

Universidade Federal da Paraíba  
Centro de Ciências e Tecnologia  
Coordenação dos Cursos de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica

**Uma Metodologia para Processamento de Imagens de  
Ventrículo Esquerdo em Hemodinâmica**

Ana Lucia Quirino

Campina Grande  
Junho / 1996

Ana Lucia Quirino

## **Uma Metodologia para Processamento de Imagens de Ventrículo Esquerdo em Hemodinâmica**

Dissertação submetida ao Colegiado de Cursos de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal da Paraíba, em cumprimento parcial às exigências para obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica.

Área de Concentração: Processamento de Informação

Orientador: Guilherme Vilar

Campina Grande  
Junho / 1996



Q8m Quirino, Ana Lucia  
Uma metodologia para processamento de imagens de ventriculo esquerdo em hemodinamica / Ana Lucia Quirino. - Campina Grande, 1996.  
106 f. : il.

Dissertacao (Mestrado em Engenharia Eletrica) - Universidade Federal da Paraiba, Centro de Ciencias e Tecnologia.

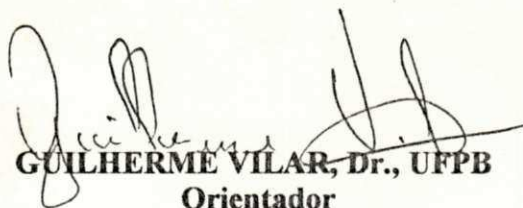
1. Processamento de Sinais - 2. Hemodinamica 3. Dissertacao I. Vilar, Guilherme, Dr. II. Barros, Renato Vieira, Dr. III. Universidade Federal da Paraiba - Campina Grande (PB) IV. Título

CDU 621.391(043)

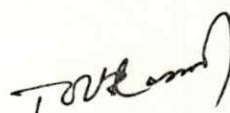
**UMA METODOLOGIA PARA PROCESSAMENTO DE IMAGENS DE  
VENTRÍCULO ESQUERDO EM HEMODINÂMICA**

**ANA LÚCIA QUIRINO**

Dissertação Aprovada em 05.06.1996




**GUILHERME VILAR, Dr., UFPB**  
Orientador



**RENATO VIEIRA BARROS, Dr.,**  
Co-Orientador

*Maria de Fátima Q. Vieira Turnell*  
**MARIA DE FÁTIMA QUEIROZ VIEIRA TURNELL, Ph.D., UFPB**  
Componente da Banca



**FLÁVIO BORTOLOZZI, Dr., CEFET-PR**  
Componente da Banca

CAMPINA GRANDE - PB  
Junho - 1996

À minha família,  
especialmente, aos meus pais,  
Quirino e Zenilda.

## Agradecimentos

Ao Prof. Dr. Guilherme Vilar, pela idealização deste trabalho e pela incansável perseverança na sua realização.

Ao Dr. Renato Vieira Barros, pelas importantes sugestões, esclarecimentos e auxílio na seleção das imagens.

Ao Dr. Mário Toscano de Brito Filho, pela bibliografia fornecida e várias sugestões pertinentes.

Ao Dr. Helman Campos Martins, pelas muitas explicações sobre os exames de hemodinâmica.

Aos Doutores Maurílio Deininger e Orlando Gomes de Oliveira, pelo auxílio na aquisição das imagens.

A Márcio Luiz Varani e a Lafayette Batista Melo, pelo grande incentivo.

Ao Prof. Dr. Luís Carlos Carvalho, pelo *abstract*.

Aos professores e funcionários do Núcleo de Estudos e Tecnologia em Engenharia Biomédica, pela disponibilidade em ajudar.

À Coordenação do Mestrado em Engenharia Elétrica, por permitir a realização do presente trabalho em um outro local.

A Gustavo Castro do Amaral, em particular, pela paciência e apoio incondicional.

E, em especial, a **Ana Emília Machado de Arruda**, sem cuja participação efetiva, em todas as etapas, este trabalho certamente não teria sido possível.

## Resumo

O cateterismo cardíaco é um exame de hemodinâmica, que fornece imagens analógicas, registradas em filmes de 35 mm, das câmaras e vasos cardíacos. A análise das imagens de ventrículo esquerdo tem grande importância na avaliação da função ventricular esquerda. Neste trabalho propõe-se uma metodologia para o isolamento do ventrículo esquerdo e cálculo de parâmetros referentes à sua função. As imagens foram digitalizadas e armazenadas no formato de arquivo TIFF. Para isolamento do ventrículo esquerdo, foi aplicada a técnica de segmentação por região, posteriormente a uma etapa de pré-processamento, realizada com a finalidade de eliminação de ruídos e uniformização dos níveis de cinza na imagem. Os volumes, a massa e a fração de ejeção ventriculares esquerda foram calculados, usando-se as imagens segmentadas, e validados por comparação com valores referenciais.

## *Abstract*

Cardiac catheterization is a hemodynamic procedure in which analog images of cardiac chambers and vessels, recorded in 35 mm films, are produced. Analysis of the left ventricle images is quite important to evaluate its function. This work proposes a methodology to isolate the left ventricle and to calculate parameters that refer to its function. Analog images were digitized and stored using the TIFF file format. A region segmentation technique was applied to isolate the left ventricle. Prior to segmentation, a pre-processing step was accomplished, in order to eliminate noise and to make an image gray level uniformization. Left ventricle volume, mass and ejection fraction were calculated using the segmented images and validation was performed using reference values.



# Sumário

Resumo .....	vi
<i>Abstract</i> .....	vii
Lista de Figuras .....	x
Lista de Tabelas .....	xi
<b>1 Introdução</b> .....	<b>12</b>
1.1 Motivação .....	12
1.2 Descrição Geral dos Capítulos .....	13
<b>2 Materiais e Métodos</b> .....	<b>15</b>
2.1 Materiais .....	15
2.2 Métodos .....	17
<b>3 O Cateterismo Cardíaco</b> .....	<b>19</b>
3.1 Histórico .....	19
3.2 Noções de Anatomia e Fisiologia Cardíacas .....	20
3.3 Indicações do Cateterismo Cardíaco .....	24
3.4 Técnica do Cateterismo Cardíaco .....	25
3.5 Laboratório de Hemodinâmica .....	26
3.6 Medições Realizadas no Cateterismo Cardíaco .....	27
3.7 Angiografia Coronariana .....	32
<b>4 O Formato TIFF</b> .....	<b>33</b>
4.1 A Escolha do Formato .....	33
4.2 O Projeto do TIFF .....	35
4.3 Descrição do Formato TIFF .....	35
4.3.1 Estrutura Geral de um Arquivo TIFF .....	35
4.3.2 Cabeçalho .....	36
4.3.3 IFD e Entradas de Diretório .....	37
4.3.4 <i>Strips</i> do TIFF .....	38
4.4 Variações do TIFF .....	38
4.5 Algoritmo do Leitor de Arquivos TIFF .....	40

<b>5 O Processamento Digital de Imagens</b>	<b>41</b>
5.1 Introdução .....	41
5.2 Representação da Imagem Digital .....	42
5.3 Pré-Tratamento das Imagens.....	43
5.3.1 O Histograma.....	44
5.3.2 Equalização de Histograma.....	47
5.3.3 Filtros de Suavização.....	51
5.3.3.1 Filtro da Média .....	51
5.3.3.2 Filtro Mediana .....	54
5.4 Detecção de Contornos.....	56
5.5 Segmentação .....	58
5.5.1 Limiarização.....	59
5.5.1.1 Método de Ostu.....	61
<b>6 A Avaliação da Função Ventricular Esquerda</b>	<b>67</b>
6.1 A Ventriculografia Cardíaca.....	67
6.2 Volume Ventricular Esquerdo.....	68
6.3 Fração de Ejeção do Ventrículo Esquerdo.....	71
6.4 Massa Ventricular Esquerda.....	72
6.5 Resultados dos Volumes, Fração de Ejeção e Massa .....	74
<b>7 O Projeto da Interface do Sistema</b>	<b>76</b>
7.1 Introdução .....	76
7.2 Características dos Usuários.....	77
7.3 Descrição da Interface .....	77
<b>8 Conclusões e Trabalhos Futuros</b>	<b>82</b>
8.1 Conclusões .....	82
8.2 Trabalhos Futuros.....	83
<b>Anexo A. Tabelas com as Regiões de Interesse e <math>t</math> Ótimo</b>	<b>85</b>
<b>Anexo B. As Telas da Interface Gráfica do Sistema</b>	<b>88</b>
<b>Referências Bibliográficas</b>	<b>102</b>
<b>Bibliografia Consultada</b>	<b>106</b>

## Lista de Figuras

2.1	Disposição dos equipamentos no laboratório de hemodinâmica.....	16
2.2	Aquisição e digitalização da imagem.....	17
3.1	As câmaras cardíacas, óstios e sistema de condução .....	21
3.2	Disposição do coração no tórax e veias que nele desembocam.....	22
3.3	Câmaras, vasos e fluxo sanguíneo cardíacos .....	23
4.1	Estrutura de um arquivo TIFF .....	36
5.1	Visão assistida por computador .....	42
5.2	Representação gráfica de um histograma .....	45
5.3	Histograma de uma imagem pouco contrastada .....	45
5.4	Histograma de uma imagem normalmente contrastada com fundo negro.....	46
5.5	Histograma de uma imagem normalmente contrastada com fundo branco .....	46
5.6	Histograma de uma imagem binária .....	46
5.7	Função de transformação $T$ .....	47
5.8	a) imagem original, b) imagem equalizada.....	50
5.9	a) imagem 6x6, b) máscara 3x3 usada pelo filtro da média, c) resultado da convolução da máscara com o primeiro quadro da imagem .....	52
5.10	a) imagem original, b) imagem suavizada com o filtro da média 3x3.....	53
5.11	a) imagem 5x5, b) máscara em cruz 5x5 usada pelo filtro mediana, c) valores da máscara organizados em ordem crescente .....	54
5.12	a) imagem original, b) imagem suavizada com filtro mediana 5x5.....	55
5.13	a) imagem original, b) imagem obtida com a aplicação do Sobel .....	58
5.14	a) imagem original, b) imagem segmentada.....	62
5.15	a) imagem original, b) imagem segmentada.....	63
5.16	a) imagem original, b) imagem segmentada.....	64
5.17	a) imagem original, b) imagem segmentada.....	65
6.1	O ventrículo como um elipsóide.....	68
7.1	Tela principal do sistema .....	79
7.2	Formulário para cálculo da fração de ejeção .....	79
7.3	Índice geral da ajuda <i>on-line</i> .....	80
7.4	Barra de ferramentas .....	80

## Lista de Tabelas

4.1	<i>Tags</i> usados pelo leitor TIFF .....	38
4.2	Tipo das informações .....	38
6.1	Valores referenciais de volumes, massa e fração de ejeção do ventrículo esquerdo ...	73
6.2	Valores calculados de área, maior eixo e volume em sístole e diástole.....	74
6.3	Valores calculados de volume, fração de ejeção e massa ventriculares.....	75
6.4	Valores calculados de volume, fração de ejeção e massa ventriculares em relação à superfície corpórea .....	75

# Capítulo 1

## Introdução

O propósito deste trabalho é o desenvolvimento de uma metodologia para processamento digital de imagens de ventrículo esquerdo obtidas a partir de exames de cateterismo cardíaco.

Neste capítulo, descrevem-se as razões que motivaram a realização deste trabalho e apresenta-se a estrutura da dissertação, com a descrição do conteúdo de cada um dos capítulos.

### 1.1 Motivação

A ventriculografia cardíaca constitui importante etapa na realização do exame hemodinâmico de cateterismo cardíaco. A partir de algumas medições pode-se determinar o volume ventricular, a fração de ejeção e a massa ventriculares. Na análise da função cardíaca interessa, especialmente, os parâmetros relativos ao ventrículo esquerdo [GROS86].

No serviço de hemodinâmica do Hospital Universitário Lauro Wanderley, onde foi realizado este trabalho, o resultado do exame de hemodinâmica é armazenado em filmes de 35 mm, e toda medida sobre as imagens obtidas tem de ser realizada manualmente. Tal procedimento é lento, laborioso e sujeito a inúmeros erros.

Em alguns centros dotados de equipamentos hemodinâmicos mais modernos, o tratamento das imagens é realizado de forma parcialmente automática através da utilização de recursos computacionais, tornando a tarefa de avaliação da função ventricular menos árdua e, ao mesmo tempo, mais precisa e rápida.

A proposta deste trabalho é o desenvolvimento de uma metodologia que permita processamento digital das imagens hemodinâmicas do ventrículo esquerdo. Este processamento é realizado com o objetivo principal de isolar o ventrículo esquerdo, da

## Capítulo 2

### Materiais e Métodos

Os equipamentos utilizados na realização deste trabalho, com suas características técnicas, são especificados na sessão 2.1 deste capítulo. Na sessão seguinte, descrevem-se os métodos empregados com a finalidade de atingir os objetivos inicialmente propostos: isolamento do ventrículo esquerdo e cálculo de parâmetros de avaliação da função ventricular.

