silhueta ao ponto médio do plano da válvula aórtica. Este eixo é então dividido em 5

partes definindo portanto 10 regiões para cada silhueta (Figura 10-D). A movimentação da parede para cada secção é determinada a partir da alteração percentual de área de cada uma das regiões das silhuetas diastólica final e sistólica final (KUSSMAUL *et al.*, 1990).

II.D. MÉTODOS PARA CÁLCULO DE VOLUME

A maioria dos métodos angiográficos de medida manual do volume ventricular esquerdo considera o ventrículo como um elipsóide de revolução. A diferença entre os métodos de Snow, Dodge, Greene e Derivada de Greene diferem basicamente na referência dos eixos da elipse considerada e de fatores de acomodação visando adaptar o molde ao sólido real (BEZERRA, 1985; YANG *et al.*, 1978). Já a medida de volume por integração trapezoidal considera o ventrículo como a soma de 20 secções com larguras iguais formando troncos de cone perpendiculares a um eixo ligando o ápice ao ponto médio da válvula aórtica (NOGUEIRA, 1988b).

Os métodos de medida assistidos por computador baseiam-se no cálculo do volume ventricular por integração numérica e integração analítica. O Método das Somas de Riemann (numérico) considera a silhueta composta de 100 cilindros perpendiculares a um eixo ligando o ápice ao ponto médio da válvula aórtica. O método de integração analítica é similar ao de Riemann fazendo um limite dos raios dos cilindros tenderem a zero. Para este cálculo, é necessário ser feito um ajuste de curvas aos contornos anterior e posterior da silhueta. BEZERRA (1985) não verificou diferenças estatísticas significativas entre o Método de Riemann e o Analítico (através de ajustes polinomiais) utilizando 21 moldes de ventrículos esquerdo obtidos de autópsias realizadas no Instituto Médico Legal da Secretaria da Segurança Pública do Estado de São Paulo.

III. METODOLOGIA UTILIZADA PARA AVALIAÇÃO DA FUNÇÃO VENTRICULAR

III.A. CONVENÇÕES E DEFINIÇÕES

O quadro de diástole final foi determinado a partir do quadro imediatamente anterior ao primeiro movimento observável de encurtamento. O quadro de sístole final foi tomado como o último quadro que apresentasse encurtamento (NOGUEIRA *et al.*, 1979).

Uma silhueta ventricular genérica é composta pelos contornos superior e inferior, estando estes separados entre si pelo ápice. A válvula aórtica é tomada como referência para a definição do início do contorno superior e do término do contorno inferior. Uma representação visual das convenções e definições utilizadas para a silhueta ventricular esquerda é apresentada na Figura 11.

O ápice da silhueta é definido como o ponto da silhueta mais distante do ponto médio da válvula aórtica. É utilizado como referência para estabelecimento de duas regiões distintas da silhueta ventricular para a análise de encurtamentos: contorno superior e contorno inferior.

O contorno superior é composto de 51 pontos de referência equidistantes entre si, a partir do ponto mais superior da válvula aórtica até o ápice, inclusive. O contorno inferior também é composto de 51 pontos de referência equidistantes entre si e é definido a partir do ápice até o ponto mais inferior da válvula aórtica, inclusive (Figura 11).

A silhueta cardíaca é então representada por 101 pontos de referência, onde os primeiros 51 pontos de índices $[0,50]$ representam o contorno superior e os últimos 51 pontos de índices $[50,100]$ representam o contorno inferior.

Define-se um ponto de referência simétrico ao de índice $[i]$ como sendo o ponto de referência de índice $[100-i]$.

O ponto médio de referência (PMR) é definido como o ponto médio entre um determinado ponto da silhueta e seu simétrico.

A linha média da silhueta (LMS) é definida como o contorno determinado pelos pontos médios de referência de uma determinada silhueta.

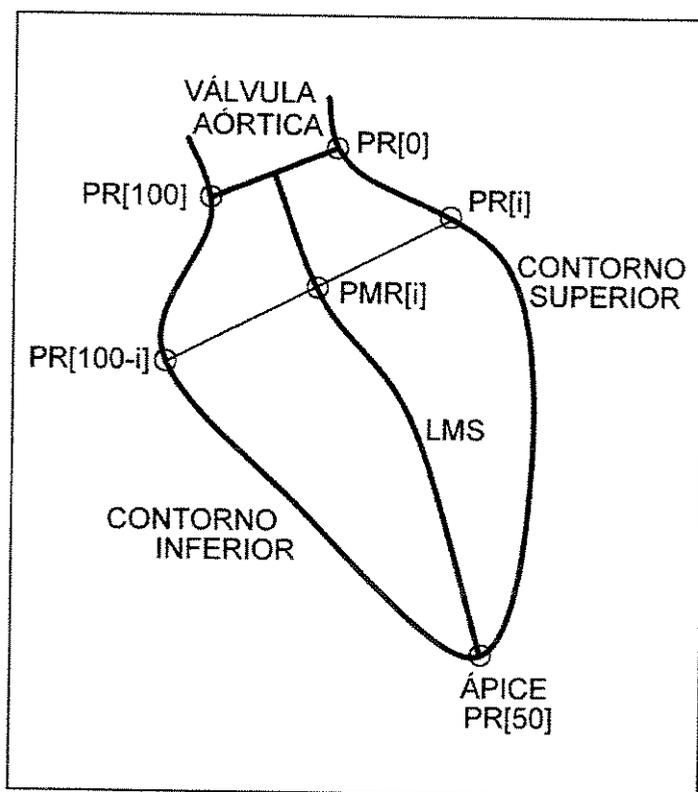


Figura 11. Convenções e definições utilizadas para a silhueta ventricular esquerda.

O ápice é considerado imóvel durante a contração cardíaca. Desta forma, o ápice da silhueta diastólica coincide com o ápice da silhueta sistólica. O ápice sistólico normalmente considerado num exame convencional de cineangiocardiografia é aqui denominado como “falso” ápice sistólico (FAS). Neste exame, o “verdadeiro” ápice sistólico permanece

ocultado devido à obliteração apical. A Figura 12 apresenta uma superposição das silhuetas diastólica final (SDF) e sistólica final (SSF) com a obliteração apical representada pela linha de obliteração (LO).

A obliteração apical corresponde a um fechamento ou colapamento da parede endocárdica proximal ao ápice durante a sístole, não permitindo a visualização desta região na cineangiocardiografia devido ao impedimento ou escassez da entrada de contraste nesta região. A linha de obliteração (LO) obtida, resultante desta obliteração apical, é considerada como pertencente tanto ao contorno superior, quanto ao contorno inferior da silhueta sistólica.

A silhueta sistólica com ápice corrigido é a silhueta sistólica obtida a partir do prolongamento do “falso” ápice sistólico até o ápice da silhueta diastólica.

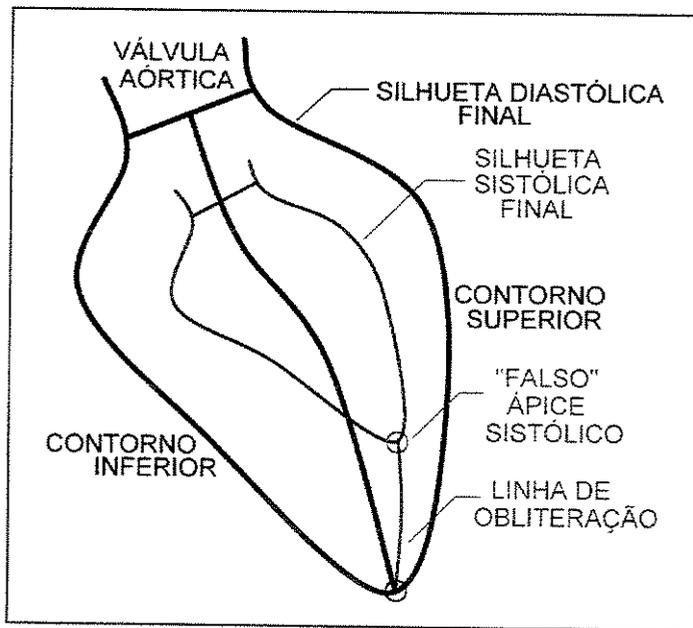


Figura 12. Sobreposição das silhuetas diastólica final (SDF) e sistólica final (SSF) com a linha de obliteração (LO) representada.

Os pontos de referência da silhueta diastólica índice [i] são referenciados como PRD[i], enquanto que os da silhueta sistólica são referenciados como PRS[i].

Os pontos de referência da silhueta diastólica são um a um correspondentes com os respectivos pontos de referência da silhueta sistólica. O vetor deslocamento (\vec{d}_i) de um

determinado ponto índice [i] da silhueta diastólica para a sistólica representa, portanto, o respectivo vetor de encurtamento regional:

$$\vec{d}_i = PRS[i] - PRD[i]$$

A Figura 13 apresenta as silhuetas diastólica final e sistólica final sobrepostas, com vetores de deslocamento representados.

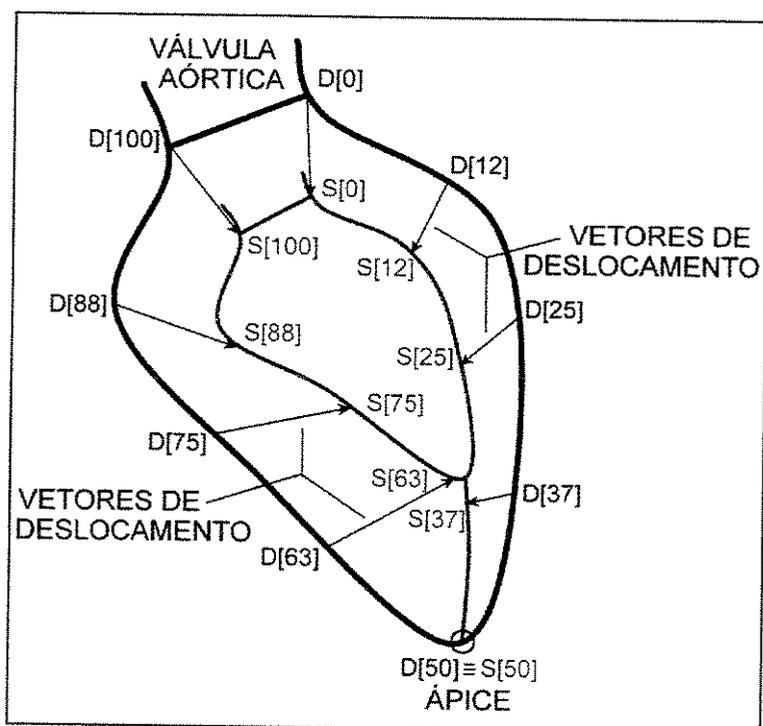


Figura 13. Sobreposição das silhuetas diastólica final e sistólica final com representação de vetores de deslocamento. Para maior clareza da ilustração, os pontos de referência diastólicos (PRD) e sistólicos (PRS) estão simplificadaamente representados como D[i] e S[i], respectivamente.

Para cada ponto de referência índice [i] são definidos vetores de referência ortogonais para decomposição do vetor deslocamento em componentes transversal e longitudinal. Estes

vetores só não são definidos para o ápice ($i=50$), já que assumimos que o ápice permanece imóvel durante a sístole.

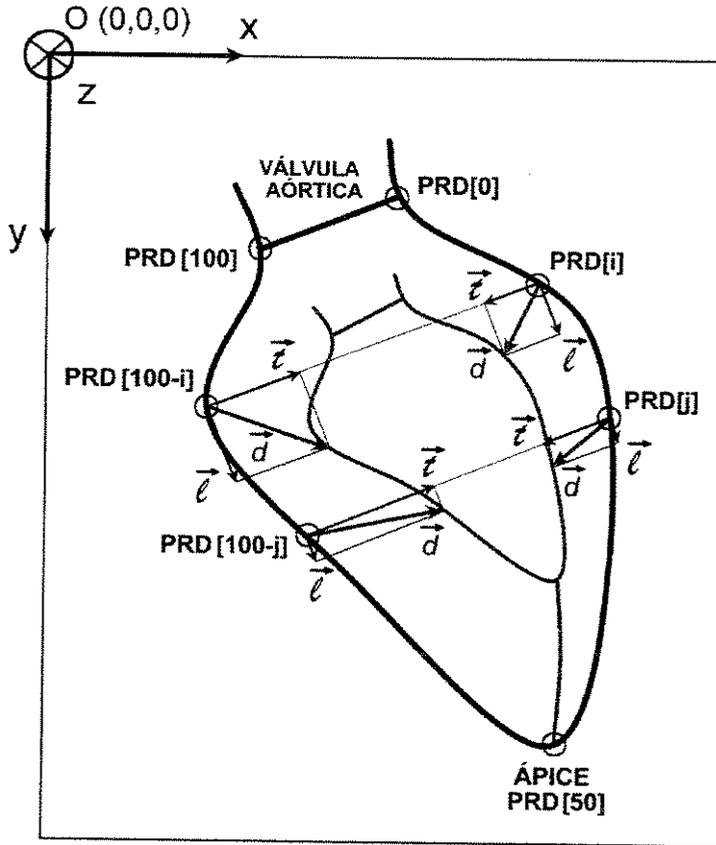


Figura 14. Representação dos vetores de referência transversal e longitudinal utilizados para decomposição dos vetores de deslocamento, para o sistema de coordenadas OXYZ utilizado.

O vetor de referência transversal (\vec{t}_i) de um ponto de referência índice $[i]$ é definido pela direção determinada pela diferença do ponto de referência índice $[i]$ da silhueta diastólica $PRD[i]$ e seu simétrico $PRD[100-i]$, com sentido positivo para encurtamentos centrípetos e módulo unitário (Figura 14). É representado matematicamente por:

$$\vec{t}_i = \frac{PRD[100-i] - PRD[i]}{|PRD[100-i] - PRD[i]|} \quad (p / i < 50 \text{ ou } i > 50)$$

O vetor de referência longitudinal (\vec{l}_i) de um ponto de referência índice [i] é definido pela direção normal ao respectivo vetor de referência transversal, com sentido positivo para encurtamentos voltados para o ápice e módulo unitário (Figura 14). É representado matematicamente por:

$$\vec{l}_i = + \vec{t}_i \times \vec{z} \quad (p / i < 50)$$

$$\vec{l}_i = - \vec{t}_i \times \vec{z} \quad (p / i > 50)$$

O volume diastólico final (VDF) é o volume do ventrículo esquerdo no instante de diástole final e o volume sistólico final (VSF) é o volume do ventrículo esquerdo no instante de sístole final.

III.B. DESCRIÇÃO DA METODOLOGIA

III.B.1. ANÁLISE DA CONTRAÇÃO REGIONAL

Cada um dos vetores de encurtamento regional índice [i] é decomposto em componentes transversal e longitudinal segundo os vetores de referência determinados a partir da linha média da silhueta diastólica. Todos os encurtamentos são então normalizados em relação ao perímetro diastólico final. Estes encurtamentos são plotados em um gráfico, juntamente com os valores obtidos de uma base de dados de pacientes normais com seus respectivos desvios padrão indicados, oferecendo ao clínico um critério para o diagnóstico.

III.B.2. CÁLCULO DO VOLUME VENTRICULAR A PARTIR DA SILHUETA REDUZIDA

Optou-se pela divisão da silhueta em secções sendo o volume total ventricular representado pela somatória dos volumes destas secções. As 50 secções utilizadas são delimitadas por pontos consecutivos da silhueta reduzida e seus respectivos pontos simétricos. Acreditamos que desta forma estaremos nos aproximando mais do modelo ventricular de um cone cilíndrico com secções circulares (ROCHA E SILVA, 1991), especialmente nos casos patológicos onde pode-se obter assimetrias relevantes entre a parte superior e inferior do ventrículo. Um caso patológico típico é o de um paciente infartado onde ocorre uma hipocinesia da parede ventricular comprometida e geralmente uma hipercinesia compensatória da parede oposta.

Considerando, portanto, que estas secções são circulares, obtém-se um sólido genérico onde as bases AB e CD não são paralelas. Este sólido é então dividido em dois outros através de um corte paralelo a CD a partir de A, sendo então denominados Sólido 1 e Sólido 2 (Figura 15).

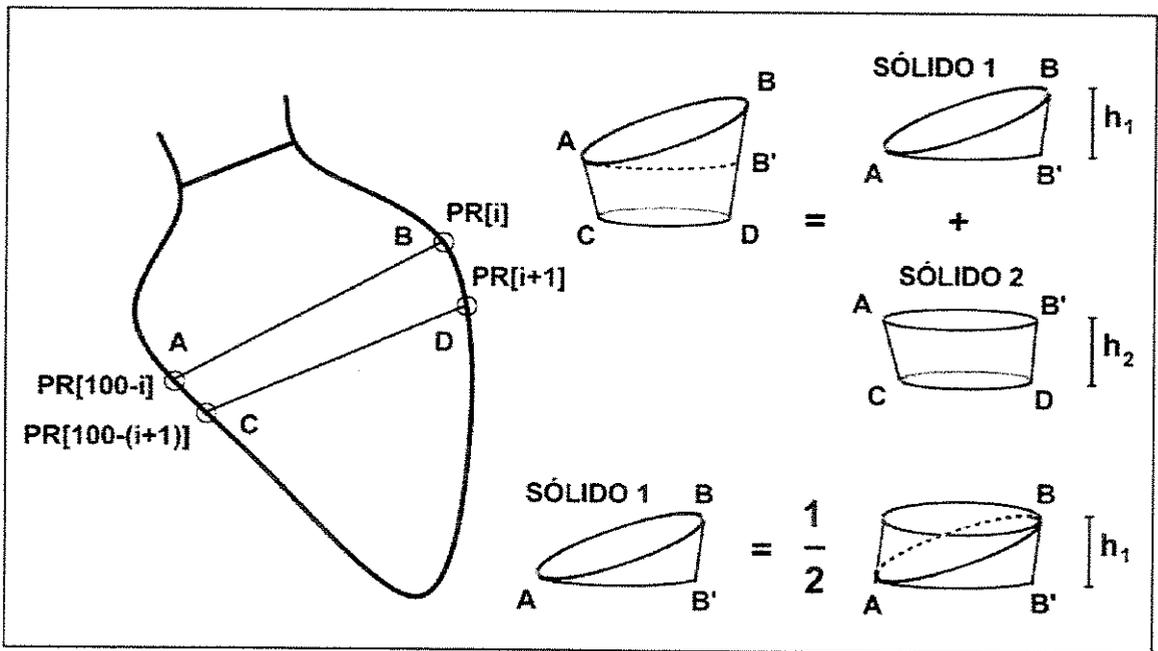


Figura 15. Cálculo do volume ventricular.

Em virtude da pequena espessura das fatias consideradas, calculamos o volume do Sólido 1 como a metade de um cilindro inclinado com altura h₁ e o volume do Sólido 2 como um tronco de cone com bases paralelas.

Para o sólido que contém o ápice ($i=50$), $CD = 0$ e o volume do sólido ABC é considerado como sendo o volume de um cone de base AB e altura h_{ap} definida como a distância do segmento AB ao ponto C.

É importante adicionar que como no presente trabalho os volumes ventriculares são apenas utilizados para a determinação da fração de ejeção, não foi desenvolvido nenhum procedimento que permitisse efetuar a calibração das imagens. Desta forma, os volumes são calculados em voxels, ou seja, elementos representativos de volume.

III.B.3. ANÁLISE DA FRAÇÃO DE EJEÇÃO

A fração de ejeção (FE) quantifica a contração global do ventrículo. É determinada a partir da relação entre o volume sanguíneo ejetado e o volume diastólico final (VDF). Este dado é representado graficamente juntamente com os valores que determinam uma faixa de normalidade obtida através da média mais e menos o desvio padrão de um grupo de pacientes considerados normais.

$$FE = \frac{VDF - VSF}{VDF} \cdot 100$$

III.B.4. ANÁLISE DE ENCURTAMENTO LONGITUDINAL

O encurtamento longitudinal (EL) quantifica o deslocamento da válvula aórtica em direção ao ápice. Corresponde à diferença entre a linha média da silhueta diastólica (LMD) e a linha média da silhueta sistólica com ápice corrigido (LMSC). Esta diferença é normalizada em relação à linha média da silhueta diastólica (Figura 16). Este dado é representado graficamente juntamente com os valores que determinam uma faixa de normalidade obtida através da média mais e menos o desvio padrão de um grupo de pacientes considerados normais.

$$EL = \frac{LMD - LMSC}{LMD} \cdot 100$$

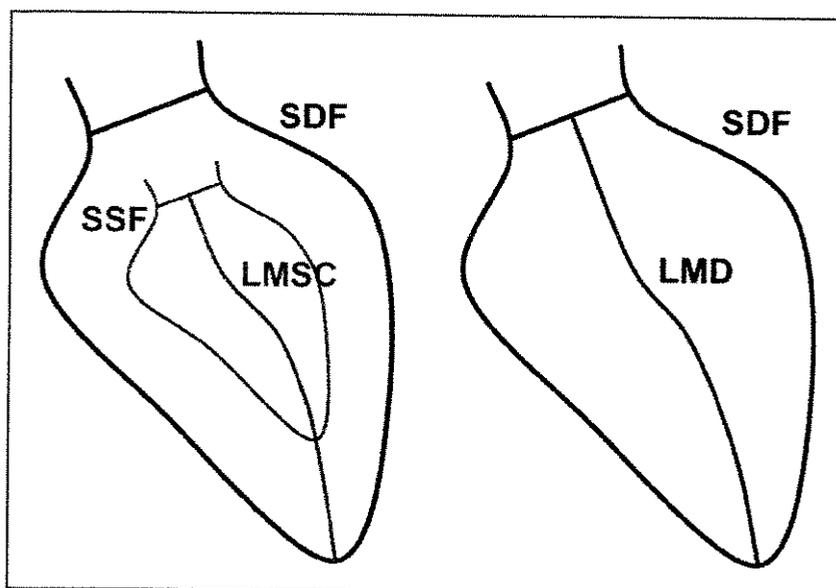


Figura 16. Análise de encurtamento longitudinal.

III.B.5. ANÁLISE DE OBLITERAÇÃO APICAL

A obliteração apical (OA) quantifica o colapamento do ápice ventricular. Corresponde à diferença entre a linha média da silhueta sistólica com ápice corrigido (LMSC) e a linha média da silhueta sistólica (LMS). Esta diferença é normalizada em relação à linha média da silhueta diastólica (Figura 17). Este dado é representado graficamente juntamente com os valores que determinam uma faixa de normalidade obtida através da média mais e menos o desvio padrão de um grupo de pacientes considerados normais.

$$OA = \frac{LMSC - LMS}{LMD} \cdot 100$$

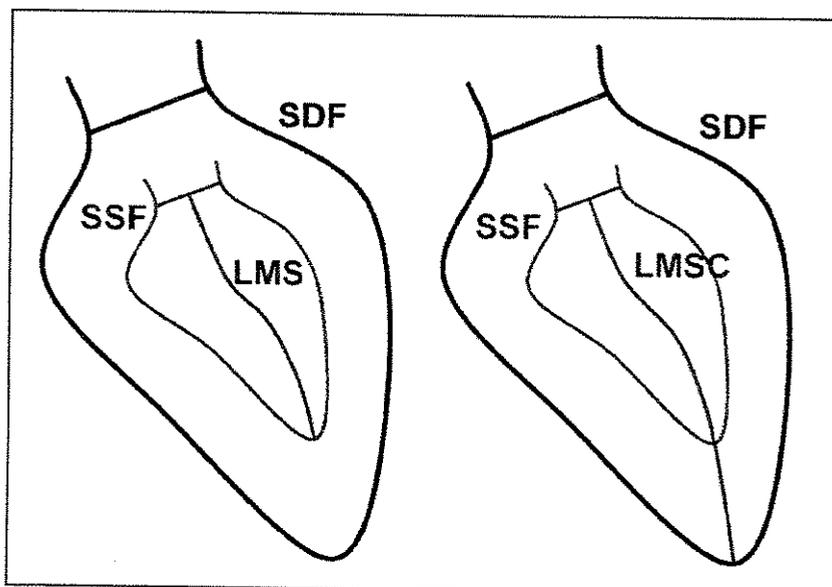


Figura 17. Análise de obliteração apical.

IV. DESCRIÇÃO DO AMBIENTE

IV.A. DESCRIÇÃO GERAL

A Figura 18 mostra uma representação esquemática do ambiente utilizado. O equipamento de cateterismo utilizado foi o Siemens Cardioscope U.

Os raios X gerados atingem o intensificador de imagens Sirecon 2-BV formando imagens fluoroscópicas. Estas imagens são então captadas pela câmera vidicon fornecendo um sinal de vídeo analógico NTSC para o equipamento de videoteipe Sirecord e para o Distribuidor de Rede de Televisão VideoMed N que, por sua vez, distribui o sinal de vídeo para os monitores de TV, localizados na sala de cateterismo do Hospital de Clínicas da UNICAMP.

Devido ao custo das fitas do equipamento de videoteipe Sirecord, apenas os últimos exames efetuados permanecem gravados em vídeo. Alguns destes exames puderam ser copiados para uma fita de vídeo VHS e digitalizados no Centro de Engenharia Biomédica (CEB) da UNICAMP. Entretanto, para a criação de uma base de dados com resultados de exames de pacientes considerados normais sob o ponto de vista angiográfico, foi necessário recorrer a exames antigos disponíveis em filmes 35mm. Estes exames foram, portanto, projetados e refilmados com uma câmera de vídeo Panasonic PV-200 (padrão VHS) e os quadros desejados foram digitalizados posteriormente no CEB.

IV.B. HARDWARE

As CPUs utilizadas no desenvolvimento do trabalho foram uma Sun SparcStation 2 com 32M RAM localizada no CEB e uma Sun SparcStation 1+ com 8M RAM localizada no Cateterismo Cardíaco. Foram utilizados monitores coloridos de resolução de 1152x900 pixels com 8 bits de profundidade.

A placa de digitalização utilizada foi a VideoPix da Sun Microsystems (SUN MICROSYSTEMS, 1991) que possui as seguintes características técnicas:

Sinais de vídeo suportados	NTSC e PAL
Entradas de vídeo	2 para vídeo composto com 525/625 linhas, 60/50 Hz, com conectores RCA 1 para S-Video com 525/625 linhas, 60/50Hz, com conector tipo 4-pin mini DIN para S-Video
Taxa de captura	1 quadro em 1/25 s (PAL) 1 quadro em 1/30 s (NTSC)
Resolução	NTSC - 640x480 pixels PAL - 768x575 pixels
Profundidade	128 níveis de cinza ou 217 cores

IV.C. SOFTWARE

O software foi implementado em C no X *Window System* versão 11 (XWS) release 2, utilizando a interface de programação XLib e a ferramenta de interface com o usuário XView do OpenWindows 2.0. O sistema operacional utilizado foi o SunOS 4.1.2.

IV.C.1. X WINDOW SYSTEM

O XWS controla um display mapeado a bit na qual cada pixel (*picture element*) ou ponto da tela é controlado individualmente, permitindo a manipulação de textos e figuras simultaneamente. Este recurso de mapeamento de display a bit tem sido largamente implementado em computadores pessoais e estações de trabalho de alto custo, enquanto os demais equipamentos eram normalmente restritos aos terminais de texto convencionais (HELLER, 1990).

Como outros sistemas de gerenciamento de janelas, o XWS divide a tela em diferentes áreas de entrada e saída, denominadas janelas, que atuam como terminais virtuais independentes, podendo rodar tanto aplicações baseadas em texto como aplicações gráficas.

A entrada de dados pelo usuário é feita por um *pointer* (normalmente um mouse) permitindo a locomoção pela tela gráfica de uma forma muito mais intuitiva do que exclusivamente pelo teclado. Adicionalmente, o usuário pode utilizar-se das teclas do mouse para selecionar eventos e do próprio teclado para a entrada de texto.

O que diferencia o XMS de outros sistemas gerenciadores de janelas é que o primeiro é baseado no protocolo de rede X. Este protocolo pode ser implementado para diferentes arquiteturas de computadores e sistemas operacionais, permitindo que aplicações rodem em uma determinada arquitetura e o display ser feito em uma outra máquina de outra arquitetura. Permite também o estabelecimento de processos cooperativos estabelecendo uma comunicação entre aplicações de diferentes máquinas. O protocolo de comunicação X segue o modelo de camadas do padrão OSI (*Open Systems Inteconnection*) da ISO (*International Standard Organization*). A partir da *release 2* do X11 (versão utilizada), o controle do XWS passou do *Massachusetts Institute of Technology* (MIT) para o *X Consortium*, um associação dos maiores fabricantes de computadores do mundo que fornece suporte ao padrão X (NYE, 1990a).

Um aplicação no ambiente X não é restrita a uma única linguagem ou sistema operacional; representa apenas uma aplicação capaz de gerar e receber mensagens do protocolo X.

Um servidor de display é um programa que pode rodar em um sistema que possua um display gráfico, teclado e mouse. A *release 2* do X11 (XWS) do MIT inclui servidores de display monocromáticos e coloridos para os sistemas: Sun 2, 3 e 4; DEC sob ULTRIX; Apollo sob DOMAIN/IX; HP Topcat, Catseye ou Renaissance; IBM APA e megapel RT; monocromático Apple Macintosh II; e controladores gráficos Parallax (NYE, 1990a).

IV.C.2. XLIB OU XLIBRARY

É a interface da linguagem C de nível mais baixo para o protocolo X. Sua principal função é traduzir estruturas de dados e procedimentos em C para eventos do protocolo X. Ela manipula também a interface entre a aplicação e a rede, além de otimizar a utilização da rede. Por outro lado, há uma quantidade muito grande de funções e tarefas que devem ser gerenciadas quando se utiliza o XLib diretamente para o desenvolvimento de aplicações. Desta forma, além de tornar o desenvolvimento muito mais complicado, demorado e de difícil manutenção, pode-se comprometer o desempenho e/ou utilização da aplicação caso ela não tenha sido desenvolvida de uma forma eficiente.

IV.C.3. XVIEW

É uma ferramenta orientada a objetos disponível para o *X Window System* que visa modularizar as funções mais comuns que manipulam a interface com o usuário. Assim como outras ferramentas disponíveis para o mesmo fim, o XView é desenvolvido sobre o XLib.

No entanto, o XView não possui funções para a manipulação de imagens. Esta deficiência foi suprida no presente trabalho através de chamadas diretas a funções do XLib quando necessário. Estas e outras funções são descritas em NYE (1990b).

IV.D. AQUISIÇÃO DE IMAGENS

A aquisição de imagens é o processo ao qual o brilho (com ou sem informação de cor) de uma imagem analógica é digitalizado e armazenado no computador (RUSS, 1990).

Como o Laboratório de Cateterismo Cardíaco não dispunha de uma placa de captura de vídeo na estação de trabalho disponível, foi necessário gravar as imagens em videotape para posteriormente serem digitalizadas no Centro de Engenharia Biomédica.

Apesar das imagens serem adquiridas com uma resolução de 640x480 pixels, apenas os 400x400 pixels mais centrais foram utilizados, já que a parte excedente não possuía valor

diagnóstico algum. Desta forma, além de diminuir o espaço em disco necessário para o armazenamento da imagem, a representação da imagem em 400x400 pixels provê uma melhor apresentação das imagens na tela, já que o sistema trabalha com quatro imagens simultaneamente.

As imagens são armazenadas no formato Sun Raster. O cabeçalho (*header*), assim como os parâmetros utilizados para as imagens utilizadas está descrito abaixo:

```
struct rasterfile {
    int   ras_magic;      /* identificador do formato Sun Raster:
                          RAS_MAGIC    = 0x59a66a95*/
    int   ras_width;     /* largura em pixels da imagem = 400 */
    int   ras_height;    /* altura em pixels da imagem = 400 */
    int   ras_depth;     /* profundidade em bits por pixel = 8 */
    int   ras_length;    /* tamanho da imagem em bytes = 160000 */
    int   ras_type;      /* tipo de arquivo ras: RT_STANDARD = 1 (imagem gravada
                          em ordem de significância dos bytes tipo 68000) */
    int   ras_mapttype;  /* tipo de colormap: RMT_NONE = 0 (sem colormap) */
    int   ras_maplength; /* tamanho do colormap = 0 */
};
```

Maiores informações sobre a especificação deste tipo de formato pode ser obtido no próprio arquivo *include* "Rasterfile.h" disponível na biblioteca de desenvolvimento do Sistema Operacional SunOS. Caso seja desejado utilizar as imagens armazenadas em um outro formato como TIFF, GIF, JPEG e outros, basta utilizar softwares de conversão de domínio público existentes, como o XV.

V. DESCRIÇÃO GERAL DO SISTEMA

O sistema é composto por 5 *frames*:

- Frame Básico ou *Root*
- Frame Ler Imagem
- Frame Gravar Imagem
- Frame Análise de Encurtamentos
- Frame Análise Percentual

V.A. FRAME BÁSICO

O Frame Básico é a principal janela do sistema. Possui 4 sub-janelas para visualização das imagens e mais inferiormente uma sub-janela (*panel*) com alguns controles deslizantes gráficos (*sliders*) e uma área de mensagem. Neste *frame* estão disponibilizadas todas as funções do sistema através de *pop-up menus*. Através dos *sliders*, podemos alterar os valores que serão utilizados para as rotinas Segmentação e *Thresholding*. Na área de mensagem, obtém-se o valor e coordenadas de um determinado pixel de qualquer sub-janela de visualização de imagens.

A Figura 19 apresenta o Frame Básico contendo as 4 sub-janelas de visualização e a área de *panel*.