#### 2.1 Materiais

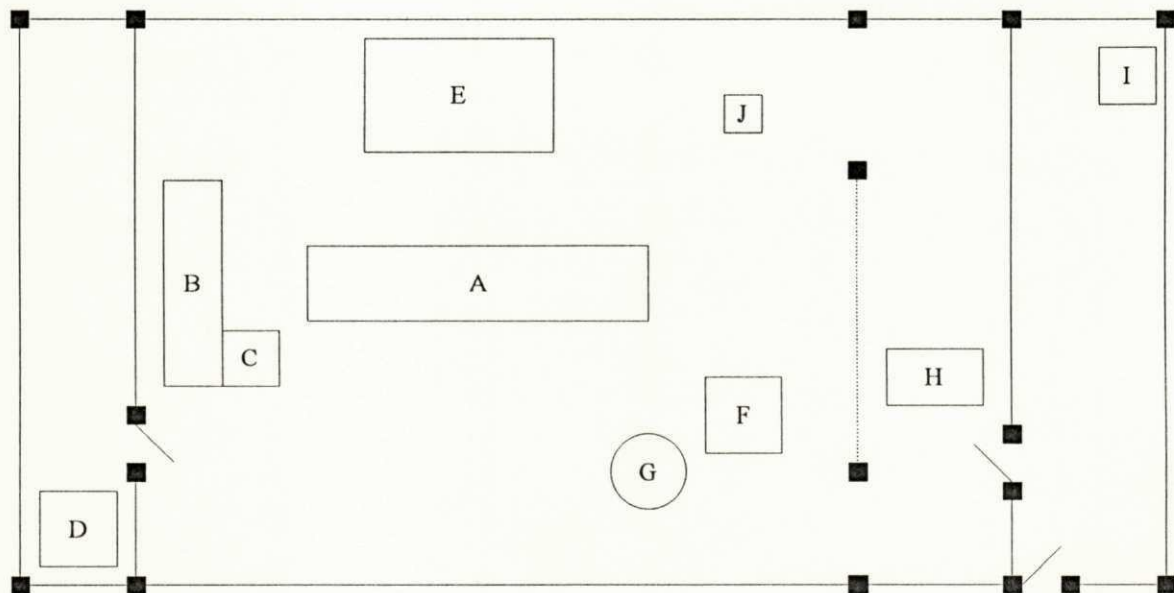
O laboratório de hemodinâmica onde foram realizados os exames e, portanto, geradas as imagens aqui utilizadas, é composto, em sua maior parte, por equipamentos da marca CGR<sup>1</sup>, sendo relacionados abaixo e ilustrados na Figura 2.1.

- Mesa do paciente, modelo *Angix 80* (A)
- *Arcomax SF* (B), equipamento em arco, constituído pelo gerador de raios X, tubo radiográfico, intensificador de imagem
- Câmera de cine (C)
- Reveladora *Cinérix 35*, responsável pela revelação em filmes de 35 mm (D)
- Monitor e polígrafo, marca *Honeywell* (E)
- Monitor auxiliar (F)
- Bomba injetora *Angiomat 3000* (G)
- Console *CPG 20*, para controle técnico da filmagem e fluoroscopia (H)
- Tagarno *35-XR*, equipamento de projeção dos filmes (I)

---

<sup>1</sup> Atual GE (*General Electric*)

Além desses equipamentos descritos, faz parte do laboratório de hemodinâmica um microcomputador (J), linha PC, onde é executado um sistema que registra e analisa curvas pressóricas e eletrocardiográficas<sup>2</sup>.



**Figura 2.1:** Disposição dos equipamentos no laboratório de hemodinâmica

Os recursos computacionais de *hardware* utilizados consistiram em:

- Microcomputador 486 DX2 66 MHz;
- Monitor SVGA *color*, tela de 14", resolução 800x600 e 256 cores;
- Placa digitalizadora *Vision-EZ* [DATA94].

Os recursos de *software* foram:

- MS-DOS 6.2;
- MS-Windows for Workgroups 3.11 [MICRO92];
- MS-Windows 95;
- MS-Visual C++ [MICRO93];
- Global Lab Acquire [DATA94];
- Global Lab Image [DATA94].

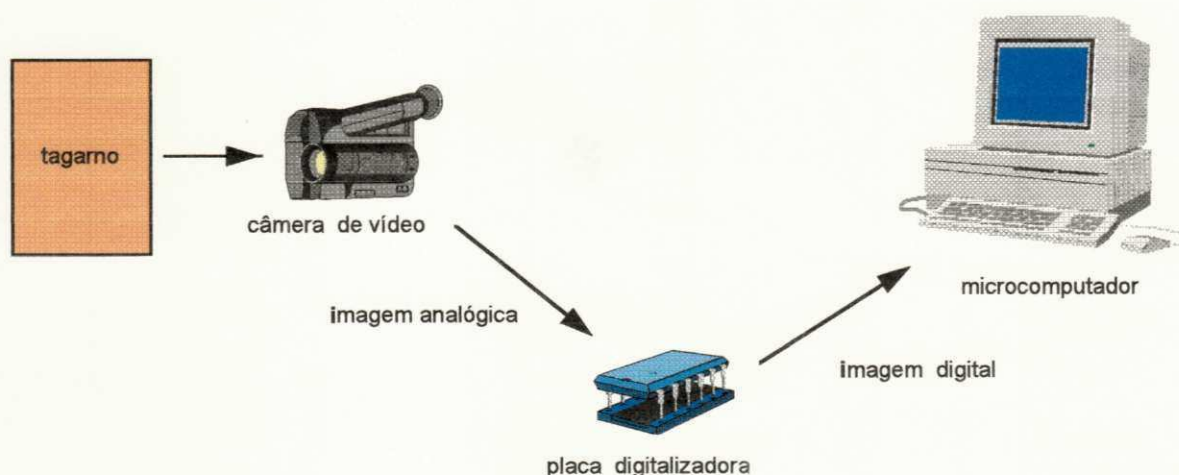
<sup>2</sup> Sistema desenvolvido no Núcleo de Estudos e Tecnologia em Eng. Biomédia (UFPB - Campus I), sob a coordenação do professor Luís Carlos Carvalho

A aquisição das imagens foi realizada usando-se uma câmera de vídeo *Sony CAMCORDER 8 CCD-F366BR*, com sistema PAL-M.

## 2.2 Métodos

Os métodos seguidos, para se alcançar o isolamento do ventrículo esquerdo e determinar alguns parâmetros de avaliação da sua função, podem ser descritos em etapas distintas:

- Aquisição da imagem



**Figura 2.2:** Aquisição e digitalização da imagem

As imagens resultantes do exame de cateterismo cardíaco são geralmente armazenadas em filmes de 35 mm. A visualização destas imagens faz-se pela projeção em tela por um equipamento denominado tagarno. A aquisição foi então realizada a partir da imagem projetada pelo tagarno, usando-se uma câmera de vídeo. Esta encontrava-se acoplada a uma placa digitalizadora, responsável pela conversão analógica-digital da imagem, permitindo assim a manipulação das imagens por meios computacionais (Figura 2.2).



- Pré-tratamento das imagens

Nesta fase as imagens passaram por procedimentos de pré-tratamento, etapa prévia indispensável à realização do processamento da imagem. Foram usados, no pré-tratamento das imagens de ventrículo esquerdo, a equalização de histograma, os filtros da média e mediana.

- Realce dos contornos

O realce dos contornos do ventrículo esquerdo permite ao especialista uma avaliação subjetiva sobre a capacidade de movimentação deste ventrículo. O realce dos contornos foi obtido através do operador de diferenciação Sobel.

- Segmentação

Após o pré-tratamento da imagem, realizou-se a segmentação, que permitiu o isolamento do ventrículo esquerdo do restante da imagem. Entre os tipos de segmentação existentes escolheu-se a segmentação por região, em particular, a limiarização. O método utilizado para realizar a limiarização foi o de Ostu.

- Avaliação da função cardíaca

Nesta última etapa, a partir do ventrículo esquerdo segmentado, foram realizadas várias medições, a fim de determinar o volume, a fração de ejeção e a massa ventricular esquerda. Tais parâmetros permitem uma avaliação da função ventricular esquerda.

## Capítulo 3

### O Cateterismo Cardíaco

Neste capítulo são descritos aspectos históricos sobre o exame de hemodinâmica, especificamente sobre o cateterismo cardíaco. A seguir são apresentadas informações sobre a técnica do cateterismo cardíaco, indicações e sua importância na avaliação da função cardíaca.

#### 3.1 Histórico

O primeiro cateterismo cardíaco de que se tem notícia foi realizado em 1844 por Claude Bernard, que cateterizou por via retrógrada os ventrículos direito e esquerdo de um cavalo, através da veia jugular e da artéria carótida [BRAU91].

Werner Frossman, em 1929, foi o responsável pelo primeiro cateterismo cardíaco em um ser humano vivo. Através de uma incisão em uma veia do seu próprio braço esquerdo fez progredir um cateter até o átrio direito, controlando-o por meio de fluoroscopia. A posição do cateter em seu átrio direito foi comprovada por radiografias [BRAU91]. Mas, já em 1905, Fritz Bleich Roeder, dissecando suas próprias veias, introduziu um cateter próximo ao coração [ALOA82].

Desde então, a técnica de Frossman foi analisada por outros pesquisadores. Klein, em 1930, publicou trabalho sobre o cateterismo direito e medida do débito cardíaco em 11 pacientes. Em 1941, Cournand e Richards iniciaram trabalho de investigação sobre a fisiologia do coração direito em seres humanos, utilizando a técnica do cateterismo cardíaco e dando importante contribuição para a difusão desta como meio diagnóstico. Já em 1947, Dexter e cols. publicaram resultados sobre o emprego da cateterização da artéria pulmonar na avaliação de cardiopatias congênitas [BRAU91].

O cateterismo, neste período inicial, foi utilizado na investigação da fisiologia cardiovascular por diversos pesquisadores, destacando-se: McMichael na Inglaterra; Lenegre na França; Cournand, Dexter, Warren, Stead, Bing, Burchell, Wood e cols. nos Estados Unidos [BRAU91].

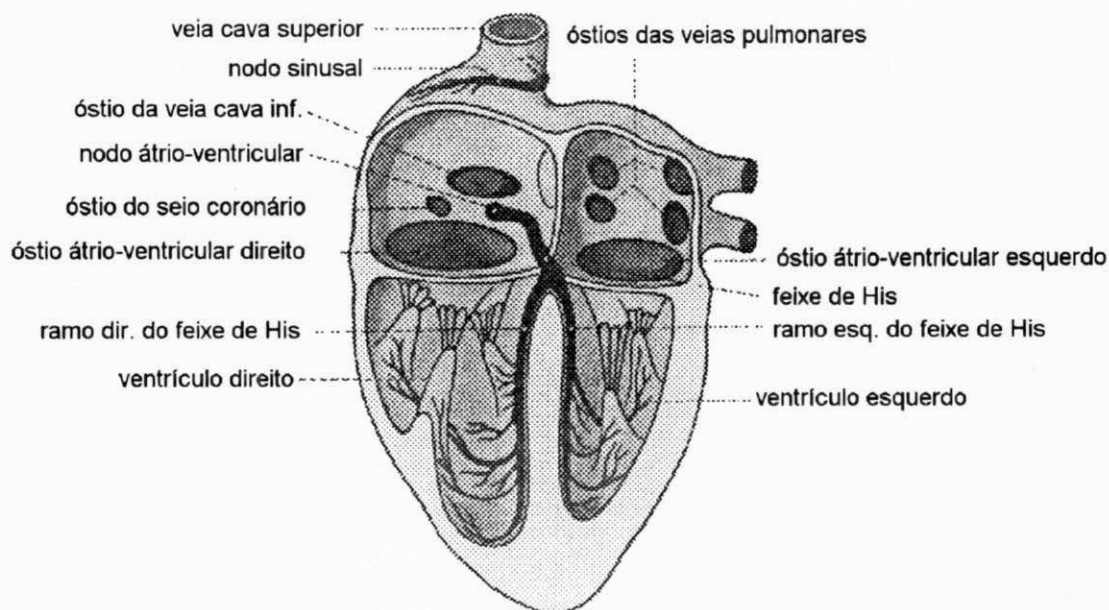
A partir da década de 50, novas técnicas foram desenvolvidas. Zimmerman, Limon Lason e cols. introduziram, em 1950, o cateterismo retrógrado do coração esquerdo. No mesmo ano, Seldinger desenvolveu a técnica percutânea, aplicada no cateterismo de ambas as câmaras cardíacas. Ross, Braunwald & Morrow desenvolveram a técnica de cateterismo cardíaco esquerdo transeptal. Em 1959, surge a arteriografia coronária seletiva [BRAU91]. Em 1970, Swan, Ganz e cols. criaram um cateter, cuja extremidade possuía um balão guiado pelo fluxo sanguíneo, permitindo o cateterismo direito à beira do leito, sem fluoroscopia [ALOA82].