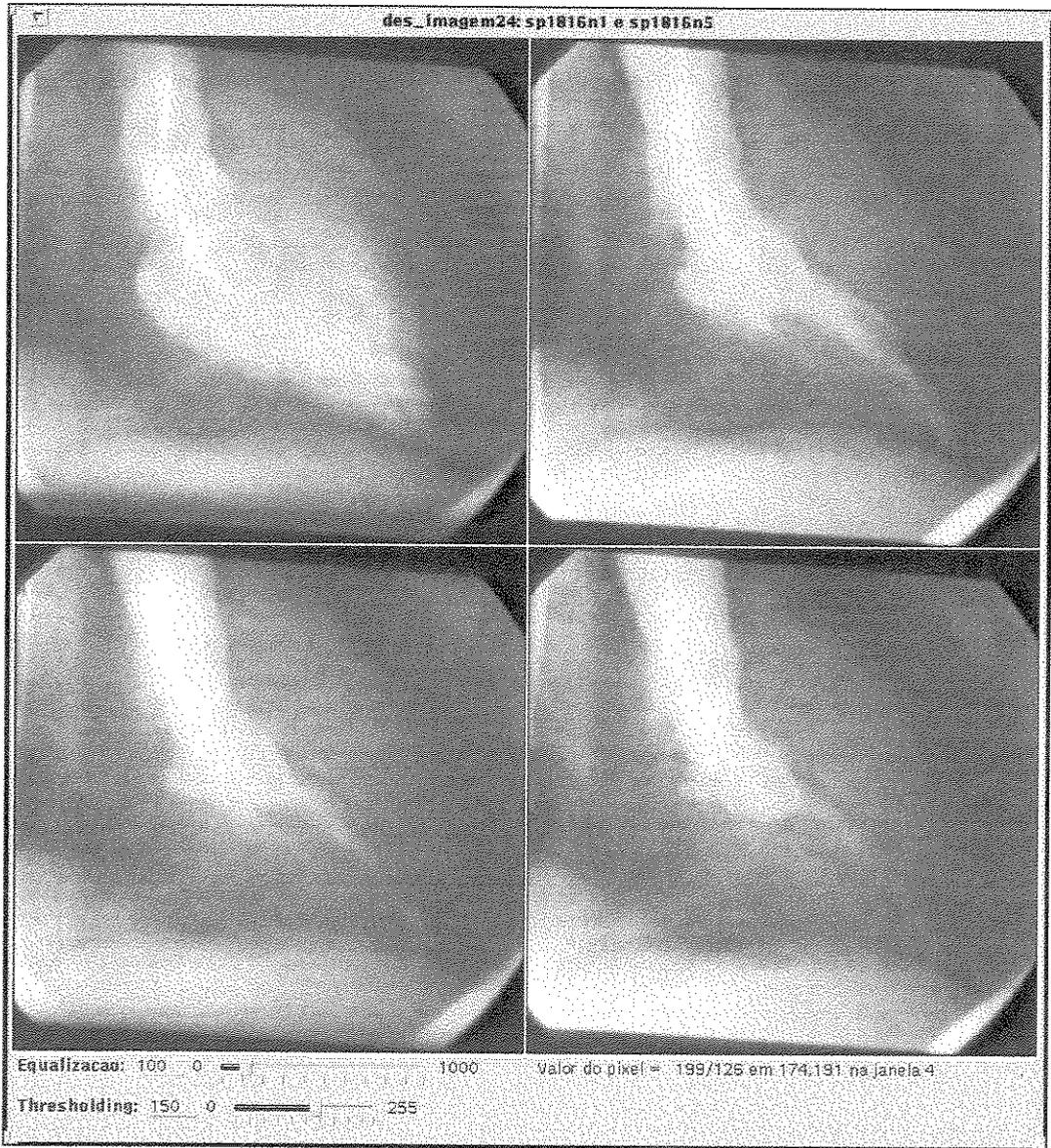


Figura 19. Frame Básico contendo as 4 sub-janelas de visualização e a área de *panel*.

V.A.1. ÁREA DAS SUB-JANELAS DE VISUALIZAÇÃO DE IMAGENS

Cada imagem pode ser processada utilizando as opções de menu com o mouse. As funções das teclas de mouse foram assim definidas:

Tecla à esquerda ou ACTION:

- Utilizada para ativar e desativar o modo de desenho de silhueta quando as opções de criar silhueta diastólica ou sistólica tiverem sido selecionadas.

Tecla do meio:

- Utilizada para dar informações do valor e coordenadas do pixel na janela sobre o qual está o cursor.

Tecla à direita ou MENU:

- Corresponde à tecla de Menu permitindo a seleção de todos os módulos do sistema (com exceção das rotinas Segmentação e *Thresholding* que são selecionados por *slider*).

O menu genérico é composto pelas seguintes opções:

- Seleção
- Edição
- Processamento de Imagens
- Processamento de Silhueta

Estas opções e suas respectivas sub-opções são descritas a seguir.

Opção Seleção:

Utilizada para selecionar uma imagem que será processada em outra janela pelas funções “Copiar”, “Segmentação”, “*Thresholding*” e “Subtração”. Esta opção limpa qualquer desenho de silhueta que tenha sido feito sobre esta janela.

Opção Edição:

Sub-opção “Copiar”:

Copia uma imagem marcada previamente com “Seleção” para a janela da posição atual do cursor do mouse.

Sub-opção “Ler Imagem”:

Lê 400x400 pixels mais centrais de uma imagem tipo raster do arquivo definido no frame “Ler Imagem”.

Sub-opção “Grava Imagem”:

Grava a imagem da janela do cursor do mouse num arquivo tipo raster definido no frame “Grava Imagem”. Mesmo que haja silhueta(s) desenhada(s) nesta janela, apenas a imagem propriamente dita é gravada.

Opção Processamento de Imagens:

Sub-opção “Suavização Mediana”:

Efetua a suavização da imagem selecionada pelo filtro de mediana. Ver item Suavização no Módulo de Processamento de Imagens, página 58.

Sub-opção “Segmentação”:

Efetua uma limiarização múltipla da imagem selecionada utilizando como limiares para a segmentação os pontos de mínimo do histograma. O critério para seleção dos pontos de mínimo depende da faixa mínima de variação de pontos definidas pelo usuário no *slider*. Ver item Segmentação no Módulo de Processamento de Imagens, página 58.

Sub-opção “Bordas_xy”:

Aplica um filtro para detecção de bordas na imagem selecionada. A imagem é convolucionada por máscaras para cálculo de gradientes horizontais e verticais. Ver sub-item Gradiente no item Detecção de Bordas no Módulo de Processamento de Imagens, página 61.

Sub-opção “Kernel_Laplace”:

Convolutiona a imagem selecionada com o kernel ou máscara de Laplace para detecção de bordas. Ver sub-item Kernel Laplace no item Detecção de Bordas no Módulo de Processamento de Imagens, página 63.

Sub-opção “Normaliza”:

Normaliza o histograma da imagem selecionada para a faixa de valores de pixel de 0 a 255. Ver item Normalização no Módulo de Processamento de Imagens, página 57.

Sub-opção “Subtração”:

Efetua o módulo da subtração da imagem selecionada com a imagem selecionada previamente com “Select”. A imagem resultante é apresentada na janela selecionada. Ver item Subtração no Módulo de Processamento de Imagens, página 65.

Opção Processamento de Silhueta:**Sub-opção “Redesenha Diastólica”:**

Redesenha a silhueta diastólica previamente criada na janela especificada pelo cursor do mouse.

Sub-opção “Redesenha Sistólica”:

Redesenha a silhueta sistólica previamente criada na janela especificada pelo cursor do mouse.

Sub-opção “Silhueta Diastólica”:

Prepara a janela especificada pelo cursor do mouse para criar e desenhar uma silhueta diastólica.

Sub-opção “Silhueta Sistólica”:

Prepara a janela especificada pelo cursor do mouse para criar e desenhar uma silhueta sistólica.

Sub-opção “Silhueta Ápice”:

Cria a silhueta reduzida sistólica com ápice corrigido a partir das silhuetas diastólica e sistólica previamente definidas. A silhueta criada é então desenhada na janela especificada pelo cursor do mouse.

Sub-opção “VDF”:

Calcula o volume diastólico final a partir da silhueta diastólica previamente definida. A silhueta e as secções utilizadas para cálculo são desenhadas na janela especificada pelo cursor do mouse.

Sub-opção “VSF”:

Calcula o volume sistólico final a partir da silhueta sistólica previamente definida. A silhueta e as secções utilizadas para cálculo são desenhadas na janela especificada pelo cursor do mouse.

Sub-opção “Análise”:

Calcula os encurtamentos regionais da silhueta ventricular da situação de diástole para a de sístole. Adicionalmente, efetua a análise de encurtamentos (transversal e longitudinal) e a análise percentual. As silhuetas utilizadas e os vetores de encurtamento são desenhados na janela especificada pelo mouse.

Sub-opção “Atualiza Base Dados”:

Atualiza o arquivo contendo as análises de encurtamento e percentuais de pacientes considerados normais com as análises do caso em estudo.

V.A.2. ÁREA DO PANEL

Permite a execução das rotinas associadas a slider (Figura 20). Estas rotinas caracterizam-se pela sua natureza interativa com o usuário onde os valores de análise devem ser alterados de forma a prover um resultado ótimo. São executadas ao se alterar o valor do slider ou teclar um “Enter” na área do slider. A imagem a ser processada deve sempre ser previamente selecionada através da opção “Select”. A imagem resultante é sempre apresentada na janela 3 (imediatamente acima dos controles dos sliders). As rotinas definidas em slider são:

“Segmentação”:

Representa exatamente a rotina com o mesmo nome definida no menu “Processamento de Imagens” com exceção que aqui ela trabalha de forma interativa, não destruindo a imagem original selecionada previamente nas sub-janelas 1, 2 ou 4.

“Thresholding”:

O valor definido neste slider é utilizado como um limiar para a discretização da imagem em 2 níveis. Esta rotina também não destrói a imagem original selecionada previamente nas sub-janelas 1, 2 ou 4.

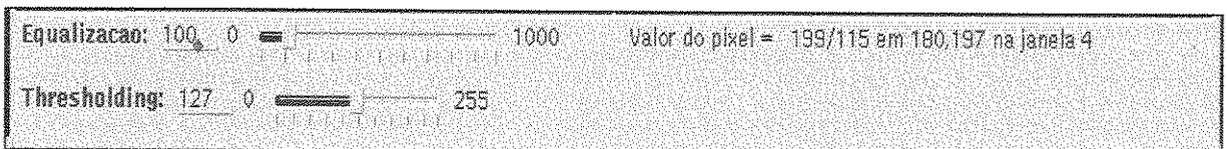


Figura 20. Área do panel contendo *sliders* de controle e uma área de mensagens.

V.B. FRAMES LER IMAGEM E GRAVAR IMAGEM

Os *Frames Ler Imagem* e *Gravar Imagem* possuem apenas uma área de texto para entrada de dados, onde o usuário fornecerá o nome da imagem a ser lida ou gravada, respectivamente.

V.C. FRAME ANÁLISE DE ENCURTAMENTOS

O Frame Análise de Encurtamentos apresenta os gráficos de encurtamentos transversais e longitudinais para as paredes superior e inferior do ventrículo esquerdo. É utilizado apenas para apresentação destes resultados, tornando-se visível imediatamente após o cálculo dos encurtamentos (Figura 21).

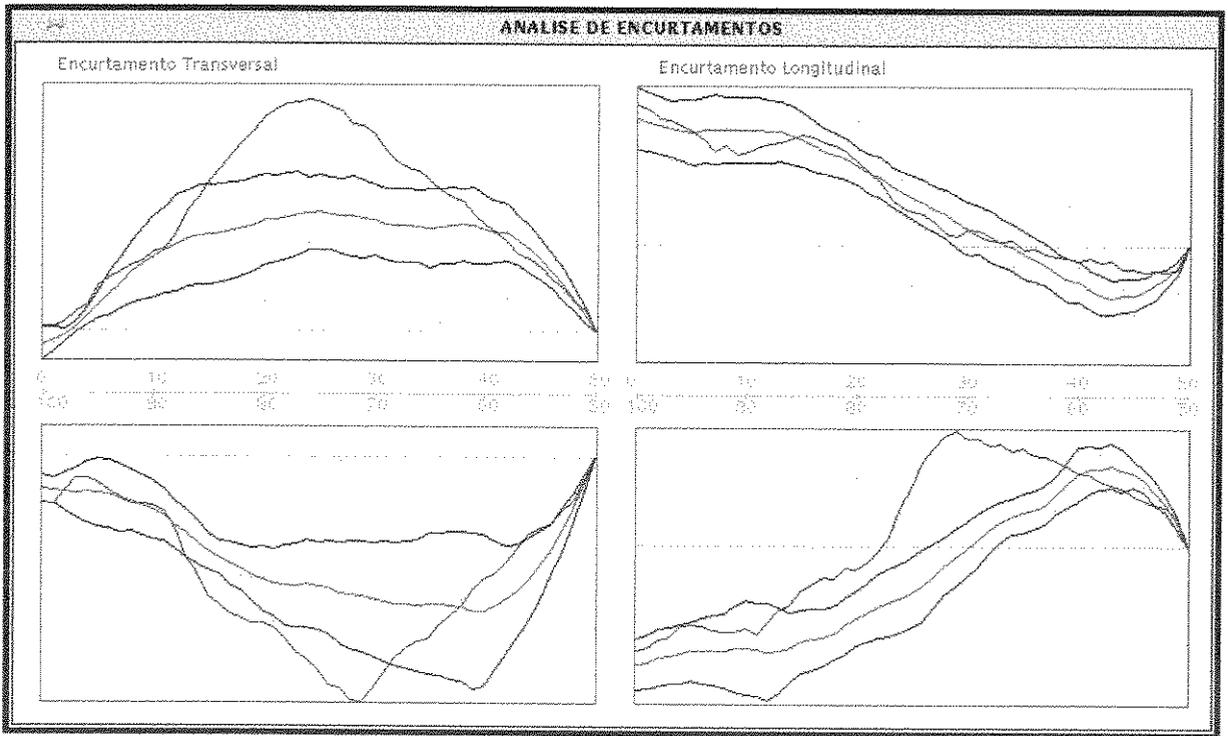


Figura 21. *Frame* Análise de Encurtamentos. Apresenta graficamente os resultados obtidos para os encurtamentos transversal e longitudinal.

V.D. FRAME ANÁLISE PERCENTUAIS

O Frame Análise Percentuais é utilizado apenas para a apresentação gráfica dos resultados da fração de ejeção, fração de encurtamento longitudinal e fração de obliteração apical. Torna-se visível simultaneamente ao Frame Análise de Encurtamentos após o cálculo dos encurtamentos (Figura 22).

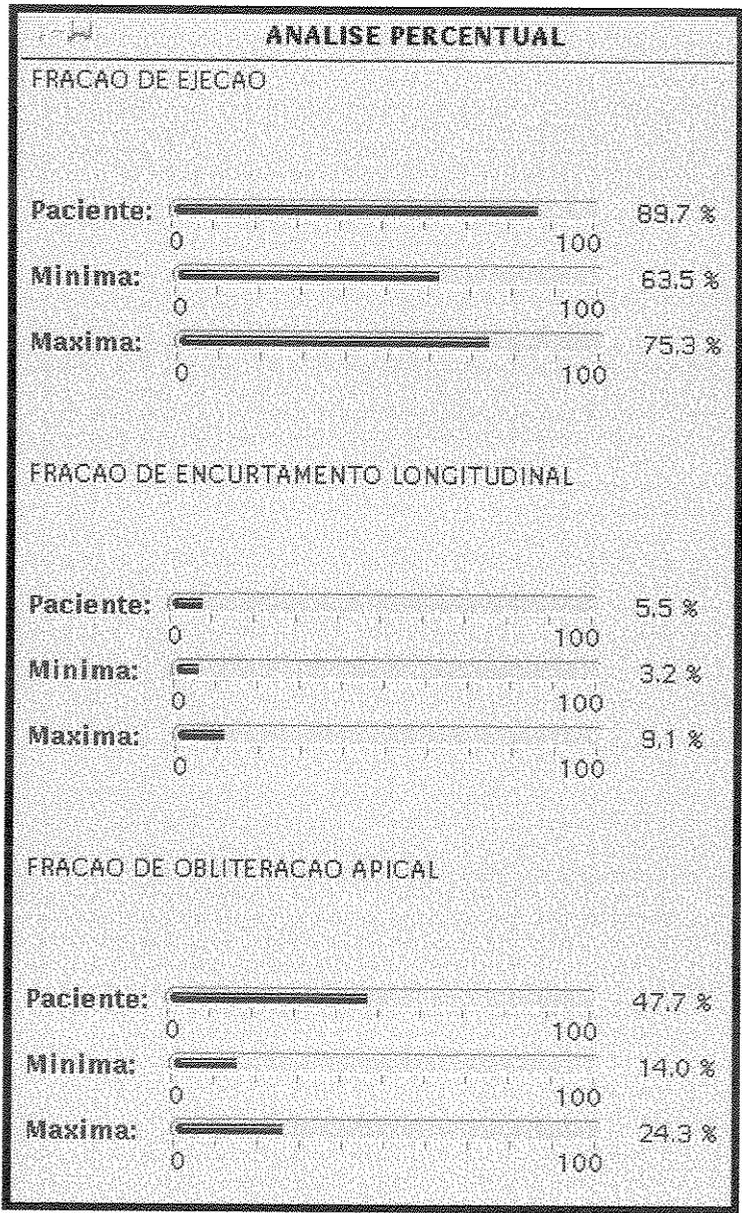


Figura 22. *Frame* “Análise Percentual”: apresenta graficamente os resultados obtidos para a fração de ejeção, fração de encurtamento longitudinal e fração de obliteração apical.

VI. MÓDULO DE PROCESSAMENTO DE IMAGENS

Este módulo consiste de um conjunto de rotinas implementadas visando a melhoria da qualidade da imagem, no sentido de facilitar o reconhecimento da parede ventricular do ventrículo esquerdo nas imagens cineangiográficas.

As rotinas implementadas têm sido extensamente documentadas na literatura e foram, portanto, descritas sucintamente. Maiores detalhes podem ser obtidos em RUSS (1990); FONSECA (1990); SCHALKOFF (1989); GONZALEZ (1987); ROSENFELD (1982a); ROSENFELD (1982b); BALLARD, BROWN (1982) e PRATT (1978).