O exame de hemodinâmica em cardiologia deixou de ter uma função exclusivamente diagnóstica, passando, em nossos dias, a apresentar notável função terapêutica. Pode-se citar o uso da angioplastia por balão na desobstrução das artérias coronárias, a valvuloplastia por balão em casos de estenose das valvas cardíacas, e mais recentemente, as técnicas de cateterismo que utilizam o *stent*, o *rotablator* e o laser [SOUS95, MATT95, ARIÊ95].

### 3.2 Noções de Anatomia e Fisiologia Cardíacas

Antes de passar à descrição do exame de cateterismo cardíaco faz-se necessário, para melhor compreensão deste capítulo, a apresentação de algumas noções sobre a anatomia e a fisiologia cardíacas.

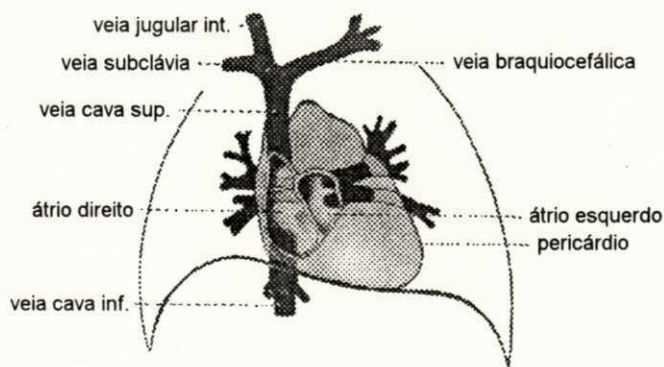
O coração humano é um órgão muscular constituído por 4 cavidades: 2 ventrículos e 2 átrios (Figura 3.1). O coração está localizado no tórax, sobre o músculo diafragmático, entre a porção inferior dos 2 pulmões, envolvido por uma membrana, o pericárdio (Figura 3.2).



**Figura 3.1:** As câmaras cardíacas, óstios e sistema de condução [SOBO84]

A parede do coração é composta por 3 camadas: o epicárdio, camada mais externa, correspondente ao pericárdio visceral; o miocárdio, camada muscular intermediária; e o endocárdio, que consiste no revestimento interno do coração [GRAY77].

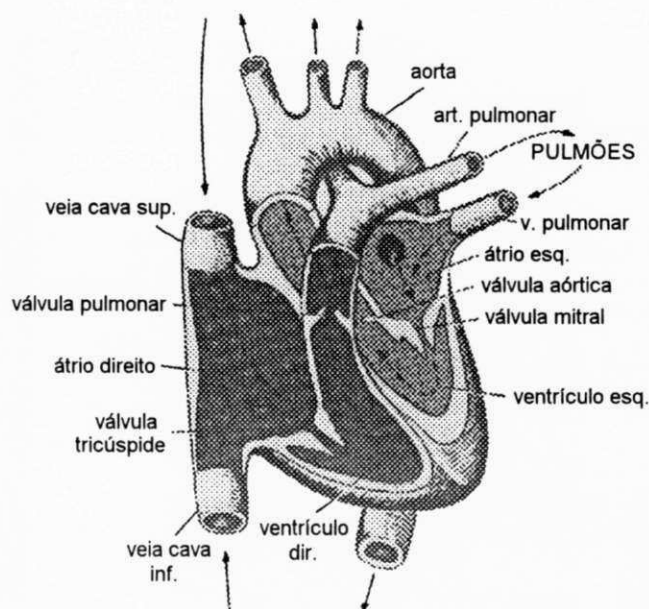
Há um septo separando os ventrículos, e estendendo-se aos átrios, dividindo o coração em 2 metades, direita e esquerda. As câmaras do mesmo lado se comunicam através de aberturas, óstios átrio-ventriculares, dotados de valvas. Entre o átrio e o ventrículo direitos encontra-se a valva tricúspide, e entre o átrio e o ventrículo esquerdos, a valva mitral [GRAY77].



**Figura 3.2:** Disposição do coração no tórax e veias que nele desembocam [SOBO84]

A função do coração é impulsionar, por contração rítmica, o sangue não oxigenado para os pulmões e o sangue oxigenado para os tecidos periféricos, de acordo com as necessidades do metabolismo orgânico (Figura 3.3).

A contração rítmica do coração, cerca de 72 batimentos por minuto, é dada por um sistema especializado de geração e condução do estímulo elétrico. Este sistema tem capacidade de auto-excitação, daí a ritmicidade automática do músculo cardíaco. O impulso inicial é normalmente gerado no nodo sinusal, seguindo pelas vias internodais até o nodo átrio-ventricular, quando o impulso é retardado 0,1 segundo antes de chegar aos ventrículos, permitindo que os átrios contraíam-se antes e bombeiem sangue aos ventrículos. O estímulo é conduzido aos ventrículos através do feixe átrio-ventricular (feixe de *His*), pelos seus ramos direito e esquerdo, enquanto as fibras de Purkinje conduzem o impulso a todas as regiões dos ventrículos [GUYT88].



**Figura 3.3:** Câmaras, vasos e fluxo sanguíneo cardíacos [GUYT88]

Através do seu movimento de contração, o coração propõe o sangue, ao longo dos vasos, a todas as partes do corpo. As artérias conduzem o sangue oxigenado, terminando em vasos menores, as arteríolas, e destas, em capilares. Estes últimos constituem a rede vascular microscópica responsável pela nutrição e absorção a nível tecidual. O sangue não oxigenado é, então, coletado pelas vênulas, que formam veias progressivamente maiores, alcançando o coração através das veias cava inferior e superior, que abrem-se no átrio direito (Figuras 3.2 e 3.3). Em seguida, o sangue é impulsionado ao ventrículo direito. Deste é bombeado para os capilares pulmonares, através da artéria pulmonar, sendo oxigenado [GRAY77]. O sangue retorna pelas 4 veias pulmonares ao átrio esquerdo, sendo depois impulsionado para o ventrículo esquerdo e levado, através da aorta, para a circulação sistêmica.

A aorta e a artéria pulmonar são também dotadas de valvas, respectivamente a valva aórtica e a pulmonar. Ambas dotadas de três lascíneas semicirculares, sendo a valva aórtica maior, mais espessa e mais forte.

O período que vai do final de uma contração cardíaca até o final da próxima denomina-se ciclo cardíaco. Cada ciclo cardíaco é constituído por 2 fases: uma de relaxamento, a diástole, e outra de contração, a sístole [GUYT88]. Na diástole há o enchimento cardíaco, enquanto a sístole corresponde à fase de esvaziamento. Os átrios podem ser considerados como vias de acesso aos ventrículos, embora também bombeiem fracamente o sangue para os ventrículos, mas são estes os responsáveis pela impulsão do sangue ao pulmão e circulação periférica [GUYT88].

### **3.3 Indicações do Cateterismo Cardíaco**

O cateterismo cardíaco pode ter indicação diagnóstica ou terapêutica. Embora os riscos de complicações do cateterismo cardíaco sejam mínimos (risco de morte 0,14% [BRAU91]), não podem ser desconsiderados e, antes de indicá-lo, deve-se analisar cuidadosamente as relações de risco e benefício.

A indicação do cateterismo cardíaco é normalmente aceita nos seguintes casos [GROS86]:

- necessidade de confirmar a presença de uma suspeita clínica;
- definição da anatomia e da severidade clínica;
- determinação da presença de condições associadas.

O cateterismo cardíaco fornece informações importantes sobre a necessidade de realização de uma cirurgia cardíaca [GROS86], embora exista controvérsias em relação à sua indicação rotineira no pré-operatório de cirurgia cardíaca [BRAU91]. O cateterismo permite uma avaliação mais acertada do prognóstico do paciente, bem como uma melhor programação do procedimento cirúrgico. Podendo, também, ser indicado no pós-operatório, como forma de avaliação dos resultados [BRAU91].

Pacientes com dor torácica de etiologia desconhecida têm indicação, não questionada, de cateterismo cardíaco. Este exame pode ser realizado, em alguns casos, quando se deseja avaliar a resposta a nível da hemodinâmica cardíaca de terapias farmacológicas específicas. Antes de realizar o cateterismo cardíaco terapêutico intervencionista (angioplastia balonada, valvuloplastia, *laser*) está indicado o cateterismo diagnóstico [BRAU91].

### 3.4 Técnica do Cateterismo Cardíaco

O exame de cateterismo cardíaco deve ser realizado por um médico hemodinamicista, com formação em cardiologia e treinamento supervisionado por pelo menos 2 anos em serviço de hemodinâmica credenciado para formação de especialistas, de acordo com as normas da Sociedade Brasileira de Hemodinâmica e Cardiologia Intervencionista.

O cateterismo cardíaco é realizado sob anestesia local, fazendo-se um incisão transversa na fossa cubital<sup>1</sup> direita sobre o local de palpação da artéria braquial. Através de dissecação isola-se a artéria braquial e uma veia (geralmente, a veia basilica) [GROS86].

A cateterização do coração direito é realizada pela introdução de um cateter radiopaco na veia periférica dissecada, sob monitorização fluoroscópica, eletrocardiográfica e pressórica constantes. Progredindo-se o cateter chega-se até a veia cava superior, atingindo-se o átrio direito. Através de manobras, consegue-se atravessar a válvula tricúspide e penetrar no ventrículo direito. A partir deste, cateteriza-se o tronco da artéria pulmonar, os seus ramos mais periféricos, até alcançar os capilares pulmonares [ALOA82].

O cateterismo do coração esquerdo é realizado por acesso arterial retrógrado. Embora exista outras técnicas, como a punção direta do ventrículo esquerdo, a punção transtorácica do átrio esquerdo, a cateterização transbrônquica do átrio esquerdo e a via venosa transeptal, o acesso retrógrado arterial é atualmente a técnica de escolha. O

---

<sup>1</sup> Depressão localizada na face anterior do cotovelo.



cateter é introduzido através da artéria braquial e avançando-se, sob controle fluoroscópico, chega-se à valva aórtica. Atravessando-se esta valva, cateteriza-se o ventrículo esquerdo. Raramente indica-se a cateterização do átrio esquerdo, pois a pressão capilar pulmonar obtida pelo cateterismo direito, corresponde satisfatoriamente à pressão desta câmara cardíaca.

O cateterismo cardíaco pode ser realizado por acesso femoral, mas no serviço onde foi desenvolvido este trabalho, como na maioria dos demais serviços de hemodinâmica do Brasil, o acesso preferencial é o braquial, ficando os demais reservados aos casos de exceção.

Para obter uma melhor imagem das câmaras e vasos cardíacos utiliza-se por via intravascular um contraste iodado radiopaco, que promoverá um aumento da radiodensidade do sangue, estabelecendo um contraste com as estruturas teciduais cardíacas [BRAU91]. A utilização de um meio de contraste para visualização de vasos e câmaras cardíacas caracteriza a angiocardiografia. Quando o objetivo da angiocardiografia é a visualização das artérias coronárias, pode-se chamá-la de arteriografia coronária.

O estudo hemodinâmico dos ventrículos, denominado ventriculografia, possibilita a determinação de vários parâmetros para avaliação da função ventricular, sendo esta de inegável importância clínica. Como o presente trabalho trata especialmente de imagens de ventrículo esquerdo, a ventriculografia esquerda será abordada num capítulo adiante.

### **3.5 Laboratório de Hemodinâmica**

O laboratório de hemodinâmica deve estar localizado em um ambiente hospitalar, onde seja possível a realização de uma cirurgia cardíaca, pois esta pode se tornar necessária em algumas complicações do cateterismo cardíaco, particularmente nos procedimentos intervencionistas.

As imagens de hemodinâmica são obtidas por aparelhos de raios X. Estes são compostos por um gerador de raios X, uma unidade de controle e um tubo radiográfico.

Um sistema de cine-pulso controla o tempo de exposição aos raios X e registra o fluxo destes do tubo para o intensificador de imagem [ALOA82].

A cine-câmera registra as imagens, formadas no intensificador, em filmes de 35 mm a uma velocidade de 24-60 quadros por segundo. Tal velocidade permite o registro adequado de todas as partes do ciclo cardíaco. Considerando que a persistência da imagem no olho humano é de cerca de 0,2 segundos, numa filmagem com velocidade de 24 quadros por segundo, haverá integração de pelo menos 5 quadros, evidenciando, assim, detalhes hemodinâmicos precisos. O sistema óptico deve ser o mais perfeito possível a fim de diminuir as distorções das imagens [ALOA82].

As imagens são visualizadas em monitores de vídeo, os equipamentos mais modernos são dotados de monitores de vídeo de alta resolução. Um monitor pode exibir a imagem analógica, enquanto o outro, a imagem digital, esta pode ser manipulada no momento do exame, realizando-se já alguns processamentos.

Recomenda-se a existência de um polígrafo de pelo menos 4 canais para registro de dados fisiológicos durante o exame, sendo 2 para pressões e 2 para amplificação de alta fidelidade do sinal eletrocardiográfico [ALOA82].

A mesa utilizada no cateterismo deve ter, em sua parte superior, movimentos longitudinais e verticais. A sala deve ser dotada de isolamento plumbífero para evitar a passagem dos raios X, além de vidros especiais que permitem a visualização do exame por observadores externos [ALOA82].

### **3.6 Medições Realizadas no Cateterismo Cardíaco**

O cateterismo cardíaco possibilita a determinação das seguintes medidas:

- Fluxo sanguíneo

O fluxo sanguíneo informa sobre a capacidade cardíaca de bombear o sangue de acordo com as necessidades metabólicas orgânicas. A quantidade de sangue ejetada

para a circulação sistêmica pelo coração, ou seja, o débito cardíaco, é expressa, geralmente, em litros/minuto.

Existem várias técnicas para determinação do débito cardíaco. Duas delas têm maior aceitação nos laboratórios de hemodinâmica, o indicador de diluição e o método de Fick. Este baseia-se no princípio, anunciado em 1870 por Adolph Fick, de que, quando um órgão adiciona ou retira uma substância da circulação, pode-se calcular o fluxo através deste, caso a concentração da substância antes e depois de atravessá-lo e a quantidade de substância adicionada ou retirada sejam conhecidas [ALOA82].

- Pressão

A pressão no sistema circulatório está na dependência da contração das câmaras cardíacas e da elasticidade das paredes dos vasos e cavidades. No cateterismo cardíaco são registradas as pressões atriais, ventriculares e arteriais [SERR88].

O registro de pressões pode ser feito através de transdutores lineares de 0-300 mmHg ou com cateter com micro-manômetros. Estes últimos estariam livres de distorções, mas apresentam dificuldades na sua manipulação, são caros, pouco duráveis e com calibração *in vivo* laboriosa [ALOA82].

- Resistência vascular

Embora a hemodinâmica possa ser considerada um ramo da hidráulica que analisa as propriedades particulares do sangue e da rede vascular, encontra-se longe do movimento idealizado de fluidos através dos tubos cilíndricos, pois o miocárdio e os vasos são constituídos por materiais heterogêneos [MILN].

Para um fluxo laminar estável de um fluido homogêneo sobre um tubo rígido, a lei de Poiseuille diz [GROS86]:

$$Q = \frac{\pi(P_i - P_o)r^4}{8\eta l}$$

onde,

$Q$  - fluxo

$P_i$  - pressão de entrada

$P_o$  - pressão de saída

$r$  - raio do tubo

$l$  - comprimento do tubo

$\eta$  - viscosidade do fluido

A resistência hidráulica, definida por analogia com a lei de Ohms, é dada por:

$$R = \frac{P_i - P_o}{Q} = \frac{8\eta l}{\pi r^4}$$

De acordo com esta equação, tem-se que para um fluxo laminar estável de um fluido homogêneo num cilindro rígido, a resistência do fluxo depende apenas das dimensões do tubo e da viscosidade do fluido. A resistência mostra-se bastante sensível as medidas do raio do tubo, variando inversamente com sua quarta potência [GROS86].

A resistência vascular sistêmica no cateterismo cardíaco é calculada por:

$$RVS = \frac{\bar{A}_o - \bar{A}_D}{Q_s}$$

onde,

$\bar{A}_o$  - pressão arterial sistêmica média

$\bar{A}_D$  - pressão média do átrio direito

$Q_s$  - fluxo sanguíneo sistêmico

As aplicações das leis da hidráulica na avaliação da resistência vascular não é muito apropriada. O fluxo sanguíneo é pulsátil, o sangue não é um fluido homogêneo, além disso, o leito vascular é não linear, elástico e um sistema dependente da frequência [GROS86].

Apesar da medição hemodinâmica da resistência vascular, realizada no cateterismo cardíaco, ter adquirido importante significado clínico, no sentido puramente físico é limitado em sua aplicação, já que desconsidera muitos fatores que influenciam na pressão e no fluxo [GROS86].

Modificações na resistência vascular podem ocorrer por alteração:

- no tamanho do leito vascular, embora pouco comum após o crescimento completo;
  - na viscosidade sanguínea;
  - na área do leito vascular.
- 
- Área de estenose valvar

A estenose de uma valva cardíaca, ou seja seu estreitamento, provoca um aumento na resistência ao fluxo, resultando num gradiente de pressão através da valva [GROS86]. Quanto maior o fluxo, em qualquer orifício estenosado, maior o gradiente pressórico.

Partindo de duas fórmulas fundamentais da hidráulica, Gorlin desenvolveu uma fórmula para cálculo da área dos óstios das valvas cardíacas, a partir do gradiente de pressão e do fluxo.

A primeira equação básica foi a lei de Torricelli, que estabelece o fluxo através de um orifício como:

$$F = AVC_e$$

onde,

$F$  - taxa de fluxo

$A$  - área do orifício

$V$  - velocidade de fluxo

$C_c$  - coeficiente de contração do orifício

A constante  $C_c$  compensa o fato de que a área de um fluxo através de um orifício é menor do que a área real deste orifício, exceto quando tratar-se de um orifício perfeito [GROS86].

A segunda equação utilizada foi uma que relaciona o gradiente de pressão com a velocidade do fluxo, determinando que

$$V = (C_v)\sqrt{2gh}$$

onde,

$V$  - velocidade de fluxo

$C_v$  - coeficiente de velocidade

$g$  - aceleração da gravidade

$h$  - gradiente pressórico

Combinando estas duas equações, Gorlin chegou à fórmula para cálculo da área do orifício valvar [GROS86]

$$A = \frac{DC / (PED \text{ ou } PES)(FC)}{44.3C\sqrt{\Delta P}}$$

onde,

$A$  - área do orifício (cm<sup>2</sup>)

$DC$  - débito cardíaco (cm<sup>3</sup>/min)

$PED$  - período de enchimento diastólico (seg/batimento)

$PES$  - período de ejeção sistólico (seg/batimento)

*FC* - frequência cardíaca (batimento/min)

$\Delta P$  - gradiente de pressão

- Cálculo do *shunt*

Em algumas cardiopatias congênitas pode haver derivação parcial da circulação sanguínea, tanto do coração direito para o esquerdo, como do coração esquerdo para o direito, ao que se denomina, respectivamente, *shunt* direito-esquerdo e *shunt* esquerdo-direito.

O cateterismo cardíaco permite a confirmação de *shunts* já suspeitados clinicamente, ou pode mesmo identificar *shunts* não suspeitados pela clínica. O cateterismo permite também uma avaliação quantitativa do volume do *shunt*, auxiliando no planejamento da conduta terapêutica.

### 3.7 Angiografia Coronariana

A angiografia coronariana possibilita o exame de toda a árvore coronariana. Pode-se identificar através dela as variações individuais na distribuição arterial, as patologias anatômicas e/ou funcionais, as conexões colaterais entre os vasos coronarianos.

Nas seguintes situações pode-se indicar a angiografia coronariana [GROS86]:

- angina *pectoris*<sup>2</sup> refratária à terapêutica medicamentosa;
- suspeita clínica e laboratorial de doença severa em vários vasos ou estenose da coronária esquerda;
- paciente jovem em recuperação de infarto agudo do miocárdio não complicado;
- angina *pectoris* pós-infarto;
- suspeita de doença arterial coronária;
- pré-operatório em cirurgias de correção de patologias congênitas ou valvares.

---

<sup>2</sup>Dor constrictiva intensa no peito, geralmente com irradiação para braço esquerdo.

## Capítulo 4

### O Formato TIFF

Neste capítulo são discutidas as razões de escolha do formato de arquivo TIFF<sup>1</sup> para o armazenamento das imagens. Em seguida, fazem-se considerações gerais sobre este formato e descrevem-se detalhes da sua estrutura. Por último, um algoritmo para leitura de um arquivo TIFF é apresentado.

#### 4.1 A Escolha do Formato

Diante dos diversos formatos gráficos de arquivos existentes, faz-se necessário o estabelecimento de alguns critérios para determinação do formato mais apropriado a uma determinada aplicação.

Segundo Kay e Levine [KAY92] a escolha de um formato deve considerar os seguintes aspectos: *qualidade*, *flexibilidade*, *eficiência* e *suporte* por programas existentes. Além disso, considera que o conhecimento do propósito original de um formato permite uma melhor avaliação da sua adequação a um propósito específico.

A *qualidade* de uma imagem está na dependência de sua resolução, do número de *bits* por *pixel*<sup>2</sup>, da calibração e correção da cor. Há duas formas principais para armazenamento de uma imagem gráfica: *bitmaps* e vetores. A representação *bitmap* trata a imagem como uma grade, onde o valor de cada elemento (*pixel*) é armazenado individualmente. A representação vetorial descreve uma imagem como um conjunto de linhas ou formas. Embora esta última representação pareça estar mais próxima, em suas abstrações, do mundo real, os dados são obtidos como *bitmap*, e a conversão para vetores necessita de recursos computacionais e *software* adicionais. Geralmente,

---

<sup>1</sup>Do inglês, *Tag Image File Format*

<sup>2</sup>Do inglês, *Picture Element*



conseguem-se representações de boa qualidade com formatos *bitmap*. Dentre estes, o TIFF é o que representa imagens com mais alta qualidade, permitindo ajustes fotométricos [KAY92].

A *flexibilidade* é a facilidade e confiabilidade com que um formato adapta-se a mudanças. O TIFF mostra-se um formato bastante flexível em termos de tamanho da imagem, resolução e correção de cor [KAY92]. Dada a esta grande flexibilidade, uma mesma imagem TIFF pode ser representada de vários modos, o que pode gerar implementações incompatíveis. Assim, torna-se pouco viável, por limitações de *hardware* (memória), o desenvolvimento de um leitor que reconheça toda e qualquer característica do formato TIFF [RIMM92].

A *eficiência* está relacionada com recursos de computação, armazenamento e transmissão necessários ao uso do formato. Os formatos vetoriais podem parecer eficientes no armazenamento, por usarem abstrações geométricas, mas a maioria é implementada em ASCII<sup>3</sup>, que é ineficiente. O TIFF usa a codificação binária, como a maioria dos *bitmaps*. O tipo e a qualidade dos dados formatados são parâmetros diretamente ligados à eficiência do formato. As imagens devem usar o mínimo de *bits* por *pixel* requeridos pela aplicação, o TIFF permite que se determine este valor [KAY92].

O *suporte* diz respeito à capacidade dos aplicativos de utilizarem determinado tipo de formato. A maioria dos *softwares* para processamento de imagens suportam o formato TIFF.

De acordo com os critérios anteriormente descritos, o formato TIFF foi o que reuniu o conjunto de características mais interessantes e desejáveis com relação aos propósitos de sua utilização. Por serem amplamente utilizados, merecem ainda referência os formatos PCX, JPEG e GIF, estes dois últimos representando tendência atual no armazenamento de imagens médicas.

---

<sup>3</sup>Do inglês, *American Standard Code for Information Interchange*

## 4.2 O Projeto do TIFF

A idéia de desenvolver uma especificação de arquivo padrão para comunicação de dados de imagens digitais partiu, em 1986, da Aldus Corporation, da Microsoft e de várias outras empresas fabricantes de computadores e *scanners*, como DEST Corp., Hewlett-Packard Co., Microtek International e Xerox Imaging Systems/Datacopy, dando origem ao TIFF [POOR91]. Inicialmente dirigido para aplicações de editoração eletrônica e outras relacionadas, o TIFF pode ser usado por qualquer aplicação que manipule imagens [ALDU88], sendo atualmente usado pela maioria dos *softwares* que manipulam imagens.