VI.A. NORMALIZAÇÃO

O histograma de níveis de cinza de uma imagem representa a distribuição da frequência dos níveis de cinza possíveis da imagem. A faixa de valores de níveis de cinza utilizada encontra-se no intervalo [0,255].

Através da transformação da escala de cinza da imagem, é possível aumentar sua faixa dinâmica, melhorando o contraste da imagem.

Esta rotina visa estender a faixa dinâmica das imagens originais, já que, em geral, não utilizam toda a faixa dinâmica possível devido ao processo de digitalização. É também utilizada para corrigir a faixa dinâmica de imagens processadas pelas rotinas de detecção de bordas e subtração de imagens para a escala de cinza padrão utilizada [0, 255].

Para um nível de cinza original da imagem g , para a faixa de valores $[min, máx]$, a transformação para o valor g' é determinada como:

$$g' = \frac{255}{(\max - \min)} \cdot (g - \min)$$

VI.B. SUAVIZAÇÃO

A suavização tem a finalidade de melhorar a qualidade da imagem visando eliminar ruídos.

A suavização por mediana, embora em geral utilize maiores recursos computacionais do que a suavização por filtros lineares, é considerado o melhor método para remover ruído aleatório de uma imagem (RUSS, 1990). Produz um efeito de borramento menor que o filtro de suavização pela média e pode ser aplicado continuamente na imagem até que não haja mais mudanças significativas.

O filtro de mediana também se destaca por ser o filtro de suavização que melhor se adapta a uma posterior detecção de bordas, já que provoca um baixo grau de comprometimento às informações de bordas da imagem (RUSS, 1990).

Optamos pela implementação do filtro para uma vizinhança 3x3. Desta forma, os valores do pixel central e seus 8 vizinhos são classificados em ordem crescente e o novo valor do pixel central corresponde ao quinto elemento da lista classificada. O algoritmo interrompe o processo de classificação após a determinação do quinto elemento da lista.

VI.C. SEGMENTAÇÃO

Esta rotina visa segmentar a imagem em regiões a partir de limiares locais determinados a partir de pontos de mínimo do histograma.

Com o intuito de permitir ao usuário segmentar a imagem em diferentes níveis de cinza possíveis, a implementação elaborada permite uma seleção automática dos pontos de mínimo mais significativos, ou limiares de contraste, a partir de um valor de sensibilidade definido através

de um *slider*. Considera-se, portanto, um ponto de mínimo de histograma como sendo um limiar de contraste, se houver pelo menos um nível de cinza anterior e outro posterior ao ponto de análise, cuja variação do número de pixels em ambos os casos seja igual ou superior ao valor de sensibilidade definido anteriormente. O valor de sensibilidade *default* atribuído foi 100, por fornecer, em geral, melhores resultados para as imagens utilizadas.

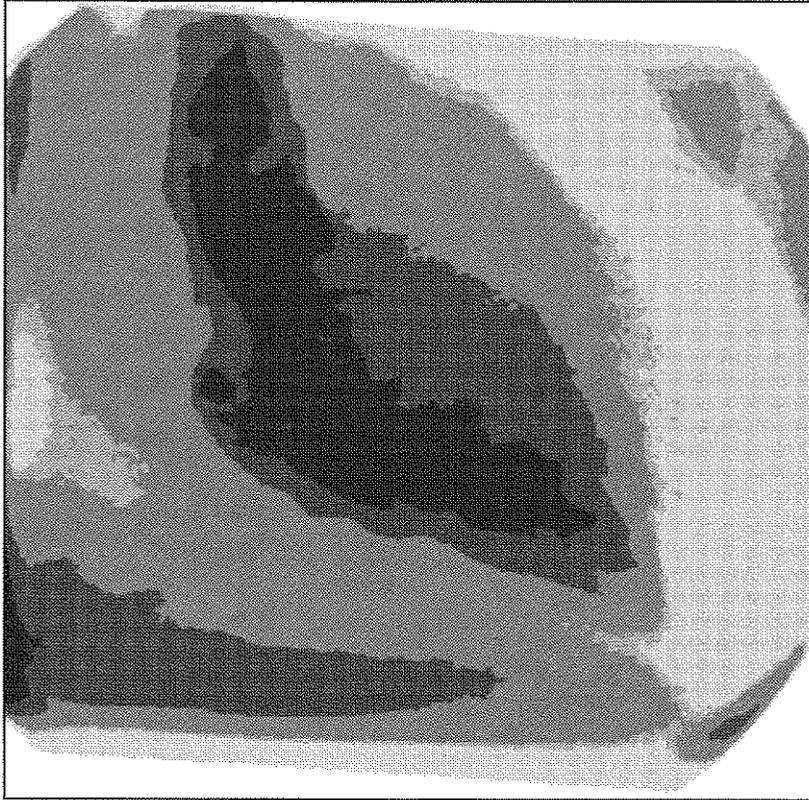


Figura 23. Imagem processada pela rotina Segmentação.

A imagem é então segmentada utilizando os limiares encontrados. Os novos valores dos pixels serão atribuídos de acordo com a normalização:

$$\begin{aligned}
 \text{Se: } g < l_0 & \Rightarrow g' = 0 \\
 l_{i-1} \leq g < l_i & \Rightarrow g' = \frac{255 \cdot i}{n} \quad (\text{Para } 1 \leq i < n) \\
 g \geq l_{n-1} & \Rightarrow g' = 255
 \end{aligned}$$

Onde:

- g' novo valor de nível de cinza
- g valor original de nível de cinza
- n número de limiares de contraste
- l limiar de contraste imediatamente superior a “ g ”
- i índice do limiar de contraste imediatamente superior a “ g ” $[0, n-1]$

A Figura 23 apresenta uma imagem processada pela rotina Segmentação.

Esta rotina também pode ser utilizada para apenas melhorar o contraste da imagem, caso o valor utilizado para a segmentação seja muito baixo (zero, por exemplo).

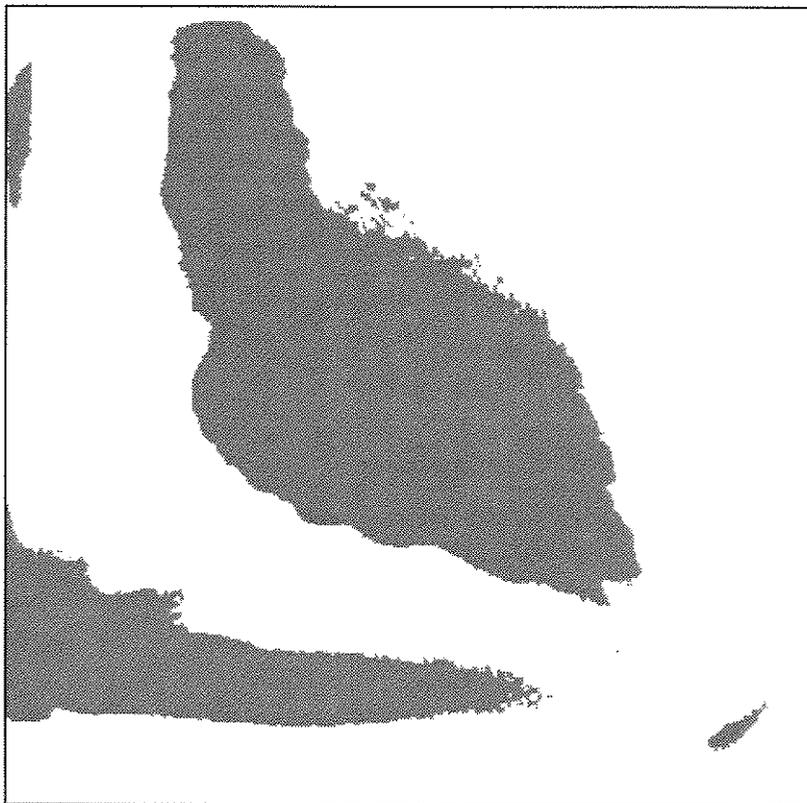


Figura 24. Imagem processada pela rotina “Thresholding”.

VI.D. THRESHOLDING

Esta rotina segmenta a imagem em duas regiões distintas a partir do limiar de discretização definido no *slider* correspondente a esta função, localizado na Área do *Panel*.

Para cada pixel da imagem, é atribuído o valor “1” caso o conteúdo deste pixel seja menor que o limiar previamente definido; caso contrário, é atribuído o valor “200”.

A Figura 24 apresenta uma imagem processada pela rotina “Thresholding”.

VI.E. DETECÇÃO DE BORDAS

A detecção de bordas visa realçar o contorno de estruturas facilitando a identificação das mesmas e o processo de medidas. Traz o inconveniente de degradar a imagem.

Dois algoritmos foram implementados para a detecção de bordas: gradiente e kernel Laplace.

VLE.1. GRADIENTE

A imagem é convolucionada com dois operadores ortogonais entre si visando realçar contornos horizontais e verticais. Um exemplo de operador baseado em média não ponderada é o operador de Prewitt (ROSENFELD, 1982b) que utiliza as seguintes máscaras para uma vizinhança 3x3:

$$P_h = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad P_v = \begin{bmatrix} -1 & -1 & -1 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix}$$

No entanto, este operador não compensa a influência de distância dos pixels em diagonal, já que os mesmos são $\sqrt{2}$ mais distantes que os pixels horizontais e verticais. Para esta compensação, as máscaras deveriam ser portanto:

$$M_h = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -\sqrt{2} & 0 & \sqrt{2} \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad M_v = \begin{bmatrix} -1 & -\sqrt{2} & -1 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & \sqrt{2} & 1 \end{bmatrix}$$

O operador de Sobel aplica peso 2 aos pixels horizontais e verticais e peso 1 aos pixels em diagonal (ROSENFELD, 1982b), o que de certa forma evita operações com números irracionais.

Para o operador utilizado, optamos pela multiplicação das máscaras acima por 2 e arredondamos os pesos obtidos para o inteiro mais próximo. Obtivemos, assim, as seguintes máscaras:

$$G_h = \begin{bmatrix} -2 & 0 & 2 \\ -3 & 0 & 3 \\ -2 & 0 & 2 \end{bmatrix} \quad G_v = \begin{bmatrix} -2 & -3 & -2 \\ 0 & 0 & 0 \\ 2 & 3 & 2 \end{bmatrix}$$

Para cada pixel da imagem, o gradiente horizontal (*gradh*) é determinado pela média ponderada do ponto considerado e seus respectivos vizinhos, aplicando-se os pesos estabelecidos pela máscara de gradiente horizontal (G_h). Similarmente, o gradiente vertical (*gradv*) é determinado aplicando-se os pesos da máscara de gradiente vertical (G_v).

O valor novo de cada pixel (*vp*) é teoricamente determinado pela raiz quadrada da soma dos quadrados dos respectivos gradientes calculados. Na implementação efetuada, optamos pela aproximação do resultado utilizando a soma dos módulos dos respectivos gradientes, o que demanda menos recursos computacionais. Assim:

$$vp = \sqrt{\text{gradh}^2 + \text{gradv}^2} \cong |\text{gradh}| + |\text{gradv}|$$

Na Figura 25, apresentamos uma imagem cineangiográfica do ventrículo esquerdo após o processamento utilizando o operador gradiente.



Figura 25. Imagem processada aplicando-se o operador de detecção de bordas tipo gradiente.

VI.E.2. KERNEL LAPLACE

O olho humano possui cerca de 150 milhões de receptores de luz na retina. No entanto, se todas as informações captadas por estes receptores fossem transmitidas diretamente ao cérebro, um número muito maior de conexões seriam necessárias, que simplesmente adiariam o processo de interpretação. Na realidade, a visão humana se utiliza de um esquema de processamento distribuído, onde um menor número de informações mais significativas são de fato enviadas ao cérebro. Isto é efetuado através de células adicionais encontradas na retina encarregadas de extrair um nível mais elevado de informação, como, por exemplo, detectar uma borda em determinada direção (RUSS, 1990).

O sistema visual humano possui a capacidade de reconhecer mais de 25.000 padrões distintos utilizando-se do princípio de inibição, onde conexões positivas e negativas de determinados receptores vizinhos podem ou não ser considerados (RUSS, 1990).

O operador Laplaciano se utiliza do conceito de inibições laterais similarmente ao que ocorre na visão humana. Estas inibições ocorrem em todas as direções, permitindo a localização de pontos isolados com grande eficiência, ao mesmo tempo que aumenta significativamente o nível de ruído da imagem (RUSS, 1990). O seu uso está restrito apenas às imagens previamente suavizadas (rotina “Suavização”) e eficientemente contrastadas (rotina “Segmentação”). Desta forma, as imagens processadas apresentam contornos bem definidos (Figura 26). A vantagem deste operador em relação ao gradiente encontra-se na sua eficiência computacional exigindo um menor tempo de execução.

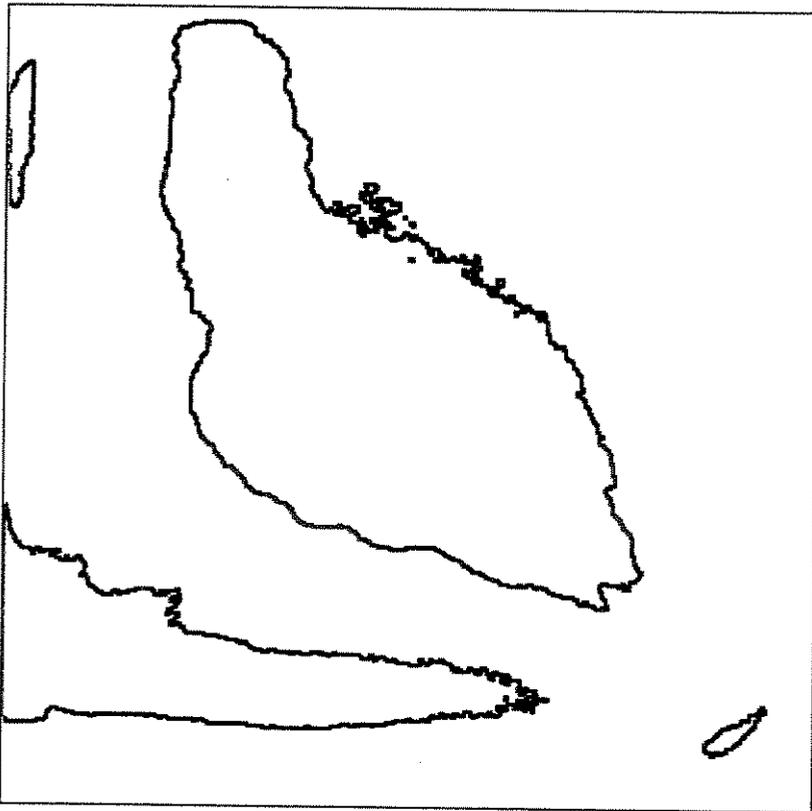


Figura 26. Imagem processada aplicando-se o operador de detecção de bordas Laplaciano.

Na implementação efetuada, a imagem é convolucionada ao operador Laplaciano definido como:

$$K_L = \begin{bmatrix} -1 & -1 & -1 \\ -1 & 8 & -1 \\ -1 & -1 & -1 \end{bmatrix}$$

VI.F. SUBTRAÇÃO

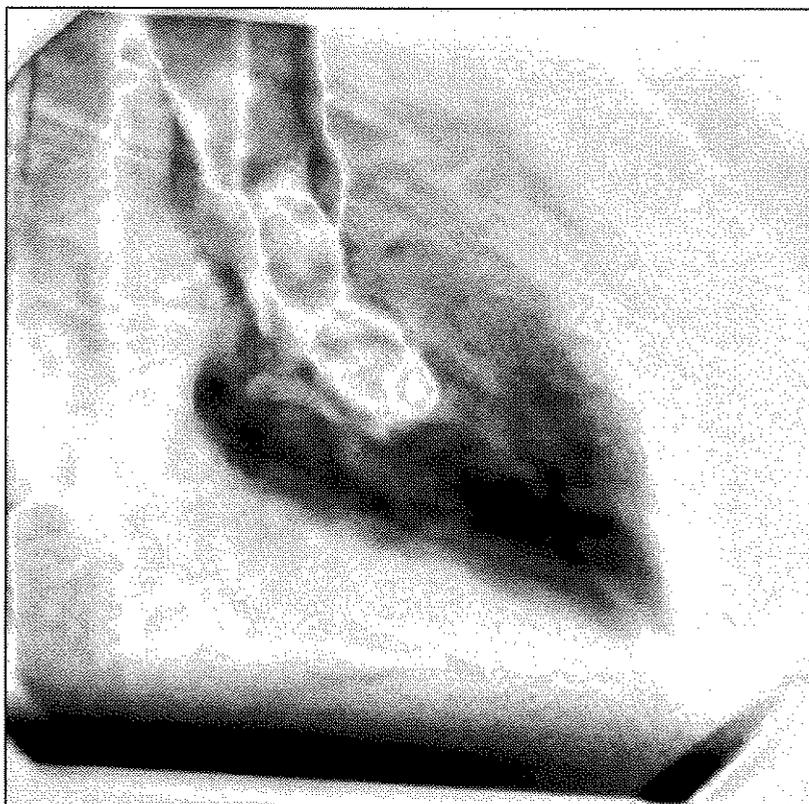


Figura 27. Imagens diastólica e sistólica após serem subtraídas entre si.