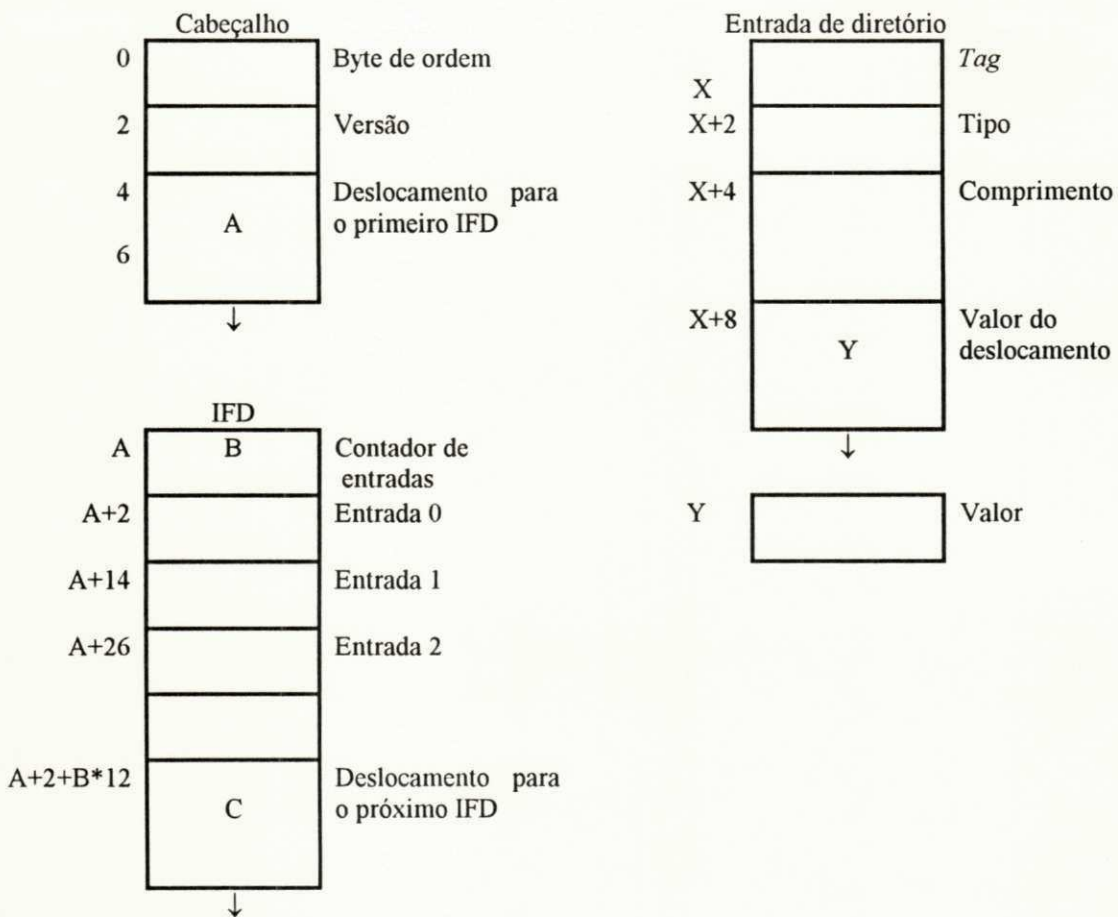
O formato de arquivo TIFF foi projetado com a finalidade de promover o intercâmbio de imagens digitais, sendo o único, entre os demais formatos, não desenvolvido para atender aos requisitos de um *software* ou *hardware* específicos. Assim, o TIFF assume uma característica de independência em relação a sistemas operacionais, processadores e arquiteturas de computadores, podendo ser usados em plataformas MacIntosh, PC e UNIX [RIMM92, ALDU88, PHIL91, KAY92].

Outra propriedade a ser ressaltada é sua extensibilidade que consiste na possibilidade de adição de novas características ao formato, graças a uma estrutura de dados bem planejada. Apesar dessa extensibilidade, que torna o TIFF um formato "rico" e complexo, este pode ser usado em aplicações simples, onde o projetista resume o formato às características que interessam à sua aplicação [ALDU88].

## 4.3 Descrição do Formato TIFF

### 4.3.1 Estrutura Geral de um Arquivo TIFF

Um arquivo TIFF tem início com um cabeçalho que aponta para o primeiro diretório do arquivo de imagem (IFD - *Image File Directory*). Cada entrada do IFD contém informações sobre a imagem, como comprimento, largura, número de bits/pixel, além de ponteiros para a própria imagem (Figura 4.1) [ALDU88, PHIL91].



**Figura 4.1:** Estrutura de um arquivo TIFF

### 4.3.2 Cabeçalho

O cabeçalho de um arquivo TIFF consiste de 8 bytes e tem a mesma composição em todos as variações dos arquivos TIFF, diferentemente das demais partes que podem sofrer alterações de um arquivo para outro. As informações contidas no cabeçalho são [FACO93, ALDU88, PHIL91]:

- Byte de ordem (bytes 0-1): informa a ordem em que os números são armazenados. Se o primeiro byte for o mais significativo (MSB - *Most Significant Byte*) o valor do campo será hex 4D4D, caso contrário, sendo o menos significativo (LSB - *Least Significant Byte*), o valor será hex 4949;

- Versão (bytes 2-3): assume um valor permanente de hex 2A, não se tratando propriamente de uma versão, mas de uma identificação do formato TIFF. Assim, se o leitor TIFF encontrar um valor diferente, deve desistir imediatamente;
- Deslocamento para o primeiro IFD (bytes 4-7): contém o deslocamento em bytes para o primeiro diretório do arquivo de imagem.

### 4.3.3 IFD e Entradas de Diretório

Os primeiros dois bytes de cada IFD indicam a quantidade de entradas de diretório presentes no mesmo (valor  $B$  - Figura 4.1). Cada entrada de diretório ocupa doze bytes e contém as seguintes informações [FACO93, ALDU88, PHIL91]:

- *Tag* (2 bytes): indica o tipo de informação contido na entrada de diretório, podendo ser usada ou não dependendo das necessidades da aplicação. O leitor TIFF proposto neste trabalho reconhece apenas alguns desses *tags* (Tabela 4.1);
- Tipo (2 bytes): indica o tipo de dado (Tabela 4.2) armazenado no campo valor, mostrado na figura 1;
- Comprimento (4 bytes): informa o comprimento do campo valor, não representado em bytes, mas em um múltiplo do campo tipo;
- Valor (4 bytes): contém a informação ou um ponteiro para esta se seu valor ultrapassar 4 bytes.

Os últimos quatro bytes de cada IFD armazenam o deslocamento para o próximo IFD, sendo zero, caso não haja mais IFDs.

<i>Tag</i>	Descrição
255	Tipo do subarquivo
256	Largura da imagem
257	Comprimento da imagem
258	Quantidade de bits por <i>pixel</i>
259	Tipo de compressão do arquivo
273	Deslocamento(s) da(s) <i>strip(s)</i>
279	Contador de bytes de cada <i>strip</i>

Tabela 4.1: *Tags* usados pelo leitor TIFF

Tipo	Comprimento do tipo
1 (byte)	inteiro sem sinal (8 bits)
2 (ASCII)	bytes em código ASCII
3 ( <i>short</i> )	inteiro sem sinal (16 bits)
4 ( <i>long</i> )	inteiro sem sinal (32 bits)
5 ( <i>rational</i> )	2 <i>longs</i> , sendo o 1º o numerador de uma fração, e o 2º, o denominador

Tabela 4.2: Tipo das informações

#### 4.3.4 *Strips* do TIFF

O formato TIFF foi utilizado inicialmente para manipulação de imagens provenientes de *scanners*. Como estas imagens ocupavam uma grande quantidade de memória, os projetistas do TIFF pensaram em uma forma de dividir uma imagem em partes que pudessem ser trabalhadas separadamente, as quais são chamadas *strips*. A flexibilidade do TIFF permite que as aplicações usem imagens com um único ou múltiplos *strips* [RIMM92]. O leitor de arquivos TIFF aqui apresentado é capaz de reconhecer imagens com um ou mais *strips*.

### 4.4 Variações do TIFF

Diante das inúmeras variações suportadas pelo formato TIFF, os programas leitores devem ser desenvolvidos para interpretar várias características, enquanto os programas escritores devem limitar-se às características mínimas necessárias, já que o formato possibilita tais implementações não completas.

Os arquivos TIFF variam de acordo com a fotometria, conteúdo e métodos de compressão [ALDU88]. A especificação 5.0 do TIFF define quatro classes fotométricas:

- TIFF-B, para imagens monocromáticas;
- TIFF-G, para imagens em níveis de cinza;
- TIFF-P, para imagens baseadas em paleta de cores;
- TIFF-R, para imagens em RGB<sup>4</sup>.

Os leitores TIFF capazes de ler todas as classes do formato são denominados de TIFF-X. Os valores dos *pixels*, em qualquer classe, podem ser armazenados em qualquer dos formatos de compressão, que são:

- (#1) sem compressão;
- (#2) CCITT Grupo 3, modificado por Huffman;
- (#3) CCITT Grupo 3, compatível com fac-símile;
- (#4) CCITT Grupo 4, compatível com fac-símile;
- (#5) Compressão LZW<sup>5</sup>;
- (#32773) Compressão Packbits.

Todas as classes citadas são capazes de assegurar a qualidade da imagem, independentemente das plataformas e aplicativos [ALDU88].

---

<sup>4</sup>Do inglês, *Red Green Blue*

<sup>5</sup>*Lempel-ZIV & Welch*

## 4.5 Algoritmo do Leitor de Arquivos TIFF

Este algoritmo foi desenvolvido para leitura de arquivos TIFF não comprimidos. A saída fornecida pelo algoritmo consiste numa matriz  $l \times c$ , onde  $l$  equivale ao número de linhas da imagem e  $c$ , ao número de colunas.

### Início

**Ler** dois bytes;

**Se** o valor dos dois bytes é igual a 0x4949

**Então** os números estão armazenados com o LSB primeiro,

**Senão** os números estão armazenados com o MSB primeiro;

**Ler** dois bytes;

**Se** o valor dos dois bytes é diferente de 0x2A

**Então** fim do algoritmo (não é um arquivo TIFF);

**Ler** 4 bytes;

**Guardar** deslocamento para IFD 0;

**Enquanto** deslocamento para IFD diferente de zero **faça**:

#### Início

**Deslocar** o ponteiro de arquivo, a partir da posição zero, para o IFD 0;

**Ler** dois bytes;

**Guardar** número de entradas de diretório;

**Enquanto** houver entradas a ler **faça**:

#### Início

**Ler** os tags com valor igual a 255 (tipo do subarquivo),  
256 (largura da imagem), 257 (comprimento da imagem),  
258 (bits/pixel), 259 (tipo de compressão),  
273 (deslocamento da *strip*), 279 (contador de bytes da  
*strip*);

#### Fim;

**Guardar** o byte de ordem, a quantidade de bits por pixel, o comprimento e a largura da imagem, a quantidade de *strips*, deslocamentos para cada *strip*, número de bytes de cada *strip*, o tipo de compressão do arquivo;

**Ler** deslocamento para próximo IFD;

#### Fim;

**Enquanto** houver *strips* a ler **faça**:

#### Início

**Posicionar** o ponteiro de arquivo na *strip*;

**Ler** n bytes, sendo n indicado pelo contador de bytes da *strip*;

**Guardar** dados da imagem;

#### Fim;

**Fim.**

## Capítulo 5

### O Processamento Digital de Imagens

Na sessão inicial deste capítulo apresentam-se áreas de interesse na aplicação do processamento digital de imagens, bem como, aspectos históricos. Na sessão 5.2 descreve-se a representação de uma imagem digital. As sessões seguintes tratam das técnicas de melhoramento e segmentação das imagens.

#### 5.1 Introdução

O desejo de criar um “ser” capaz de reproduzir alguns aspectos do comportamento humano há muito vem fascinando a comunidade científica, desde o homúnculo de Paracelso<sup>1</sup> aos autômatos dos nossos dias. A visão, como nossa principal interface com o meio ambiente, ocupa posição privilegiada entre os pesquisadores interessados na reprodutibilidade das características humanas.

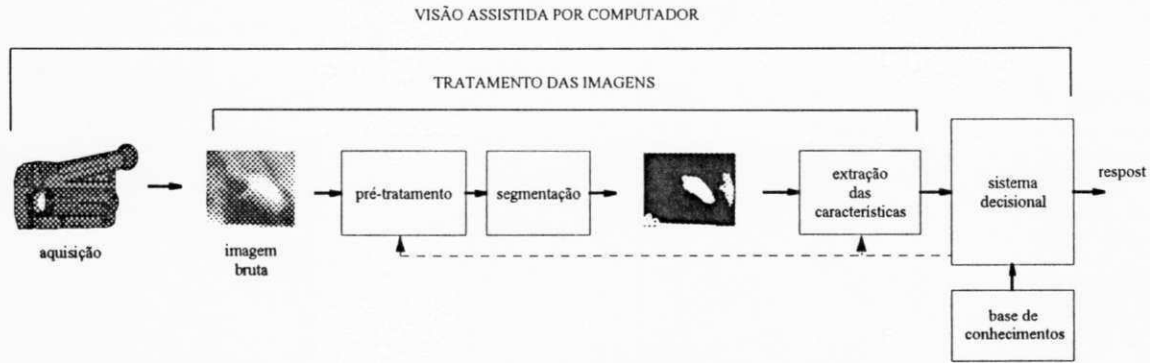
Os computadores possibilitaram o surgimento de um novo campo de pesquisa, a visão computacional. Esta envolve uma área ampla de conhecimentos, indo desde a aquisição da imagem até o seu reconhecimento, mantendo uma relação estreita com a inteligência artificial [TOUM87].

O processamento digital de imagens, por sua vez, não envolve estruturas decisoriais, consistindo num conjunto de tarefas que objetiva a extração de características, quantitativas e qualitativas, relacionadas à imagem, com um determinado fim. As técnicas de processamento digital de imagens são necessariamente utilizadas por um sistema de visão computacional. A Figura 5.1 ilustra a relação entre um sistema de visão computacional e um sistema de processamento de imagens.

---

<sup>1</sup>Médico suíço (1493-1541)





**Figura 5.1:** Visão computacional [TOUM87]

Os métodos de processamento e análise de imagens digitais têm aplicação nas mais diversas áreas, como biologia (reconhecimento automático de células e cromossomos), medicina (imagens de ecografia, radiologia, hemodinâmica, ressonância nuclear magnética), meteorologia, geologia, robótica, astronomia, química e outros domínios do conhecimento humano.