Efetua o módulo da subtração da imagem atual com a imagem selecionada previamente com “Select”. A imagem resultante é apresentada na janela atual (Figura 27). Embora a utilização desta rotina seja mais apropriada à coronariografia, a subtração entre as imagens

diastólica e sistólica aumentam o contraste da imagem, atenuando a superposição da coluna vertebral, costelas e outros artefatos.

VII. MÓDULO DE PROCESSAMENTO DE SILHUETAS

Este módulo consiste de um conjunto de rotinas para definição das silhuetas diastólica e sistólica e para o processamento destas silhuetas, obtendo-se os parâmetros quantitativos de análise.

Para a definição das silhuetas, utilizam-se as funções de desenho de silhuetas, habilitando o Gerenciador de Eventos a adquirir as posições percorridas pelo mouse, à medida que desenha este contorno (sub-opções “Silhueta Diastólica” e “Silhueta Sistólica”). As opções de redesenhar silhuetas diastólica e sistólica (sub-opções “Redesenha Diastólica” e “Redesenha Sistólica”) são utilizadas caso o usuário deseje redesenhá-las em outra sub-imagem disponível, com o intuito de checar se as silhuetas realmente representam o contorno endocárdico do ventrículo esquerdo.

Após a criação das silhuetas diastólica e sistólica, é necessário corrigir a silhueta sistólica de forma a incluir a obliteração apical⁴, já que o ápice diastólico deve coincidir com o ápice sistólico (sub-opção “Silhueta Ápice”).

Após as definições das silhuetas, pode-se calcular os volumes diastólico final (VDF) e sistólico final (VSF) através das sub-opções “VDF” e “VSF” respectivamente.

Neste ponto, a análise de encurtamentos e a análise percentual pode ser feita através da sub-opção “Análise”.

Caso o exame considerado seja considerado como normal, pode-se inseri-lo na Base de Dados de Pacientes Normais através da sub-opção “Atualiza Base Dados”.

⁴ Ver “Convenções e Definições” no capítulo “Metodologia Utilizada para Avaliação da Função Ventricular” página 32.

VII.A. CONVENÇÕES E DEFINIÇÕES

VII.A.1. SILHUETA-M OU SILHUETA MAIOR:

Corresponde à silhueta que é obtida diretamente do usuário. Esta silhueta é formada pela linha poligonal composta pela aquisição das posições relativas à movimentação do mouse. O número máximo de pontos armazenados foi convencionado como 800 pixels. O número de pontos adquiridos para a Silhueta-M é denominado TSM (tamanho da Silhueta-M).

A silhueta deve ser desenhada no sentido horário começando pela válvula aórtica no contorno superior. O ponto de início é marcado pelo usuário ao pressionar e liberar o botão de ACTION do mouse. A partir daí, a movimentação do mouse causará a aquisição e o desenho do contorno da silhueta. Para finalizar o contorno, basta pressionar e liberar novamente o botão de ACTION.

Convencionou-se que o desenho do contorno diastólico seja efetuado em cor vermelha e o contorno sistólico em cor verde.

VII.A.2. SILHUETA_R OU SILHUETA REDUZIDA

Corresponde à silhueta padronizada de 101 pontos referenciada na metodologia como silhueta genérica e que é utilizada para o cálculo do volume da cavidade ventricular esquerda e para a criação da Silhueta_r_ap.

VII.A.3. SILHUETA_R_AP OU SILHUETA SISTÓLICA REDUZIDA COM ÁPICE CORRIGIDO

Corresponde à silhueta que é criada a partir da Silhueta Maior Sistólica e da linha média de referência diastólica. A linha de obliteração é incluída na silhueta sistólica estendendo-se o

“falso” ápice sistólico até o ápice diastólico através de um processo de interpolação⁵. Conforme descrito anteriormente⁶, este prolongamento da silhueta sistólica corresponde ao colabamento da parede endocárdica, mas que não é visualizado no exame cineangiográfico, já que não há entrada de contraste radiológico nesta região.

VII.A.4. FLAGS DE CONSISTÊNCIA

São indicadores que permitem efetuar a consistência das etapas de processamento das silhuetas:

Silhueta_diast_OK:

Ativado quando uma silhueta diastólica foi previamente definida com sucesso.

Silhueta_sist_OK:

Ativado quando uma silhueta sistólica foi previamente definida com sucesso.

Silhueta_sist_ap_OK:

Ativado quando uma silhueta sistólica com ápice corrigido foi previamente criada com sucesso.

VDF_OK:

Ativado quando o volume diastólico final foi previamente calculado com sucesso.

VSF_OK:

Ativado quando o volume sistólico final foi previamente calculado com sucesso.

VII.A.5. BASE DE DADOS

Corresponde ao arquivo contendo dados de paciente considerados clinicamente como normais. Inclui os encurtamentos transversais e longitudinais normalizados de todos os pontos de referência, a fração de ejeção, a fração de encurtamento longitudinal e a fração de obliteração

⁵ Ver descrição no item “Criar silhueta sistólica reduzida com ápice corrigido” página 73.

⁶ Ver “Convenções e Definições” no capítulo “Metodologia Utilizada para Avaliação da Função Ventricular” página 32.

apical. Para cada uma destas variáveis, os seguintes valores são armazenados: a somatória ($\sum x$), a somatória dos quadrados ($\sum x^2$) e o desvio padrão (s). Adicionalmente é armazenado neste arquivo o número de pacientes (n) atualizados na base de dados.

O desvio padrão de cada medida foi determinado pela seguinte fórmula:

$$s = \sqrt{\frac{n \cdot \sum x^2 - (\sum x)^2}{n \cdot (n - 1)}}$$

VII.B. CRIAR SILHUETA REDUZIDA

Esta operação cria uma silhueta Reduzida Diastólica caso seja efetuada a opção “Diastólica” ou cria uma Silhueta Reduzida Sistólica para a opção “Sistólica”.

Como o processo para a criação destas silhuetas são idênticos (com exceção das cores com que são representadas), descreveremos aqui o processo geral para a criação de uma Silhueta Reduzida Diastólica ou Sistólica.

As seguintes fases são executadas:

Define tipo de silhueta:

Com o mouse selecionando a opção “Silhueta”, pode-se ativar as sub-opções “Diastólica” para criar uma silhueta diastólica e “Sistólica” para criar uma silhueta sistólica.

Aquisição dos pontos em Silhueta-M e desenho do contorno:

Após selecionar o início da silhueta, ocorre uma aquisição de coordenadas de pontos decorrentes apenas da locomoção do mouse. Esta aquisição é gerenciada pelo *Window Manager* e o número de pontos adquiridos depende basicamente da CPU utilizada e da velocidade de locomoção do mouse. A Silhueta-M é definida como o vetor de pontos determinados a partir do ponto mais próximo da válvula aórtica no contorno superior até o ponto mais próximo da válvula aórtica no contorno inferior. O número de pontos é armazenada na variável TAM associada à respectiva silhueta.

Determina ápice:

O ápice é determinado automaticamente após o término da definição da silhueta. É definido como o ponto da silhueta mais distante do ponto médio da válvula aórtica (FUJITA *et al.*, 1981). Para otimizar o processo de busca, para os “*n*” pontos definidos na Silhueta-M, o algoritmo desenvolvido efetua a busca numa faixa definida por apenas 51 pontos. Assim, a partir do ponto mediano da silhueta (posição $n/2$), verifica-se nos 25 pontos anteriores e 25 posteriores a ele, qual ponto que possui a maior distância ao ponto médio da válvula aórtica. Em caso de empate, seleciona-se o ponto de posição mais próxima ao mediano.

Consistência:

Verifica se foram definidos pelo menos 51 pontos para cada um dos contornos (superior e inferior) da Silhueta-M. O objetivo desta consistência é estabelecer uma padronização na criação de silhuetas, evitando que muitos pontos de referência fossem interpolados entre dois pontos consecutivos da Silhueta-M, o que poderia comprometer a reprodutibilidade da análise.

Caso a consistência não seja obedecida, a silhueta é considerada inválida e seu respectivo *flag* (diastólico ou sistólico) é desativado. Neste caso, o controle do programa volta em seguida para o *Window Manager*.

Suavização da Silhueta:

Filtro digital que consiste em suavizar possíveis ondulações no contorno efetuado pelo usuário, devido principalmente ao processo manual de definição do contorno pela movimentação do mouse. As novas coordenadas de cada ponto da silhueta processado são determinadas pela média aritmética das coordenadas do próprio ponto com os dois pontos anteriores e os dois posteriores a ele. Assim :

$$P_s(x_i, y_i) = \left(\frac{\sum_{j=i-2}^{i+2} x_j}{5}, \frac{\sum_{j=i-2}^{i+2} y_j}{5} \right) \quad p / i \geq 2 \text{ ou } i \leq \text{TSM} - 2$$

$$P_s(x_i, y_i) = \left(\frac{\sum_{j=i-1}^{i+1} x_j}{3}, \frac{\sum_{j=i-1}^{i+1} y_j}{3} \right) \quad p / i=1 \text{ ou } i = \text{TSM} - 2$$

$$P_s(x_i, y_i) = P(x_i, y_i) \quad p / i=0 \text{ ou } i = \text{TSM} - 1$$

Determina pontos de referência:

Objetiva estabelecer 51 pontos equidistantes para o contorno superior e 51 pontos equidistantes para o contorno inferior da silhueta.

As etapas efetuadas para a determinação do contorno superior são:

- Calcula-se o perímetro do contorno superior (pcs) como a somatória da distância de pontos adjacentes desde o índice zero até o índice do ápice inclusive.
- Os 51 pontos são interpolados linearmente no contorno de forma que a distância entre dois pontos consecutivos seja sempre pcs/50.

As etapas efetuadas para a determinação do contorno inferior são:

- Calcula-se o perímetro do contorno inferior (pci) como a somatória da distância de pontos adjacentes desde o índice do ápice até o índice do último ponto da silhueta inclusive (índice TAM-1).
- Os 51 pontos são interpolados linearmente no contorno de forma que a distância entre dois pontos consecutivos seja sempre pci/50.

Determina e desenha linha média de referência:

A linha média de referência é determinada a partir dos pontos de referência determinados na fase anterior⁷. Posteriormente, o contorno desta linha é desenhado na janela onde foi obtida a silhueta.

O *flag* da respectiva silhueta é ativado e o controle do programa volta para o *Window Manager*.

⁷ Ver “Convenções e Definições” no capítulo “Metodologia Utilizada para Avaliação da Função Ventricular” página 32.

VII.C. CRIAR SILHUETA SISTÓLICA REDUZIDA COM ÁPICE CORRIGIDO

Após a definição das silhuetas diastólica e sistólica, a execução da sub-opção “Silhueta Ápice” modifica a silhueta sistólica de forma a incluir a linha de obliteração nos contornos superior e inferior da respectiva silhueta.

Para as fases descritas a seguir, as seguintes convenções foram utilizadas:

PMP Ponto da Linha Média de Referência Diastólico mais próximo do “falso” ápice sistólico.

FAS Ponto corresponde ao “falso” ápice sistólico.

Vetor de Referência = FAS - PMP

Consistência:

Verifica se as silhuetas diastólica e sistólica foram previamente definidas com sucesso. Caso contrário, a rotina envia uma mensagem para o console e o controle do programa volta para o *Window Manager*.

Determina PMP e vetor de referência para interpolação:

Nesta fase, determina-se o PMP e o Vetor de Referência para interpolação de novos pontos na Silhueta-M sistólica.

Inclui novos pontos na Silhueta-M Sistólica:

Os pontos correspondentes à parede colabada da silhueta sistólica são interpolados a partir do Vetor de Referência obtido anteriormente. É importante ressaltar que os pontos determinados pertencem tanto à parede superior quanto à inferior do ventrículo esquerdo. Portanto, cada ponto determinado deve ser inserido no contorno superior e no contorno inferior da Silhueta-M. A Figura 28 ilustra este processo de interpolação, matematicamente expresso por:

$$SMS[ia + 1] = SMS[ia + 2n - i] = LMSD[ip + i] + (FAS - PMP) * \frac{(n - i)}{n}$$

Onde: $n = 50 - ip$

$i = [0, n]$

ia índice do ápice da Silhueta-M sistólica

ip índice de PMP

n número de pontos a serem inseridos em cada um dos contornos (superior e inferior) da Silhueta-M Sistólica

SMS[ia+i] ponto de índice "ia+i" da Silhueta-M sistólica (contorno superior)

SMS[ia+2n-i] ponto de índice "ia+2n-i" da Silhueta-M sistólica (contorno inferior)

LMSD[ip+i] ponto de índice "ip+i" da linha média da silhueta diastólica

FAS ponto correspondente ao "falso" ápice sistólico = SMS[ia]

PMP ponto da linha média da silhueta diastólica mais próximo do "falso" ápice sistólico = LMSD[ip]

Como consequência deste processo, o tamanho da Silhueta-M sistólica é aumentado em "2.n" e o índice do ápice sistólico é incrementado de "n".

Determina Silhueta Reduzida:

A partir da nova Silhueta-M sistólica determinada, executa-se a operação "Criar Silhueta Reduzida" descrita anteriormente, obtendo-se, assim, a Silhueta Sistólica Reduzida com Ápice Corrigido.

A imagem contida na Figura 29 mostra um ventrículo esquerdo em sístole, com a silhueta sistólica com ápice corrigido representada. O contorno mais externo corresponde à silhueta diastólica. O contorno mais interno corresponde à silhueta sistólica corrigida. Notar que a linha de obliteração se aproxima linearmente com a linha média diastólica.

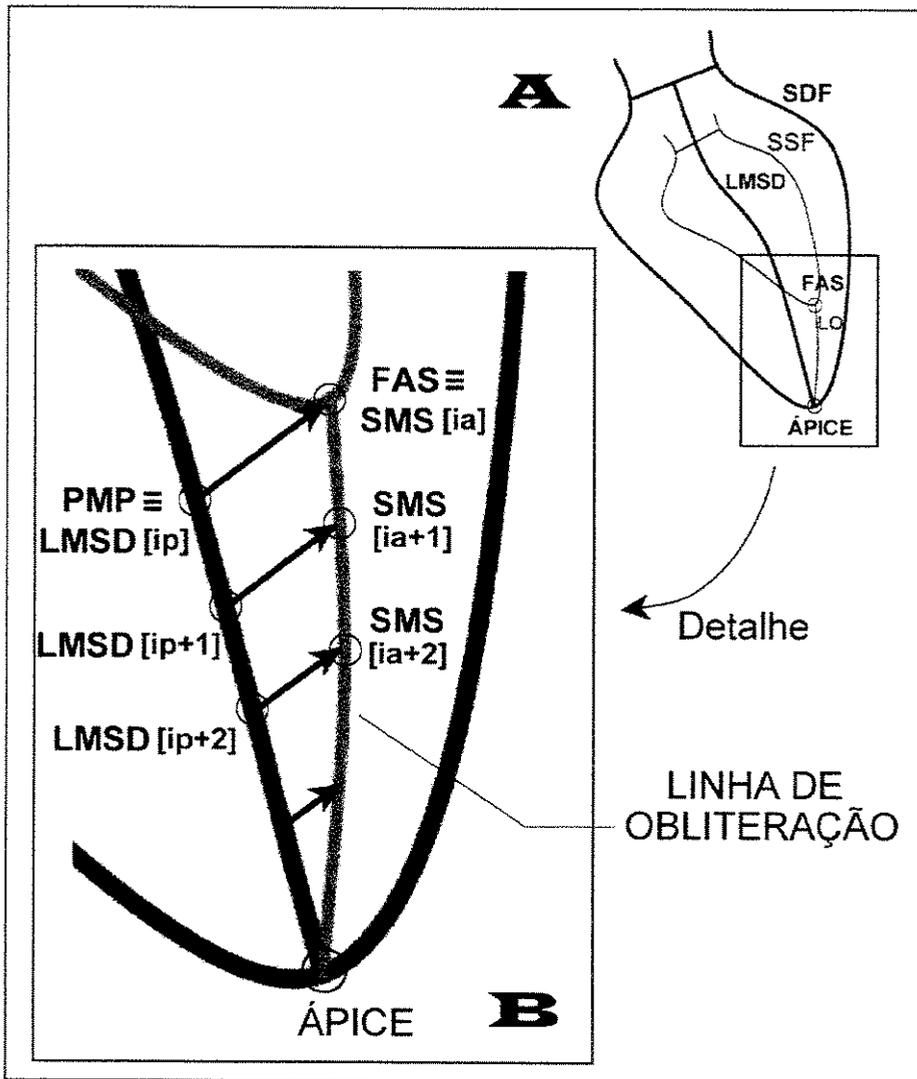


Figura 28. Inclusão de novos pontos na Silhueta-M sistólica. A Linha de Obliteração (LO) é interpolada linearmente a partir da Linha Média da Silhueta Diastólica (LMSD).

VII.D. REDESENHAR SILHUETAS

Pode-se redesenhar a Silhueta Reduzida Diastólica utilizando-se a sub-opção “Redesenha Diastólica” ou redesenhar a Silhueta Reduzida Sistólica pela sub-opção “Redesenha Sistólica”.

Caso a silhueta desejada não tenha sido previamente definida com sucesso, gera-se uma mensagem de erro no console e o controle do programa volta ao *Window Manager*.

Esta opção é utilizada quando há uma certa dificuldade na definição de uma silhueta (geralmente a sistólica). Neste caso, pode-se sobrepor na imagem a outra silhueta (normalmente a diastólica) facilitando o reconhecimento de estruturas como a válvula aórtica e o ápice.