O grande desenvolvimento tecnológico observado nas últimas décadas, que permitiu o surgimento de estações gráficas para tratamento e análise de imagens com menor custo e com melhor desempenho, tem contribuído favoravelmente com o estado da arte do processamento digital de imagens.

## 5.2 Representação da Imagem Digital

A representação de uma imagem é uma função matemática, geralmente tipo vetor, com um número pequeno de argumentos. No entanto, em se tratando de uma imagem digital os argumentos e valor da função são todos inteiros [BALL88].

Como a imagem digital aqui considerada está em níveis de cinza, pode ser representada por  $z = f(x, y)$ , onde  $f(x, y)$  corresponde à intensidade do nível de cinza da imagem na coordenada  $(x, y)$ . Já uma imagem com múltiplos espectros seria representada por uma função vetorial  $f$  com componentes  $(f_1 \dots f_n)$

Um modelo para representação de uma imagem digital  $f(x,y)$  é considerada constituída por dois componentes, a iluminação e a refletância. O primeiro representa a quantidade de luz incidente, o segundo, a quantidade de luz refletida pelos objetos. Portanto, a iluminação depende da fonte de luz, enquanto a refletância é determinada pelas propriedades dos objetos presentes na imagem [GONZ92].

Pode-se considerar uma imagem digital como uma matriz, cujas linhas e colunas identificam um ponto da imagem e o valor de cada elemento, um nível de cinza correspondente. Os elementos dessa matriz são denominados comumente de *pixels*.

Uma imagem com qualidade comparável àquela de uma exibida em televisão monocromática deve apresentar resolução mínima de  $512 \times 512$  *pixels*, com 128 níveis de cinza. As imagens manipuladas neste trabalho foram obtidas numa resolução de  $640 \times 480$  *pixels*, em 256 níveis de cinza.

### 5.3 Pré-Tratamento das Imagens

O pré-tratamento das imagens consiste na utilização de técnicas de processamento de imagens com o intuito de melhorar a qualidade visual destas. Esta etapa visa atenuar efeitos indesejáveis, como ruídos eletrônicos introduzidos no momento da captura das imagens.

A utilização dessas técnicas baseiam-se na redundância espacial apresentada normalmente por uma imagem, o que assegura que os *pixels* vizinhos têm características semelhantes. Portanto, considera-se como ruído uma variação brusca do valor de um *pixel* em relação aos seus vizinhos. No entanto, o ruído pode não estar relacionado com as características físicas do equipamento utilizado na aquisição das imagens, e sim, à própria imagem, que pode apresentar grandes variações no contraste, no sombreamento, e em outros parâmetros [TOUM87].

No pré-tratamento são usadas duas abordagens distintas: as técnicas baseadas na modificação do histograma da imagem, que alteram a dinâmica da imagem, e aquelas baseadas no uso de filtros que visam a diminuição dos ruídos [TOUM87].

Entre as diversas técnicas de pré-tratamento, serão descritas aquelas que foram implementadas neste trabalho.

### 5.3.1 O Histograma

O histograma de uma imagem informa sobre o número de *pixels* com o mesmo valor para cada nível de cinza. A partir do histograma pode-se obter informações relativas à distribuição dos níveis de cinza da imagem, ou seja, sobre a dinâmica da imagem [TOUM87].

A melhoria da qualidade visual de uma imagem pode ser conseguida a partir da modificação do seu histograma. O tipo e o grau desta melhoria está na dependência da natureza do histograma [GONZ92].

Pode-se caracterizar o histograma de uma imagem como a distribuição de probabilidade dos níveis de cinza numa imagem [FANT90]. Assim,

$$p(b) = p\{f(x,y) = b\}, \text{ onde } 0 \leq b \leq l-1$$

sendo,

$b$  - intensidade do nível de cinza

$l$  - número de níveis de cinza

A probabilidade  $p(b)$  pode ser estimada por

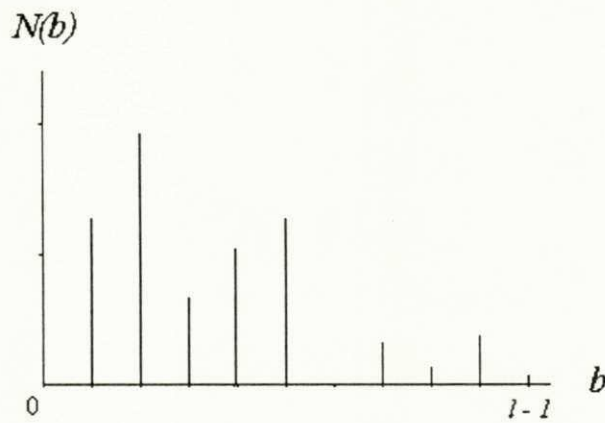
$$p(b) = N(b)/M$$

onde,

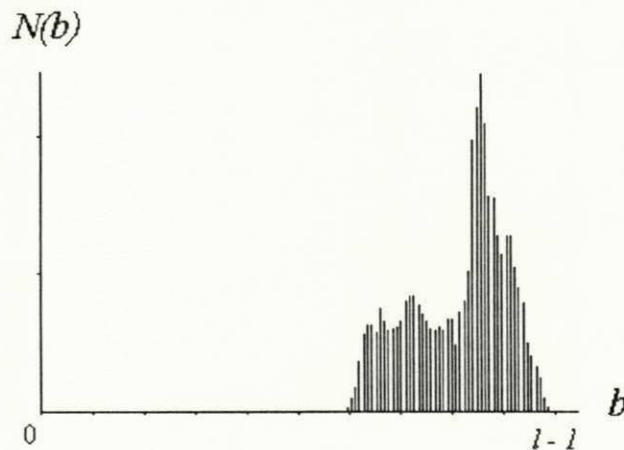
$N(b)$  - número de *pixels* cujo nível de cinza é igual a  $b$

$M$  - número total de *pixels* da imagem ou região considerada

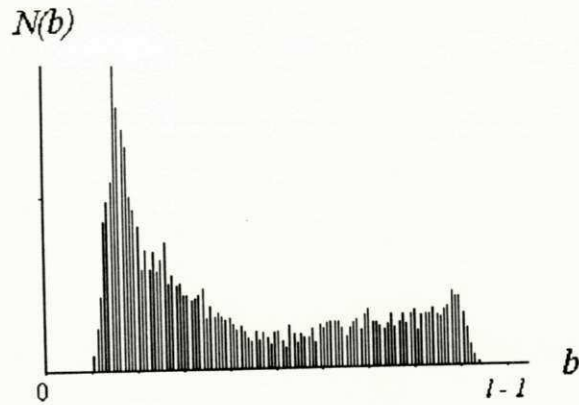
O histograma pode ser representado graficamente com o eixo das abscissas representando os níveis de cinza de  $0$  a  $l-1$ , sendo  $0$  a cor preta, e  $l-1$ , a cor branca; e o eixo das ordenadas representando o número de *pixels* para um dado nível de cinza (Figura 5.2). A partir do histograma pode-se deduzir características relativas ao contraste da imagem, analisar os limites dos seus níveis de cinza, isolar objetos do fundo, como exemplificado nas Figuras 5.3 a 5.6.



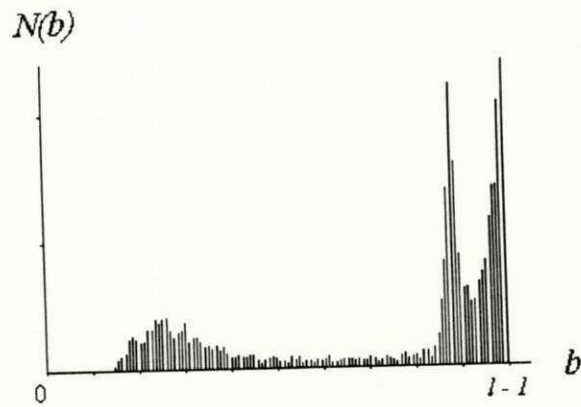
**Figura 5.2:** Representação gráfica de um histograma



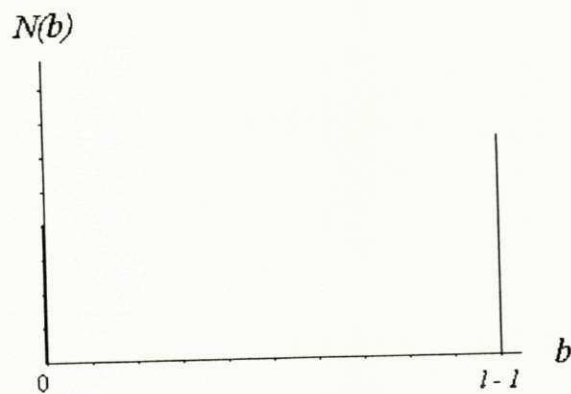
**Figura 5.3:** Histograma de uma imagem pouco contrastada



**Figura 5.4:** Histograma de uma imagem normalmente contrastada com fundo preto



**Figura 5.5:** Histograma de uma imagem normalmente contrastada com fundo branco



**Figura 5.6:** Histograma de uma imagem binária

Quando os níveis de cinza estão muito próximos de um determinado valor, a imagem é pouco contrastada, sendo pobre em detalhes. Para melhorar esta imagem é necessário aplicar uma lei de modificação que redistribua os níveis de cinza, permitindo o aumento do contraste na imagem original, pelo alargamento dos níveis de cinza [FANT90].

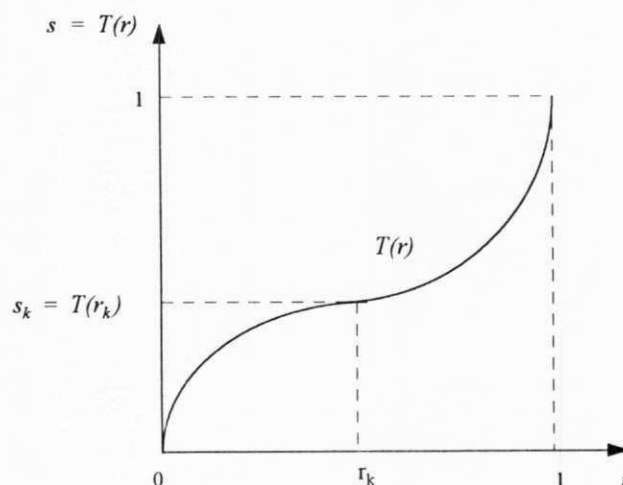
### 5.3.2 Equalização de Histograma

O método utilizado para modificação do histograma foi a equalização. As leis de modificação são geralmente baseadas na condição de equivalência de probabilidade [FANT90].

Considere-se a variável  $r$  representando os níveis de cinza dos *pixels* da imagem original. Os valores de  $r$  são normalizados tais que, crescem no intervalo  $[0,1]$ , com 0=preto e 1=branco.

Uma função de transformação  $T$  aplicada em cada valor  $r$  na imagem original, produzindo valores  $s$  (Figura 5.7), é dada por [GONZ92]

$$s = T(r)$$



**Figura 5.7:** Função de transformação  $T$

$T(r)$  deve ser uma função monótona, estritamente crescente e única no intervalo  $0 \leq r \leq 1$  e assumindo valores no intervalo  $[0, 1]$ .

Considere, por um momento, que as quantidades de níveis de cinza sejam contínuas, então os níveis de cinza nas imagens original e transformada podem ser caracterizados por suas funções de densidade de probabilidade,  $p_r(r)$  e  $p_s(s)$ .

A transformação inversa dos níveis de cinza de  $s$  para  $r$ , será denotada por

$$s = T^{-1}(r) \quad \text{onde } 0 \leq s \leq 1$$

Segundo a teoria de probabilidade elementar, se  $p_r(r)$  e  $T(r)$  são conhecidas e  $T^{-1}(s)$  satisfaz à mesma condição de  $T(r)$ , a função de densidade de probabilidade de  $s$  é dada por

$$p_s(s) = [p_r(r) dr/ds]_{r=T^{-1}(s)}$$

A equalização de histograma baseia-se na utilização ótima da informação de que  $p_s(s) = 1 \forall s$  [FANT90]. Admitindo-se a escolha de uma função  $T(r)$ , tal que

$$s = T(r) = \int_0^1 p_r(w) \cdot dw$$

A derivada de  $s$  em relação a  $r$  é dada por

$$ds/dr = p_r(r)$$

Assim,

$$p_s(s) = [p_r(r) dr/ds]_{r=T^{-1}(s)}$$

$$p_s(s) = [p_r(r) \cdot 1/p_r(r)]_{r=T^{-1}(s)}$$

$$p_s(s) = 1$$

$s$  é uma variável aleatória uniformemente repartida sobre o intervalo  $[0,1]$  [FACO93, FANT90].