Figura 29. Imagem contendo a Silhueta Reduzida com Ápice Corrigido.

VII.E. CÁLCULO DE VOLUMES

Esta operação calcula o volume diastólico final (VDF) caso seja selecionada a sub-opção “VDF” ou calcula o volume sistólico final (VSF) para a sub-opção “VSF”.

Caso a silhueta desejada não tenha sido previamente definida com sucesso, gera-se uma mensagem de erro no console e o controle do programa volta ao *Window Manager*.

Simultaneamente ao cálculo do volume, a silhueta ventricular e todas as secções utilizadas são desenhadas na janela especificada. A Figura 30 apresenta uma imagem do ventrículo

esquerdo em diástole final com a silhueta e secções desenhadas. Similarmente, a Figura 31 ilustra o mesmo processo efetuado para a determinação do VSF.

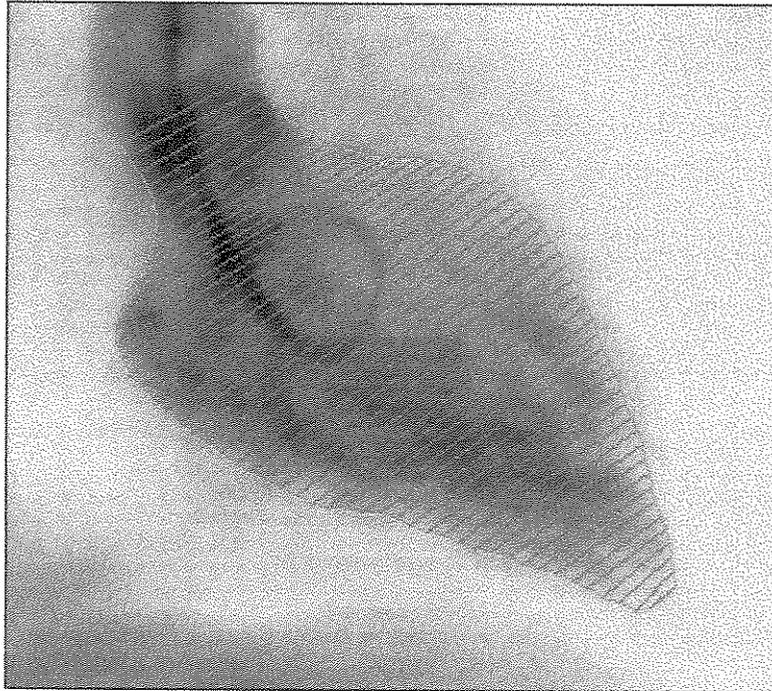


Figura 30. Ventrículo esquerdo em diástole final contendo a silhueta diastólica e respectivas secções utilizadas para cálculo do VDF.

O volume ventricular é calculado como a soma dos volumes das 50 secções parciais conforme descrito anteriormente⁸. É importante ressaltar que embora as imagens cineangiográficas representem sempre uma projeção bidimensional do ventrículo, para o cálculo de volume estaremos sempre tratando estas projeções das secções ventriculares como sólidos de secções circulares⁸.

Para cada secção ventricular, as seguintes fases são executadas:

Orientação das secções ventriculares:

- Os segmentos AC e BD correspondem inicialmente a trechos dos contornos inferior e superior da silhueta, respectivamente;

⁸ Ver “Cálculo do Volume Ventricular a partir de uma Silhueta Reduzida” no capítulo “Metodologia Utilizada para Avaliação da Função Ventricular” página 37.

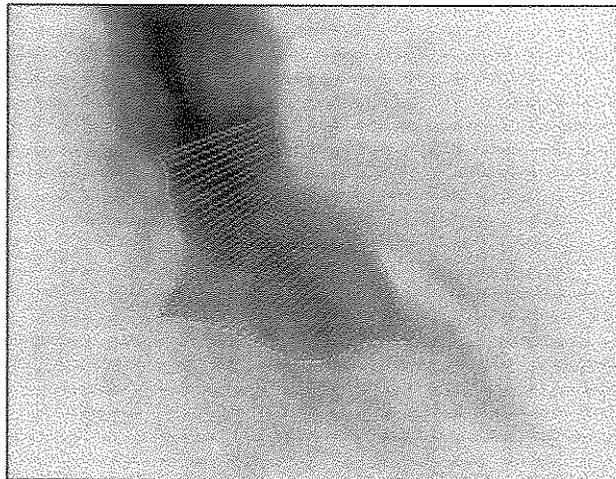


Figura 31. Ventrículo esquerdo em sístole final contendo a silhueta sistólica e respectivas secções utilizadas para cálculo do VSF.

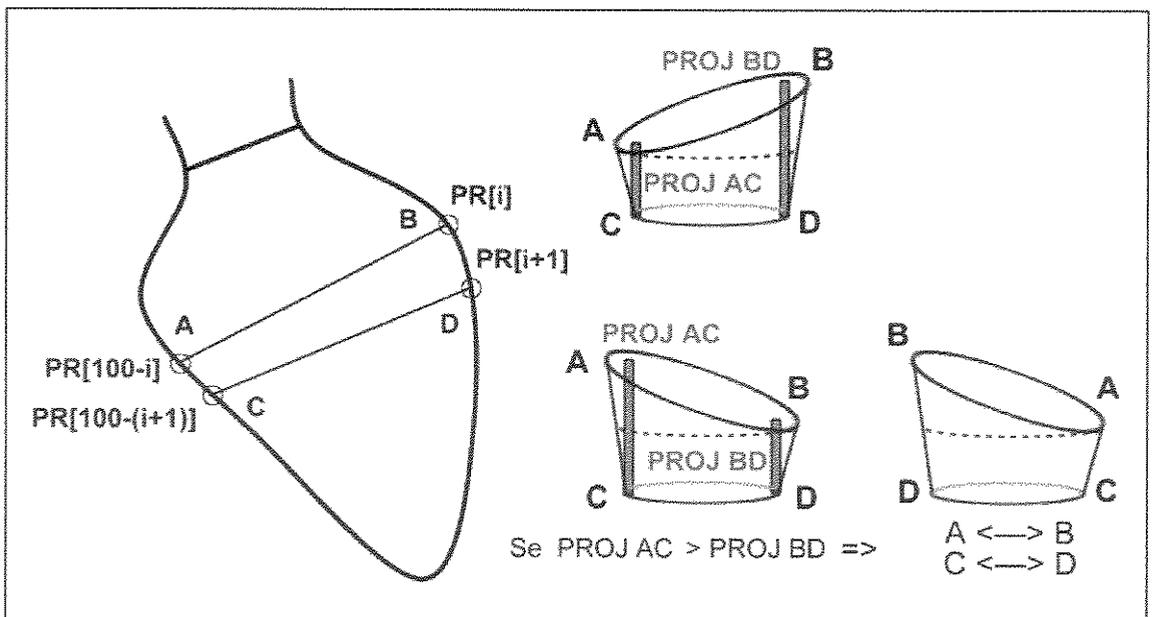


Figura 32. Orientação dos pontos delimitantes das secções ventriculares. Caso $projBD$ seja menor que $projAC$, altera-se a orientação da secção $ABCD$ para $BADC$.

- Os pontos A e B são os pontos proximais à válvula aórtica;
- Caso a projeção de BD ($projBD$) sobre a direção ortogonal à base CD seja menor do que a projeção de AC ($projAC$) sobre a mesma referência, troca-se a orientação da

secção de forma a AC e BD corresponderem a trechos dos contornos superior e inferior da silhueta, respectivamente. Portanto, se projBD for menor que projAC , altera-se a orientação da secção ABCD para BADC (Figura 32).

Divisão da secção ventricular em dois sólidos elementares:

Para a secção ventricular ABCD, orientada conforme item anterior, traça-se uma paralela à base CD a partir de A, interceptando o segmento BD em B'. Formam-se, então, os sólidos elementares AB'B e AB'CD (Figura 32).

As coordenadas de B' são determinadas solucionando o sistema de duas equações a duas incógnitas:

$$\begin{cases} AB' \parallel CD \quad \therefore \quad | \vec{AB'} \times \vec{CD} | = 0 \\ B'D \parallel BD \quad \therefore \quad | \vec{B'D} \times \vec{BD} | = 0 \end{cases}$$

Determinação dos volumes parciais:

Este procedimento é realizado para cada uma das 50 secções ventriculares.

O volume de cada secção é determinado pela soma dos volumes dos sólidos elementares determinados no item anterior.

Considerando o sólido 1, delimitado pelos pontos AB'B, como um cilindro inclinado cortado diagonalmente, seu volume é determinado como sendo a metade deste cilindro:

$$V_{i_1} = \frac{1}{2} \pi \left(\frac{AB'}{2} \right)^2 h_1 = \frac{1}{8} \pi AB' h_1$$

Considerando o sólido 2, delimitado pelos pontos AB'CD, como um tronco de um cone, seu volume é determinado como:

$$V_{i_2} = \frac{1}{3} \pi h_2 \left[\left(\frac{CD}{2} \right)^2 + \left(\frac{CD}{2} \right) \left(\frac{AB'}{2} \right) + \left(\frac{AB'}{2} \right)^2 \right]$$

$$\therefore V_{i_2} = \frac{1}{12} \pi h_2 \left(CD^2 + CD \cdot AB' + AB'^2 \right)$$

Para o sólido que contém o ápice ($i=50$), $CD = 0$ e o volume do sólido ABC é determinado como o volume de um cone de base AB e altura h_{ap} definida como a distância do segmento AB ao ponto C. Portanto:

$$V_{ap} = \frac{1}{12} \pi h_{ap} AB^2 \quad (i = 50)$$

O volume total da silhueta reduzida (V_t) é determinado como a somatória dos volumes das secções ventriculares:

$$V_t = \sum_{i=1}^{50} V_i = \sum_{i=1}^{49} (V_{i_1} + V_{i_2}) + V_{ap}$$

VII.F. ANÁLISE DA FUNÇÃO VENTRICULAR

Esta operação é efetuada caso seja selecionada a sub-opção “Análise” do menu “Processamento Silhueta”.

Simultaneamente ao cálculo, os dados são apresentados graficamente atualizando-se os *frames* “Análise de Encurtamentos” e “Análise Percentual”.

As seguintes fases são executadas:

Consistência:

Verifica se as silhuetas diastólica e sistólica foram previamente definidas com sucesso, se a silhueta reduzida sistólica com ápice corrigido foi criada e se os volumes diastólico e sistólico finais foram calculados.

Caso alguma destas condições não seja satisfeita, gera-se uma mensagem no console e o controle do programa volta ao *Window Manager*.

Calcula Perímetro Diastólico Final (pdf):

Este parâmetro é utilizado para a normalização de todos os encurtamentos (longitudinais e transversais).

É definido como a somatória de todas as distâncias entre dois pontos normalizados consecutivos.

Calcula Encurtamentos Transversais e Longitudinais

Para cada ponto de referência, calculam-se os vetores de referência transversal e longitudinal a partir da silhueta diastólica.

O encurtamento obtido de um determinado ponto de referência, representado pelo vetor deslocamento de diástole para sístole (\vec{d}_i), é decomposto nos seus respectivos vetores de referência transversal e longitudinal⁹ através do produto escalar entre o vetor deslocamento e os respectivos vetores de referência. Estas componentes são então normalizadas pelo perímetro diastólico final. Podem assumir valores positivos ou negativos conforme concordem ou não com os sentidos dos respectivos vetores de referência. Os encurtamentos transversal ($e_t[i]$) e longitudinal ($e_l[i]$) são obtidos através das seguintes expressões:

$$e_t[i] = \frac{\vec{t}_i \cdot \vec{d}_i}{pdf}$$

$$e_l[i] = \frac{\vec{l}_i \cdot \vec{d}_i}{pdf}$$

⁹ Ver “Convenções e Definições” no capítulo “Metodologia Utilizada para Avaliação da Função Ventricular” página 32.

Desenha vetores deslocamento:

Os vetores deslocamento (\vec{d}_1) de diástole para sístole são desenhados juntamente com a silhuetas diastólica e sistólica na imagem selecionada (Figura 33).

Como encurtamentos transversais negativos podem representar discinesias, os vetores deslocamentos que produzam esta situação são apresentados em vermelho, enquanto nos demais casos são apresentados em verde.

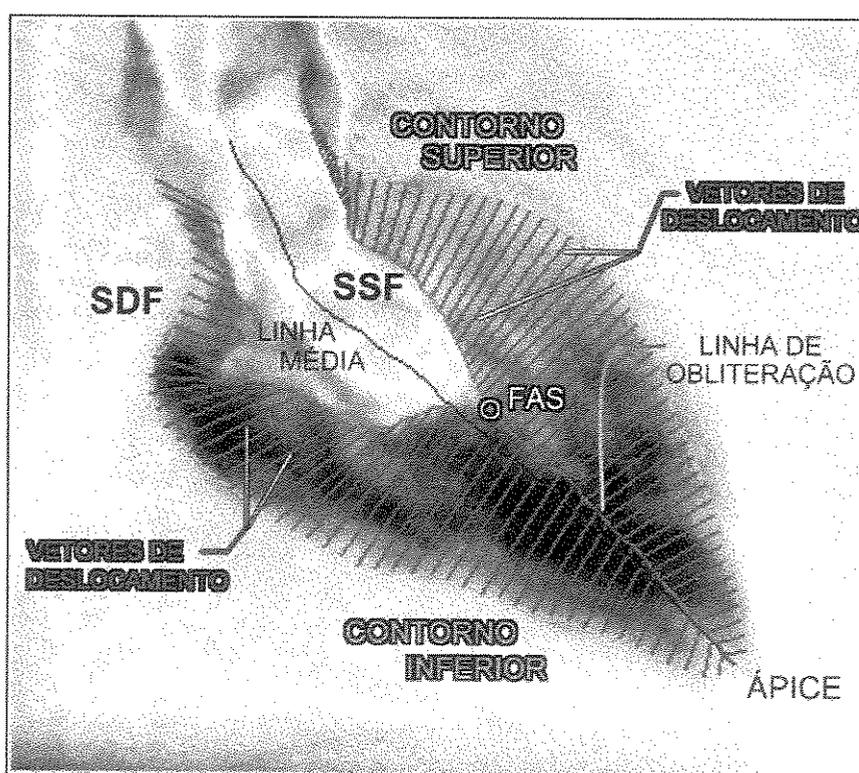


Figura 33. Imagem em diástole final subtraída da imagem em sístole final, com vetores deslocamento desenhados juntamente com as silhuetas diastólica e sistólica.

Cria frame "Análise Encurtamentos":

Esta janela apresenta os gráficos de encurtamentos transversais e longitudinais dos contornos superiores e inferiores do ventrículo esquerdo. Os dois gráficos superiores representam o contorno superior, enquanto que os dois inferiores representam o contorno

inferior. Os dois gráficos à esquerda representam os encurtamentos transversais, enquanto que os dois à direita, os encurtamentos longitudinais (Figura 34).

As linhas de referência para encurtamentos nulos são representados pelas linhas retas horizontais contidas nos gráficos.

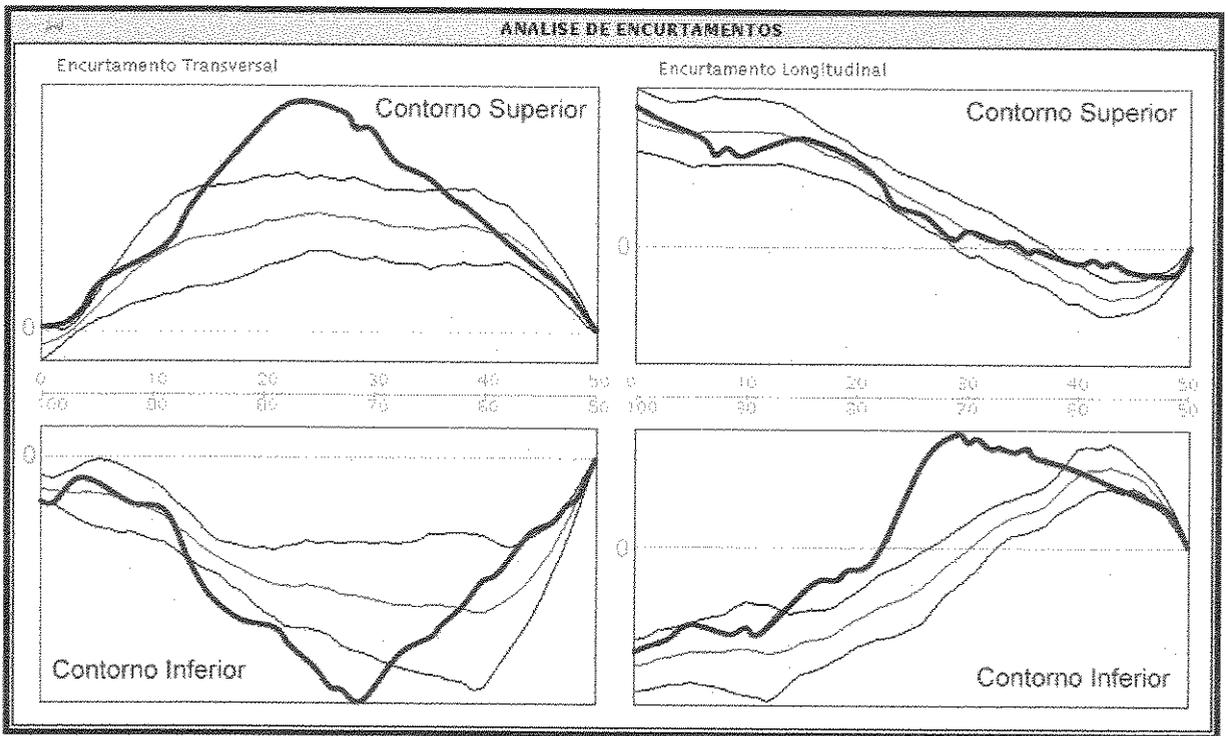


Figura 34. *Frame* “Análise de Encurtamentos” apresentando gráficos dos encurtamentos transversais e longitudinais dos contornos superior e inferior do ventrículo esquerdo do paciente em estudo (azul), do valor médio da base de dados de pacientes normais (verde) e de uma faixa de variação de mais e menos um desvio padrão (vermelho).

Cada linha vertical representa um ponto de referência da silhueta ventricular. Estes pontos possuem índices de 0 a 50 para o contorno superior e de 50 a 100 para o contorno inferior. O ponto de índice 50 representa o ápice e possui encurtamento nulo para todos os gráficos já que o modelo considerado considera o ápice imóvel.

Para facilitar a visualização dos encurtamentos respeitando a forma como a silhueta é representada na ventriculografia, os valores positivos estão voltados para cima nos gráficos do contorno superior e voltados para baixo nos gráficos do contorno inferior.

Os dados do exame em questão são apresentados em azul; os dados relativos ao valor médio da base de dados de pacientes normais são apresentados em verde; enquanto os dados relativos a uma faixa de variação de mais e menos um desvio padrão são apresentados em vermelho.

A análise de encurtamento transversal do exame da Figura 34 mostra uma contratilidade regional aumentada dos pontos de referência 15 a 35 do contorno superior e dos pontos de referência 69 a 86 do contorno inferior evidenciando uma hipercinesia destas regiões.

A análise de encurtamento longitudinal do mesmo exame demonstra que houve um padrão de encurtamento longitudinal diminuído nas regiões dos pontos de referência 41 a 46 do contorno superior e dos pontos de referência 62 a 86 do contorno inferior.

Calcula Fração de Ejeção

Com os volumes diastólico final e sistólico final calculados, a fração de ejeção é então determinada pela relação entre o volume sanguíneo ejetado em relação ao volume diastólico final. Assim:

$$FE = \frac{VDF - VSF}{VDF} \cdot 100$$

Calcula Perímetro das Linhas Médias de Referência

O perímetro de uma linha média de referência de uma silhueta reduzida (plmrsr) é calculado como a somatória das distâncias entre dois pontos médios de referência (PMR) consecutivos. Os três perímetros calculados são: da silhueta diastólica (plmrsr_d), da silhueta sistólica (plmrsr_s) e da silhueta sistólica com ápice corrigido (plmrsr_s_ap). Estes valores são utilizados no cálculo das frações de encurtamento longitudinal e obliteração apical.

Calcula Fração de Encurtamento Longitudinal

A fração de encurtamento longitudinal é calculada como a diferença entre o plmrsr Diastólico e o plmrsr Sistólico com Ápice Corrigido normalizada em relação ao plmrsr Diastólico. Assim:

$$EL = \frac{\text{plmrsr_d} - \text{plmrsr_s_ap}}{\text{plmrsr_d}} \cdot 100$$

Calcula Fração de Obliteração Apical

A fração de obliteração apical (OA) é calculada como a diferença entre o plmrsr Sistólico com Ápice Corrigido e o plmrsr Sistólico normalizado em relação ao plmrsr Diastólico.

$$OA = \frac{\text{plmrsr_s_ap} - \text{plmrsr_s}}{\text{plmrsr_d}} \cdot 100$$

Cria frame "Análise Percentual":

Esta janela apresenta graficamente os resultados obtidos para a fração de ejeção, fração de encurtamento longitudinal e fração de obliteração apical calculados, juntamente com os valores máximo e mínimo de uma faixa de normalidade assumida, obtidos através da média mais e menos um desvio padrão de um grupo de pacientes considerados normais (Figura 35).

Pelos resultados obtidos para o paciente em estudo, foi obtida uma fração de ejeção de 89,7%, considerada elevada em relação à faixa obtida dos pacientes normais utilizados (63,5% a 75,3%).

A fração de encurtamento longitudinal obtida do mesmo paciente (5,5%) encontra-se dentro da faixa dos pacientes normais utilizados (3,2% a 9,1%).

Por se tratar de um paciente hipertrófico, a fração de obliteração apical obtida apresenta um valor significativamente alto (47,7%) em relação à faixa de 14,0% a 24,3% dos pacientes normais utilizados.

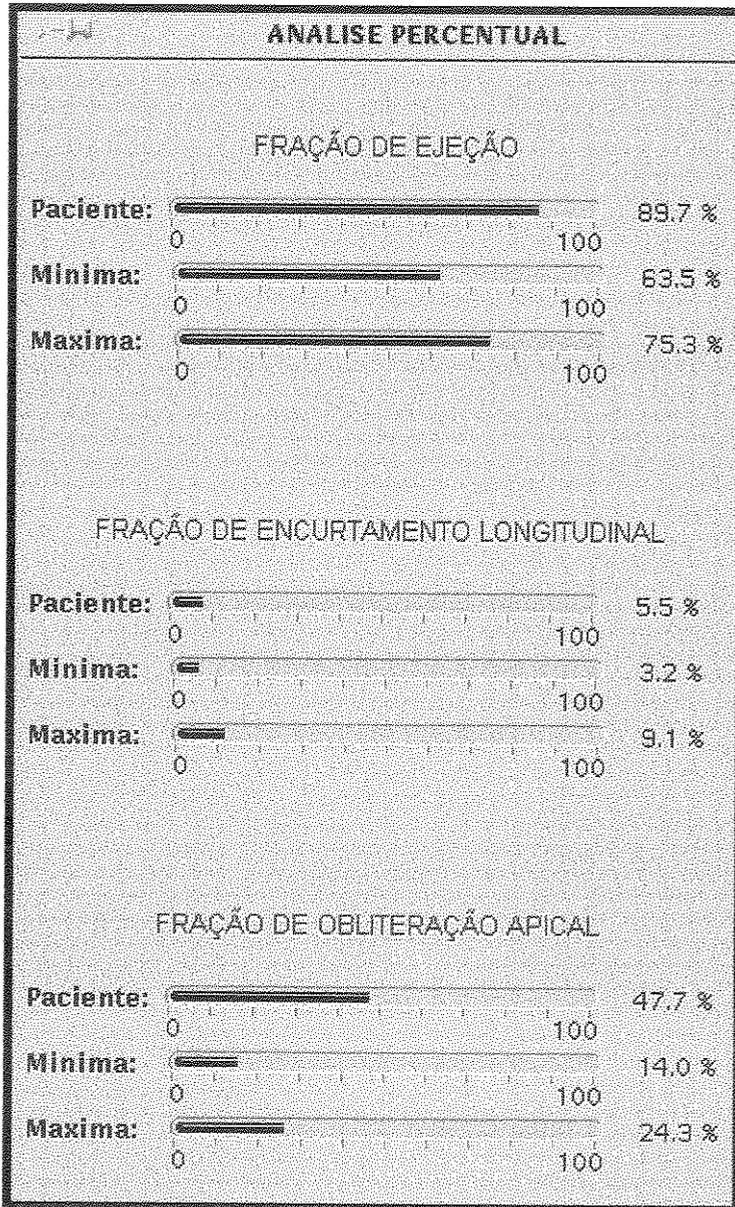


Figura 35. *Frame* “Análise Percentual” apresentando os valores calculados para a fração de ejeção, fração de encurtamento longitudinal e fração de obliteração apical, comparados a uma faixa de normalidade definida pelos valores máximo e mínimo obtidos pela média mais e menos um desvio padrão de uma base de dados de pacientes normais.

VIII. DISCUSSÃO

O processamento digital de imagens possui duas áreas básicas de aplicação: melhorar a imagem no sentido de prover um maior grau de informação auxiliando a interpretação humana e o processamento da imagem no sentido de prover um grau de percepção ou análise automática (GONZALEZ, 1987).

A ferramenta desenvolvida preocupou-se em melhor atender às necessidades médicas através de uma interface gráfica *user-friendly* com rotinas permitindo uma melhora da qualidade das imagens e no realce de estruturas, auxiliando o diagnóstico através de uma análise qualitativa. Estas imagens processadas auxiliam no processo de reconhecimento do contorno endocárdico ventricular facilitando o desenho das silhuetas diastólica final e sistólica final pelo clínico. Estas silhuetas são então processadas permitindo uma análise quantitativa da movimentação regional (encurtamento) da parede ventricular, da fração de ejeção, da fração de encurtamento longitudinal e da fração de obliteração apical.

Medidas computadorizadas podem ser utilizadas para extrair informações específicas de imagens de uma forma muito mais precisa e reproduzível do que o homem pode sem esta ajuda, já que o observador humano sofre influência do ambiente, de outras tarefas e especialmente do estresse emocional (RUSS, 1990).

Por outro lado, a visão humana é muito boa no reconhecimento de objetos, especialmente em imagens incompletas ou incomuns, e esta capacidade é muito mais difícil de se programar num computador (RUSS, 1990).

FUJITA *et al.* (1981) descreve um método de traçamento automático heurístico baseado no gradiente da imagem. Por outro lado, a silhueta endocárdica pode não ser bem definida mesmo em cineventriculografias de boa qualidade (NOGUEIRA *et al.*, 1979), exigindo do clínico um importante papel no reconhecimento de estruturas. Desta forma, acreditamos que este reconhecimento humano, necessário ocasionalmente, inviabiliza a utilização de métodos automáticos a partir da análise de gradiente da imagem de um único quadro ventriculográfico na prática médica.

As rotinas de processamento de imagens desenvolvidas permitem uma detecção semi-automática da silhueta ventricular, já que necessitam da interação com o clínico para a definição do contorno endocárdico.

Entretanto, alguns grupos de pesquisa têm trabalhado na detecção automática do contorno endocárdico do ventrículo esquerdo para o cálculo de volumes e análise de movimentação da parede ventricular através da análise de quadros consecutivos de cineangiocardiografia (BARRET, CLAYTON, WARNER, 1980; SLAGER *et al.*, 1978). Acreditamos que esta sistemática melhor se aplica na concepção de um método automático padrão, já que a silhueta de cada quadro é determinada utilizando o contorno obtido do quadro anterior como referência. Além disto, pode-se melhorar sensivelmente a qualidade da imagem quando é possível fazer uma subtração da mesma projeção cineangiocardiográfica anterior à injeção de contraste.

Em relação ao modelo de contração ventricular utilizado, as premissas de consideração do ápice cardíaco como imóvel e da obliteração apical não são novas.

LEIGHTON, WILTS, LEWIS (1974) desenvolveram um método para avaliação da movimentação da parede ventricular levando em consideração que o ápice permanece fixo em sístole e que a diminuição da cavidade ventricular esquerda no sentido longitudinal é devida à movimentação da base do coração em direção ao ápice.

NOGUEIRA *et al.* (1979) observaram que o encurtamento aparente do ápice na imagem de ventriculografia é devido à obliteração do ápice com expulsão do contraste radiográfico pela *trabecula carnae*.

NOGUEIRA *et al.* (1987) estudaram as posições relativas do ápice ventricular esquerdo e base em diástole final (ED) e em sístole final (ES) em dois grupos de pacientes com parâmetros angiográficos e hemodinâmicos normais. O primeiro grupo foi submetido a ecocardiografia e o segundo grupo a uma cine-tomografia computadorizada. Em ambos os grupos não foi verificada

mudança de posição do epicárdio do ápice de ED para ES, concluindo que a obliteração apical é responsável pela aparente movimentação do ápice verificada na cineventriculografia.

Mais recentemente, ASSMANN *et al.* (1993) comparou quatro métodos de movimentação da parede ventricular esquerda pela ecocardiografia em 79 pacientes com infarto do miocárdio. O primeiro método utilizou um modelo de movimentação da parede ventricular considerando uma movimentação da base em direção ao ápice estável durante a sístole e utilizando o ápice como referência. Dois outros eram baseados no Método da Área e o último era o Método da Linha Central. Através da análise de grupos definidos a partir da classificação em áreas afetadas pelo infarto (paredes anterior, posterior e inferior) efetuada pelo eletrocardiograma, o primeiro método foi o que apresentou os maiores desvios em relação aos valores normais nos 3 grupos estudados e, portanto, maior sensibilidade.

Em relação à metodologia para avaliação da função ventricular, assumindo que o ápice cardíaco permanece imóvel na sístole, não poderíamos considerar apenas o módulo do vetor de encurtamento para análise de contração regional, visto que a componente longitudinal dos pontos mais próximos à base seria composta pela contribuição de todas as componentes longitudinais dos pontos mais inferiores a aqueles (proximais em relação ao ápice). Desta forma, a informação de contração regional estaria relacionada apenas à componente transversal. De fato, o infarto do miocárdio no segmento apical conduz a uma acinesia da área afetada na direção transversa (NOGUEIRA *et al.*, 1987). Já num infarto mais extenso, há uma hipocinesia ou acinesia na parede afetada e normalmente uma hipercinesia compensatória na parede oposta. NOGUEIRA (1988a) utilizou uma análise de encurtamentos transversais e a obliteração apical para avaliação de pacientes chagásicos.

Por outro lado, se a componente longitudinal não traz informações de encurtamentos regionais, ela traz uma importante informação de encurtamento global. Além disto, a análise de encurtamentos nos métodos existentes referenciados anteriormente (ASSMANN *et al.*, 1993; BRITO-FILHO, 1991; KUSSMAUL *et al.*, 1990; NOGUEIRA, 1988a; LEIGHTON, WILTS, LEWIS, 1974) perdem sempre parte da informação do vetor de encurtamento. O método descrito em ASSMANN *et al.* (1993) associa a movimentação da parede ventricular à fração de ejeção regional da respectiva secção analisada, perdendo a informação de direção. Similarmente, o método da Área (KUSSMAUL *et al.*, 1990) também perde a informação de direção ao associar a movimentação regional à variação percentual de área da respectiva secção. Os métodos da Linha Média e Radial

(KUSSMAUL *et al.*, 1990; SHEEHAN *et al.*, 1986; BRITO-FILHO, 1991) analisam apenas o módulo do vetor de encurtamento e o sentido (centrípeto ou centrífugo), perdendo a informação de direção. Já os métodos descritos em NOGUEIRA (1988a) e LEIGHTON, WILTS, LEWIS (1974) analisam apenas o módulo da componente transversal e o sentido (centrípeto ou centrífugo), perdendo a informação de módulo da componente longitudinal. Acreditamos que a análise transversal conjugada à análise longitudinal forneçam parâmetros que retratem melhor a função ventricular esquerda, devendo esta suposição ser comprovada estatisticamente em estudo posterior.

Quanto à utilização da fração de obliteração apical como um índice auxiliar para a análise da função ventricular, NOGUEIRA *et al.* (1987) verificaram que o conceito de obliteração do ápice cardíaco leva à associação de que um aumentado inotropismo e a hipertrofia aumentam a obliteração enquanto um reduzido inotropismo diminui a obliteração. Já a dilatação ventricular e uma baixa função cardíaca podem causar uma completa acinesia apical. A dilatação da concha apical pode tornar as fibras cardíacas, predominantemente em forma de espiral, para uma forma circular, sendo a última uma forma menos eficiente dinamicamente.

No estabelecimento da base de dados de pacientes considerados normais, houve uma dificuldade muito grande na seleção de pacientes considerados normais, já que o exame de cineangiocardiografia, de uma forma geral, só é efetuado para confirmar uma suspeita clínica de cardiopatia e, geralmente, quando outros exames não invasivos de diagnóstico, como o ecocardiografia e o eletrocardiograma, apresentaram alguma alteração. Desta forma, apenas uma taxa muito pequena de exames pôde ser aproveitada, já que a maioria dos exames apresentavam algum tipo de cardiopatia. De cerca de 150 exames analisados, apenas 6 foram considerados clinicamente como não portadores de cardiopatias. Estes exames foram digitalizados formando a base de dados inicial de pacientes normais. O sistema permite atualizar esta base de dados à medida que novos casos normais sejam obtidos.

Quanto à operacionalização do sistema proposto, certamente seria necessário a digitalização das imagens diretamente do equipamento de cateterismo cardíaco. Para isto, a aquisição do sinal da imagem pode ser feita diretamente de qualquer ponto da Rede de Distribuição de TV. No entanto, como o fabricante utiliza um conector de vídeo proprietário, confeccionou-se um cabo utilizando numa ponta o conector do fabricante e na outra um conector RCA, amplamente utilizado em sistemas de vídeo. Desta forma, o sinal de vídeo pode ser

capturado diretamente para a estação de trabalho, caso se adquira uma placa de captura de vídeo. Este mesmo sinal pode ser também simultaneamente gravado num videoteipe, possibilitando a recuperação do exame no caso de ter havido algum problema no processo automático de captura das imagens. Sugere-se, ainda, a utilização de equipamentos de vídeo S-VHS por fornecerem melhor qualidade de imagens, se comparados aos equipamentos VHS.