Para ser útil em processamento digital de imagens, tais conceitos devem ser expressos na forma discreta [GONZ92]. Em se tratando de imagens em níveis de cinza tem-se

$$p_r(r_k) = n_k/n \quad 0 \leq r_k \leq l, \quad k = 0,1,\dots,l-1$$

onde

$n_k$  - quantidade de *pixels* com nível de cinza  $k$

$n$  - número total de *pixels* na imagem

Assim, a função de transformação  $T$  é representada por

$$s_k = T(r_k) = \sum_{j=0}^k \frac{n_j}{n} = \sum_{j=0}^k p_r(r_j) \quad 0 \leq r_k \leq 1, \quad k = 0,1,\dots,l-1$$

A inversa da função de transformação é dada por

$$r_k = T^{-1}(s_k) \quad 0 \leq s_k \leq$$

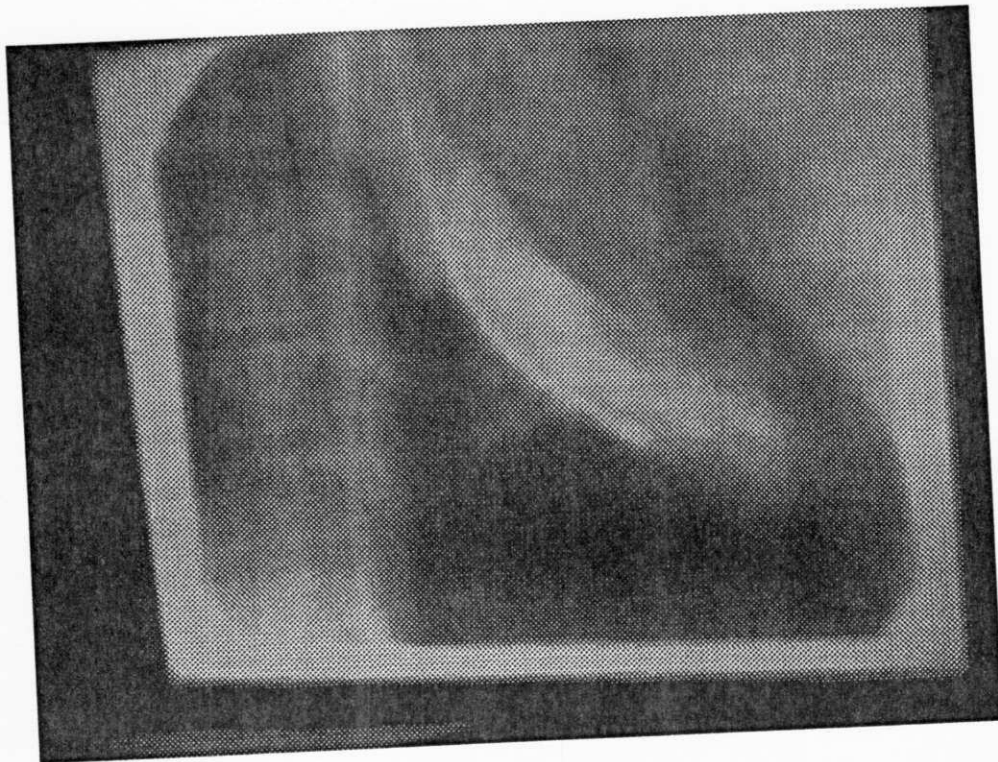
onde ambas  $T(r_k)$  e  $T^{-1}(s_k)$  satisfazendo as condições de função monótona, estritamente crescente e única no intervalo  $0 \leq r_k \leq 1, k = 0,1,\dots,l-1$ , e assumindo valores no intervalo  $[0,1]$ .

Quando utiliza-se leis particulares na transformação do histograma, como Gauss, hiperbolização, exponenciação, normalização, denominamos o método de especificação de histograma. A Figura 5.8 ilustra a aplicação da equalização direta de histograma.





a)



b)

**Figura 5.8:** a) imagem original, b) imagem equalizada

### 5.3.3 Filtros de Suavização

As operações de filtragem dependem do valor do nível de cinza de um *pixel* e de seus vizinhos. Os métodos de filtragem podem ser espaciais ou freqüenciais. Os filtros espaciais agem diretamente sobre o *pixel*, podendo ser lineares (convolutivos), quando a transformação de um *pixel* resulta da combinação linear dos *pixels* vizinhos, ou não lineares, quando os *pixels* vizinhos se relacionam através de uma lei não linear. Os filtros freqüenciais agem sobre o espaço transformado, utilizando-se, geralmente, a transformação de *Fourier* [FANT90].

Os filtros de suavização (passa-baixa) são aqueles usados com o objetivo de atenuar os ruídos, componentes de alta freqüência, presentes na imagem. Já os filtros de realce<sup>2</sup> (passa-alta) enfatizam as transições entre diferentes regiões da imagem [FACO93].

Serão descritos nesta sessão os filtros de suavização utilizados neste trabalho, os quais visam minimizar os efeitos dos ruídos: o filtro da média e o mediana.

#### 5.3.3.1 Filtro da Média

O filtro da média é utilizado para reduzir as variações aleatórias numa imagem. Consiste em considerar matrizes elementares (3x3, 5x5, 7x7), calculando-se sobre estas o valor médio dos seus elementos, e trocando-se o *pixel* central da matriz pelo valor obtido (Figura 5.9) [TOUM87].

$$g(x,y) = \frac{1}{M} \sum_{(n,m) \in S} f(n,m)$$

---

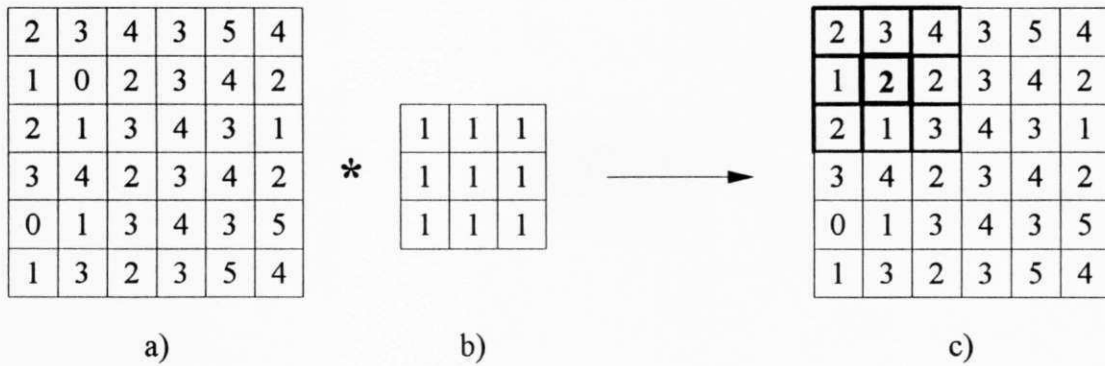
<sup>2</sup>No inglês, *sharpening*.

onde,

$g(x,y)$  - imagem transformada

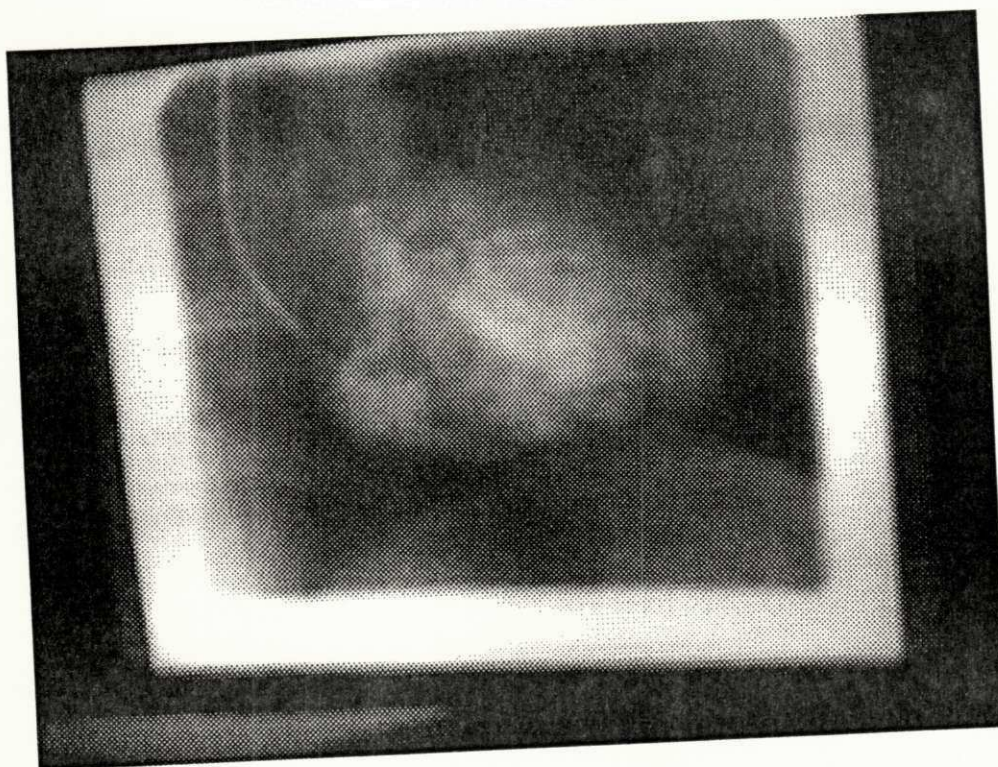
$M$  - número total de *pixels* definidos pelas coordenadas em  $S$

$S$  - conjunto de coordenadas dos *pixels* que compõem a matriz



**Figura 5.9:** a) imagem 6x6, b) máscara 3x3 usada pelo filtro da média, c) resultado da convolução da máscara com o primeiro quadro 3x3 da imagem

A Figura 5.10 mostra um exemplo do filtro da média, usando uma matriz de ordem 3.



a)



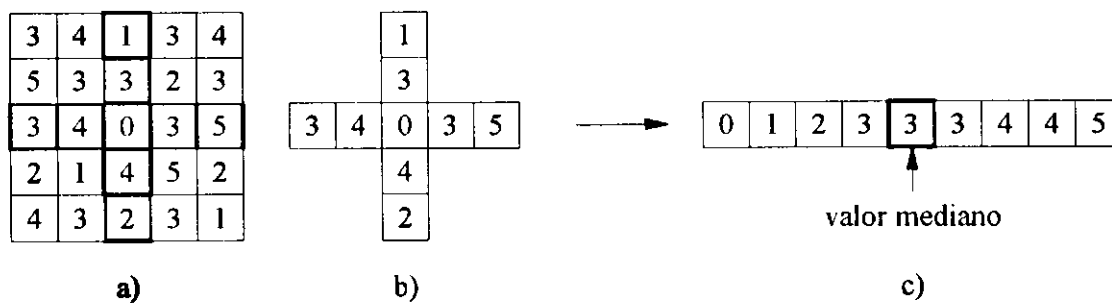
b)

**Figura 5.10:** a) imagem original, b) imagem suavizada com o filtro da média 3x3

### 5.3.3.2 Filtro Mediana

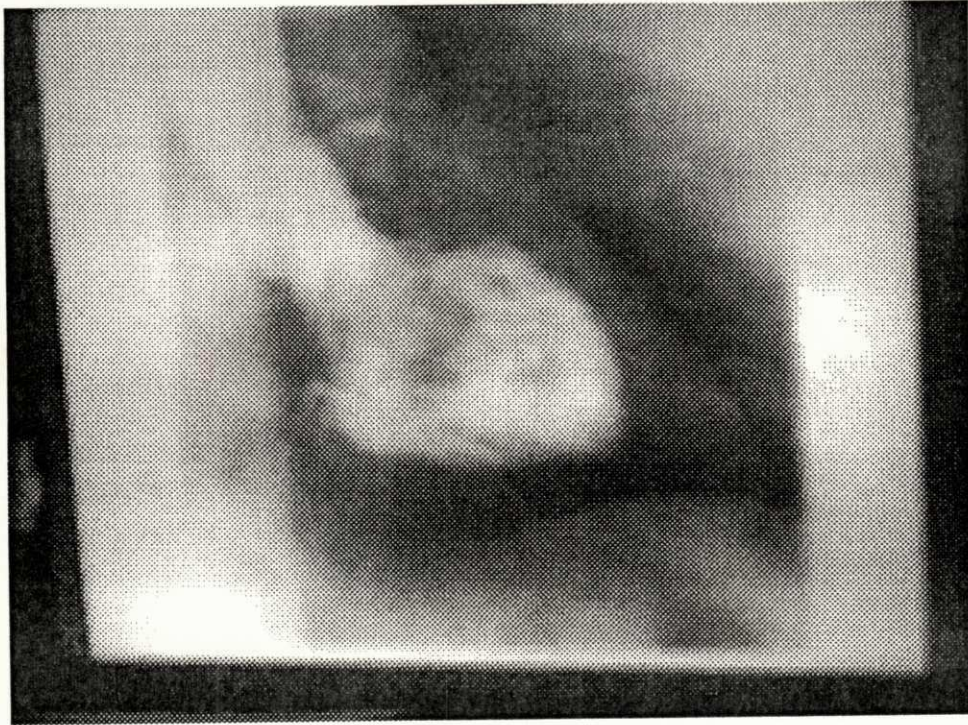
O filtro mediana, como o filtro da média, é utilizado para minimizar os ruídos, mas diferentemente do filtro da média não resulta de uma combinação linear de *pixels*, constituindo um exemplo clássico de filtro não linear [TOUM87]. Os filtros mediana podem, de acordo com o formato da máscara utilizada, ser de quatro tipos: quadrado, linha, coluna e linha/coluna.