Comparado aos sistemas de avaliação de contração ventricular existentes, poderíamos destacar a facilidade de implementação do sistema proposto, já que o mesmo permite a conexão a qualquer equipamento de cateterismo cardíaco através da captura e digitalização diretamente do sinal de vídeo da rede de monitores, desde que se disponha de uma placa de captura de vídeo na estação de trabalho, conforme citado anteriormente (Figura 36). Esta característica torna este sistema bastante atraente, já que os primeiros, além de onerosos, são em geral desenvolvidos em pacotes fechados para equipamentos específicos, o que dificulta sua customização. Desta forma, o hospital acaba ficando sempre restrito a um fornecedor ou aos pacotes disponíveis no mercado.

Adicionalmente, para viabilizar a análise de exames antigos, disponíveis em filmes 35mm, seria interessante acoplarmos uma câmera de vídeo ao tagarno, que por sua vez permitiria a digitalização e posterior análise destes exames (Figura 36).

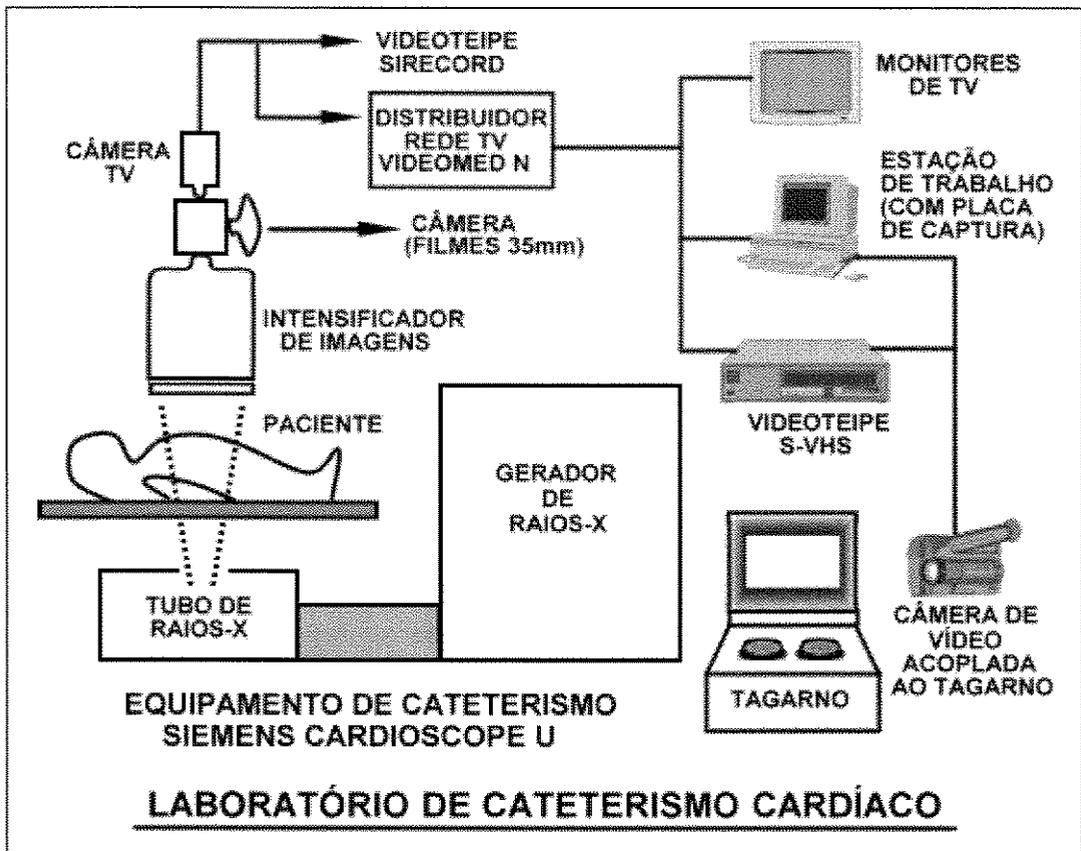


Figura 36. Representação esquemática do ambiente proposto para o sistema de análise e processamento de imagens cineangiográficas.

Quanto à aquisição do sinal de vídeo (obtido da rede de monitores), embora a grande maioria dos equipamentos disponíveis utilizem o sinal NTSC, outros sinais de vídeo (PAL-M, PAL, PAL-G e outros) podem também ser utilizados desde que se utilize uma placa de digitalização adequada ao respectivo sinal. Além disto, como a componente de luminância (Y) do sinal NTSC e PAL-M são idênticos, a aquisição destes sinais na forma monocromática (tipicamente utilizada no cateterismo) pode ser feita tanto em placas de digitalização de sinais NTSC como PAL-M.

Devido à modularidade com que foi desenvolvido este sistema, novas funções podem ser implementadas futuramente. As seguintes funções foram consideradas prioritárias para uma implementação futura:

- Avaliação de estenoses de imagens obtidas pela coronariografia;

-
- Avaliação de encurtamento de quadros ventriculográficos consecutivos;
 - Impressão de imagens acompanhado de laudo médico, evitando-se a necessidade de fotografar o exame, como é feito atualmente.

Adicionalmente, este sistema pode ser adaptado para análise de imagens obtidas por ecocardiografia. Bases de dados de grupos de pacientes de diversas cardiopatias podem então ser criadas, permitindo um diagnóstico através da correlação dos dados do exame de um paciente com os diferentes grupos patológicos.

IX. CONCLUSÕES

Através do processamento das imagens cineangiocardiógráficas, foi possível obter uma melhora na qualidade da imagem utilizando-se filtros para suavização e aumento do contraste de imagem através da limiarização múltipla, favorecendo uma interpretação visual do exame. A utilização de rotinas para segmentação de imagens através da utilização de *thresholdings* interativos e da detecção de bordas permitiu estabelecer um padrão semi-automático na identificação de estruturas visando diminuir a variabilidade interobservadores e intra-observadores na definição do contorno endocárdico ventricular.

A análise quantitativa permitiu uma avaliação da funcionalidade do ventrículo esquerdo através da comparação dos índices de encurtamento transversais e longitudinais, da fração de ejeção, da fração de encurtamento longitudinal e da fração de obliteração apical a uma base de dados de pacientes considerados normais.

A interface estabelecida, através da aquisição do sinal da rede de monitores de TV do equipamento de cateterismo, permite que imagens sejam digitalizadas para um sistema de arquitetura aberta, viabilizando o desenvolvimento de aplicações adaptadas às necessidades clínicas, a um baixo custo, e de forma a permitir compatibilidade com exames feitos em outros equipamentos de cateterismo.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ADOLPH, R. J. Cardiac Catheterization and Angiography in the older child and adult. In: FOWLER, N. O. *Cardiac Diagnosis*. New York, Harper & How, 1976. Cap. 7.
- ASSMANN, P. E.; SLAGER, C. J.; VAN DER BORDEN, S. G.; TIJSSEN, J. G. P.; OOMEN, J. A.; ROELANDT, J. R. Comparison of Models for Quantitative Left Ventricular Wall Motion Analysis from Two-Dimensional Echocardiograms during Acute Myocardial Infarction. *Am. J. Cardiol.*, v. 71, p. 1262-1269, 1993.
- BALLARD, D. M.; BROWN, C. M. *Computer Vision*. Englewood Cliffs, Prentice Hall, 1982.
- BARRET, W. A.; CLAYTON, P. D.; WARNER, H. R. Determination of left ventricular contours: A probabilistic algorithm derived from angiographic images. *Computers and Biomedical Research*, v. 13, p. 522-548, 1980.
- BERNE, R. M.; LEVY, M. N. *Fisiologia*. 2 ed. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 1990. Seção V. Sistema Cardiocirculatório.
- BEZERRA, S. J. *Um Modelo Matemático para o Cálculo do Volume Ventricular Esquerdo*. Campinas. Instituto de Matemática, Estatística e Ciência da Computação, Universidade Estadual de Campinas, 1985. 41 p. Dissertação (Mestrado).
-

-
- BHARGAVA, V.; WARREN, S.; VIEWEG, W.V.R.; SHABETAI, R. Quantitation of left ventricular wall motion in normal subjects: a comparison of various methods. *Cathet Cardiovasc Diagn*, v. 67, p. 7-16, 1980.
- BRITO-FILHO, M. T. *Avaliação do Movimento Segmentar Parede do Ventrículo Esquerdo após Reconstrução Geométrica*. São Paulo. Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo, 1991. 140 p. Tese (Doutorado).
- BURTON, A. C. *Fisiologia e Biofísica da Circulação*. 2 ed. Rio de Janeiro, Guanabara-Koogan, 1977.
- CHAITMAN, B. R.; DEMOTS, H.; BRISTOW, J. D.; RÖSCH, J.; RAHIMTOOLA, S. H. Objective and subjective analysis of left ventricular angiograms. *Circulation*, v. 52, p. 420-425, 1975.
- EIHO, S.; KUWAHARA, M.; ASADA, N. Left ventricular image processing. *Med. Progr. Technology*, v. 12, p. 101-115, 1987.
- FONSECA, L. E. N. *Desenvolvimento de um sistema para colorização de imagens digitais*. Campinas. Faculdade de Engenharia Elétrica, Universidade Estadual de Campinas, 1990. 102p. Dissertação (Mestrado).
- FUJITA, M.; SASAYAMA, S.; KAWAI, C.; EIHO, S.; KUWAHARA, M. Automatic processing of cineventriculograms for analysis of regional myocardial function. *Circulation*, v. 63, n. 5, p. 1065-1074, 1981.
- GARDNER, E.; GRAY, D. J.; O'RAHILLY, R. *Anatomia: estudo regional do corpo humano*. 4 ed. Rio de Janeiro, Guanabara-Koogan, 1978. Cap. 30. Coração e Pericárdio.
-

-
- GELBERG, H.J.; BRUNDAGE, B.H.; GLANTZ, S.; PARMLEY, W.W. Quantitative wall motion analysis: a comparison of area, chord and radial methods. *Circulation* 1979; 59:991-1000.
- GONZALEZ, R. C. *Digital Image Processing*. 2 ed. Reading, Addison-Wesley, 1987.
- GROVE, J. R. Cardiac Catheterization. In: HALL, L. K.; MEYER, G. C.; HELLERSTEIN, H. K. *Cardiac Rehabilitation: Exercise Testing and Prescription*. Champaign, Human Kinetics Books, 1984. Cap. 2.
- GUYTON, A. C. *Tratado de Fisiologia Médica*. 7 ed. Rio de Janeiro, Guanabara-Koogan, 1989. Seção IV. Coração, caps. 13, 14; Seção V. A Circulação, caps. 22, 25, 26.
- HAMILTON, W. F. The Lewis A. Connor Memorial Lecture: The Physiology of the cardiac output. *Circulation*, v. 8, p. 527, 1953. *Appud*: BURTON, A. C. *Fisiologia e Biofísica da Circulação*. 2 ed. Rio de Janeiro, Guanabara-Koogan, 1977. Capítulo 16. A lei do coração.
- HELLER, D. *XView Programming Manual for version 11 of the X Window System*. 2 ed. V. 7. Sebastopol, O'Reilly & Associates, 1990.
- KENNEDY, J. W. Complications associated with cardiac catheterization and angiography. *Cathet. Cardiovasc. Diag.*, v. 8, p. 5-11, 1982.
- KUSSMAUL, W. G.; KLEAVELAND, J. P.; ZEEVI, G.; HIRSHFELD, J. W. Accuracy of subjective and computer-assisted assesment of angiographic left ventricular regional wall motion. *Cathet. Cardiovasc. Diag.*, v. 20, p. 153-164, 1990.
- KUSSMAUL, W. G.; KLEAVELAND, J. P.; ZEEVI, G.; HIRSHFELD JR., J. W. Sources of subjective variability in the assessment of left ventricular regional wall motion from contrast ventriculograms. *Am. J. Cardiol.*, v. 60, p. 153-157, 1987.
-

-
- LEIGHTON, R. F.; WILTS, M.; LEWIS, R. P. Detection of hypokinesis by a quantitative analysis of left ventricular cineangiograms. *Circulation*, v. 50, p. 121-127, 1974.
- NOGUEIRA, E. A. Avaliação da cavidade ventricular esquerda de pacientes com cardiopatia chagásica pela cineventriculografia. II - Movimentação segmentar entre diástole e sístole final. *Arq. Bras. Cardiol.*, v. 50, n. 6, p. 369-376, 1988a.
- _____. Avaliação da cavidade ventricular esquerda de pacientes com cardiopatia chagásica pela cineventriculografia. I - Tamanho, forma e movimentação global. *Arq. Bras. Cardiol.*, v. 50, n. 1, p. 33-42, 1988b.
- NOGUEIRA, E. A.; CARVALHAL, S. S.; MACMILLAN, R. M.; MARANHÃO, V. Analysis of the Position of the left ventricular apex and base during systole. *Cathet. Cardiovasc. Diag.*, v. 13, p. 253-261, 1987.
- NOGUEIRA, E. A. *Avaliação do tamanho, forma e movimentação segmentar da cavidade ventricular esquerda em pacientes com cardiopatia chagásica crônica, pela angiocardiografia*. Campinas. Faculdade de Ciências Médicas, Universidade Estadual de Campinas, 1983. 132 p. Tese (Doutorado).
- NOGUEIRA, E. A.; CARVALHAL, S. S.; JORGE, P. A. R.; BITTENCOURT, L. A. K.; TERZI, R. G. G. Sequence of shortening of the normal human left ventricle. *Cardiovasc. Research*, v. 13, p. 703-710, 1979.
- NYE, A. *XLib Programming Manual for version 11 of the X Window System*. V. 1. Sebastopol: O'Reilly & Associates, 1990a.
- _____. *XLib Reference Manual for version 11 of the X Window System*. V. 2. Sebastopol: O'Reilly & Associates, 1990b.
-

-
- PRATT, W. K. *Digital Image Processing*. New York, John Wiley & Sons, 1978.
- ROCHA E SILVA, M. Fisiologia Cardiovascular. In: AIRES, M. M. *Fisiologia*. Rio de Janeiro, Guanabara-Koogan, 1991. Seção 6: caps. 28, 30, 32 e 36.
- _____. Fisiologia da Circulação. In: AIRES, M. M. *Fisiologia Básica*. Rio de Janeiro, Guanabara-Koogan, 1985. Seção 3: caps. 8, 9 e 10.
- ROSENFELD, A.; KAK, A.C. *Digital Picture Processing*. V. 1. Londres: Academic Press, 1982a.
- _____. *Digital Picture Processing*. V. 2. Londres: Academic Press, 1982b.
- ROSS, J. Sistema Cardiovascular. In: WEST, J. B. *Best & Taylor: As Bases Fisiológicas da Prática Médica*. 11 ed. Rio de Janeiro, Guanabara-Koogan, 1989. Seção 2: caps.9, 12, 15 e 18.
- RUSS, J. C. *Computer-Assisted Microscopy. The Measurement and Analysis of Images*. New York, Plenum, 1990
- SCHALKOFF, R. J. *Digital Image Processing and Computer Vision*. New York, John Wiley & Sons, 1989.
- SHEEHAN, F. H.; BRAUNWALD, E.; CANNER, P.; DODGE, H. T.; GORE, J.; VAN NATTA, P.; PASSAMANI, E. R.; WILLIAMS, D. O.; ZARET, B. The effect of intravenous thrombolytic therapy on left ventricular function: a report on tissue-type plasminogen activator and streptokinase from the Thrombolysis in Myocardial Infarction (TIMI Phase I) Trial. *Circulation*, v. 75, p. 817-829, 1987.
-

-
- SHEEHAN, F. H.; BOLSON, E. L.; DODGE, H. T.; MATHEY, D. G.; SCHOFER, J.; WOO, H. Advantages and applications of the certerline method for characterizing regional ventricular function. *Circulation*, v. 74, n. 2, p. 293-305, 1986.
- SLAGER, C. J.; REIBER, J. H. C.; SCHUURBIERS, J. C. H.; MEESTER, G. T. Contournal: A hard-wired left ventricular angio processing system. I. Designand application. *Computers and Biomedical Research*, v. 11, p. 491-502, 1978.
- SNELL, R. S. *Anatomia*. 2 ed. Rio de Janeiro, Medsi, 1984. Cap. 2.
- SUN MICROSYSTEMS. *Using VideoPix*. Mountain View, Sun Microsystems, 1991. Part number: 800-5099-10
- TOPOL, E.J.; WEISS, J.L.; BRINKER J.A. *et al.* Regional wall motion improvement after coronary thrombolysis with recombinant tissue plasminogen activator: importance of coronary angioplasty. *J. Am. Coll. Cardiol.*, v. 6, p. 426-433, 1985. *Appud*: KUSSMAUL, W. G.; KLEAVELAND, J. P.; ZEEVI, G.; HIRSHFELD, J. W. Accuracy of subjective and computer-assisted assesment of angiographic left ventricular regional wall motion. *Cathet. Cardiovasc. Diag.*, v. 20, p. 153-164, 1990.
- TURATO, E. R. *Infarto do Miocárdio: história-de-vida e opiniões de pacientes*. Campinas. Faculdade de Ciências Médicas, Universidade Estadual de Campinas, 1988. 307 p. Tese (Doutorado).
- TZIVONI, D.; DIAMOND, G. ;PICHLER, M. *et al.* Analysis of regional ischemic left ventricular dysfunction by quantitative cineangiography. *Circulation*, v. 60, p. 1278-1283, 1979.
- YANG, S. S.; BENTIVOGLIO, L. G.; MARANHÃO, V.; GOLDBERG, H. *From cardiac catheterization data to hemodynamic parameters*. 2 ed. Phyladelphia, F. A. Davis Company, 1978.
-