A lei de transformação para cada *pixel* na imagem consiste em selecionar os *pixels* vizinhos e organizá-los em ordem crescente. Obtendo-se, em seguida, o valor mediano dos *pixels* classificados e substituindo o *pixel* central da máscara por este valor (Figura 5.11).

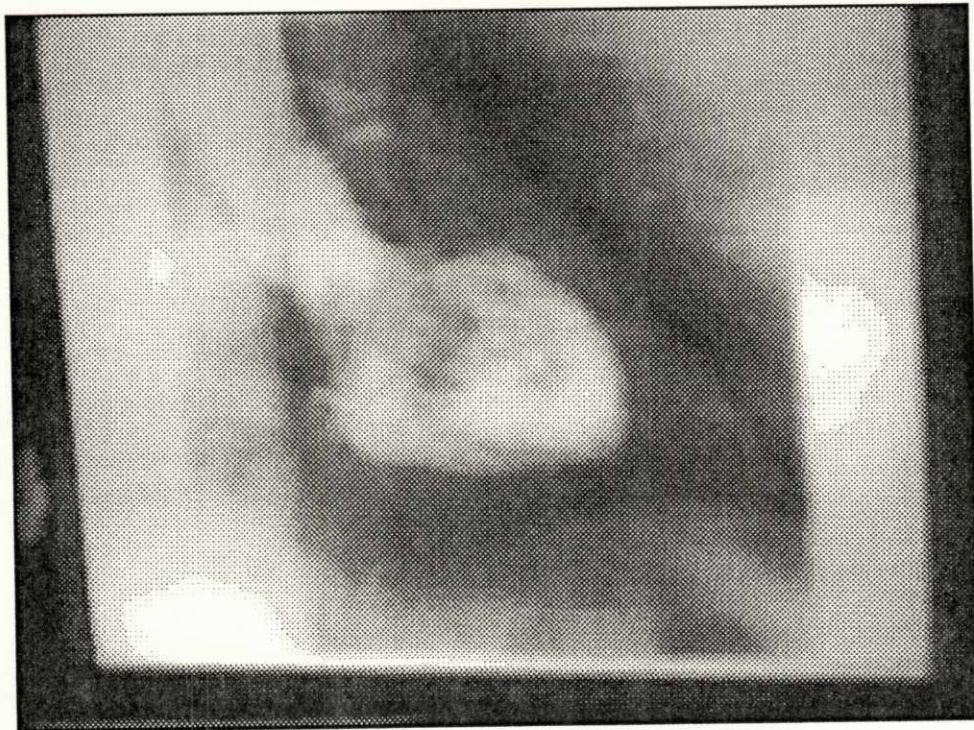


**Figura 5.11:** a) imagem 5x5, b) máscara em cruz 5x5 usada pelo filtro mediana, c) valores da máscara organizados em ordem crescente

A Figura 5.12 mostra um exemplo do filtro matriz, usando uma máscara em cruz de ordem 5.



a)



b)

**Figura 5.12:** a) imagem original, b) imagem suavizada com filtro mediana 5x5

## 5.4 Detecção de Contornos

A detecção dos contornos não é uma etapa pertinente à metodologia proposta para isolamento do ventrículo esquerdo, podendo ser utilizada oportunamente quando desejar-se a visualização dos contornos do ventrículo.

As bordas e os detalhes de uma imagem são componentes de alta frequência, o que justifica a perda de nitidez mais visível nestas regiões, quando da introdução de ruídos. Os métodos para detecção dos contornos baseiam-se na amplificação das altas frequências, mas como o ruído é também um componente de alta frequência, o tratamento prévio da imagem faz-se necessário [FACO93].

Os operadores de diferenciação têm aplicação específica na detecção de contornos [TOUM87]. Um operador de diferenciação é baseado na noção de derivada. Ao derivar-se a imagem uma vez obtém-se o gradiente, derivando-se duas vezes obtém-se o laplaciano. Os operadores morfológicos, aqui não tratados, mostram-se no entanto mais rápidos e precisos na determinação de contornos.

Existem vários operadores de diferenciação, tendo sido, o operador de Roberts, o primeiro a ser desenvolvido [TOUM87]. Seguindo-se a este, os gradientes ou operadores de Prewitt e Sobel.

A operação gradiente consiste em varrer a imagem original com uma janela do tamanho da máscara do operador. Os valores desta máscara são multiplicados pelos valores dos *pixels* vizinhos a um determinado *pixel* central. A soma das multiplicações resulta no valor do operador que será aplicado ao *pixel* central.

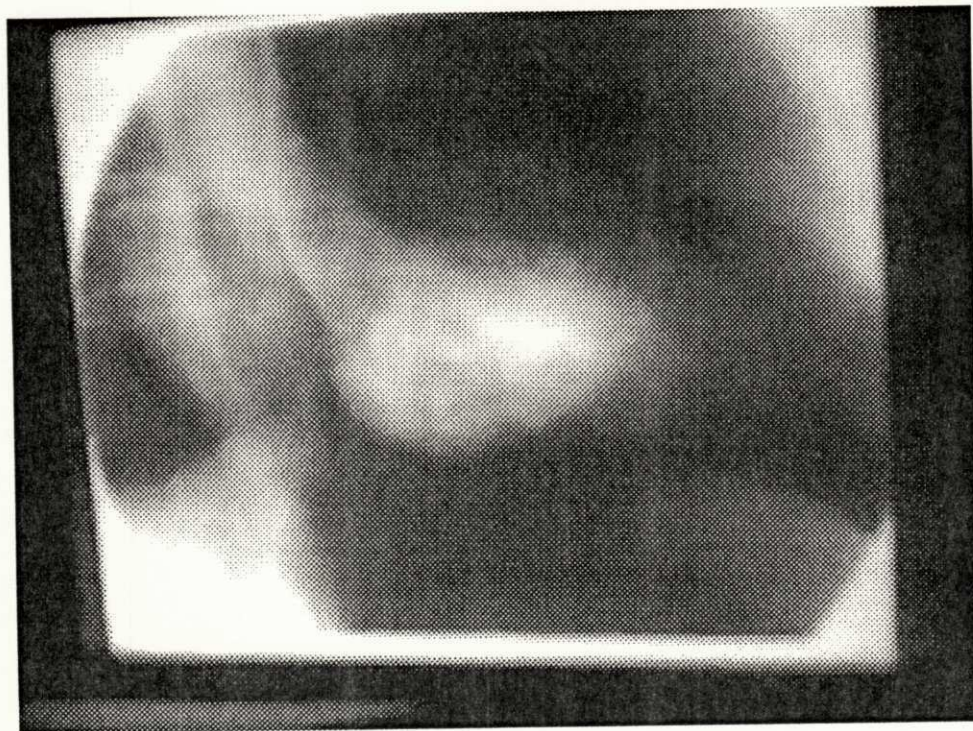
Neste trabalho foi implementado o gradiente de Sobel para detecção dos contornos do ventrículo esquerdo, utilizando-se as seguintes máscaras:

$$[G_x] = \begin{bmatrix} 1 & 0 & -1 \\ 2 & 0 & -2 \\ 1 & 0 & -1 \end{bmatrix} \quad [G_y] = \begin{bmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -2 & -1 \end{bmatrix}$$

sendo,

$G_x$  e  $G_y$  os gradientes em  $x$  e  $y$ , respectivamente.

A Figura 5.13 mostra o resultado da aplicação do gradiente de Sobel sobre a imagem.



a)





b)

**Figura 5.13:** a) imagem original, b) imagem obtida com a aplicação do Sobel

## 4.5 Segmentação

O sistema visual humano efetua agrupamentos de elementos segundo conceitos de proximidade, simplicidade, fechamento, similaridade e continuidade. Esses agrupamentos são decisivos na compreensão da imagem [FACO93, ROMA83].

De forma semelhante, os métodos para segmentação de uma imagem procuram efetuar esses agrupamentos, baseando-se nesses mesmos conceitos, e facilitando a identificação de objetos de interesse, que contêm a informação semântica relativa à imagem de origem. A segmentação ainda constitui-se num dos principais problemas da visão computacional [LECL89].

A segmentação possibilita a separação dos diversos elementos de uma imagem em regiões conexas, com as mesmas propriedades. Estas regiões podem ser

caracterizadas pelos *pixels* que as compõem, por fronteiras, ou por texturas, dando origem, assim, às diferentes classes de segmentação, que são, respectivamente, segmentação por região, por contorno e por textura [TOUM87].

As informações obtidas através das diversas abordagens de segmentação são diferentes. A segmentação por contorno privilegia as características geométricas dos objetos, a segmentação por região valoriza mais o conteúdo do que a forma, enquanto a segmentação por textura não evidencia nem a geometria, nem o conteúdo, mas os motivos da imagem, considerando suas propriedades de regularidade e de repetição [FACO93, TOUM87].

Antes da segmentação é necessária uma etapa de processamento para eliminação de possíveis ruídos e uniformização do histograma da imagem, permitindo, assim, uma análise mais eficiente do seu significado, evitando a detecção de regiões ou objetos falsos [PHIL91].

A escolha da abordagem de segmentação depende das características inerentes à imagem. No caso específico das imagens de ventriculografia, onde pretende-se destacar o objeto (ventrículo) do fundo (restante da imagem), a abordagem que se considerou como mais apropriada foi a segmentação por região.

Os dois propósitos da segmentação por região consistem em extrair uma determinada região ou dividir a imagem num conjunto de regiões disjuntas, cuja união representa a imagem inteira. No primeiro caso, o método usado é a limiarização, no segundo, o método de divisão e fusão [FACO93]. Como o objetivo era extrair o ventrículo esquerdo do restante da imagem, o método de segmentação por região escolhido foi a limiarização.

#### **4.5.1 Limiarização**

A limiarização consiste em separar as regiões de uma imagem quando esta apresenta duas classes distintas, o objeto e o fundo. Para tal, é estabelecido um valor limite que agrupa os *pixels* da imagem em duas regiões de interesse [FACO93]. Há

vários métodos de limiarização, o método de Ostu foi escolhido com base em resultados conseguidos com imagens semelhantes às de ventriculografia [VILA90].

Para uma imagem podemos definir [GONZ92]:

$P(x, y)$  - *pixel* com coordenadas  $(x, y)$ ;

$g(x, y)$  - nível de cinza de um *pixel*;

$n_i$  - número de *pixels* com nível de cinza  $i$ ;

$p_i$  - valor no histograma para o nível de cinza  $i$ ;

onde,

$$0 \leq g(x, y) \leq l - 1 \quad (l - \text{número de níveis de cinza})$$

$$n = \sum_i n_i \quad (i = 1, \dots, l - 1)$$

$$p_i = n_i / n \quad (i = 1, \dots, l - 1)$$

A limiarização baseia-se no histograma para particionar uma imagem em duas entidades: o objeto e o fundo. A classificação de um *pixel* quanto a sua pertinência ao objeto ou ao fundo é feita escolhendo-se um valor  $t$  no histograma, tal que para um *pixel*  $P(x, y)$ , considerando-se o objeto mais claro que o fundo, tem-se:

$$P(x, y) \in \text{objeto, se } g(x, y) > t$$

$$P(x, y) \in \text{fundo, se } g(x, y) \leq t$$

onde  $g(x, y)$  é o nível de cinza de um *pixel* e  $(x, y)$ , as coordenadas desse *pixel*.

A escolha do valor  $t$  no histograma pode ser manual ou automática, sendo esta última mais desejável, já que a técnica manual depende da decisão de um operador, podendo tornar-se tendenciosa [PESS92]. Entre os vários métodos automáticos para determinação do valor  $t$ , escolheu-se o método de Ostu considerando-se os resultados obtidos em trabalhos [VILA90] que tratavam de imagens com características semelhantes às de ventriculografia.

#### 4.5.1.1 Método de Ostu

O método de limiarização proposto por Ostu [OSTU78] é baseado na análise de discriminante. Apresenta como princípio a construção de duas classes,  $C_0$  e  $C_1$ , a partir de um nível de cinza arbitrário  $t$ .

Os componentes da classe  $C_0$  são todos os *pixels* cujo nível de cinza é inferior ou igual a  $t$ . Os outros *pixels* pertencem à classe  $C_1$ .

O limiar ótimo  $t^*$  é o valor de  $t$  através do qual a relação entre a variância interclasse  $(\sigma B)^2$  e a variância total  $(\sigma T)^2$  é máxima:

$$t^* = \text{ArgMax}[(\sigma B)^2 / (\sigma T)^2]$$

Como  $(\sigma T)^2$  é constante, o critério pode ser reduzido a:

$$t^* = \text{ArgMax}[(\sigma B)^2]$$

A variância interclasse é calculada por:

$$(\sigma B)^2 = P_0 \cdot P_1 \cdot (\mu_1 - \mu_0)^2$$

onde,

$$P_0 = \sum_i p_i \quad (i = 0, \dots, t)$$

$$P_1 = 1 - P_0$$

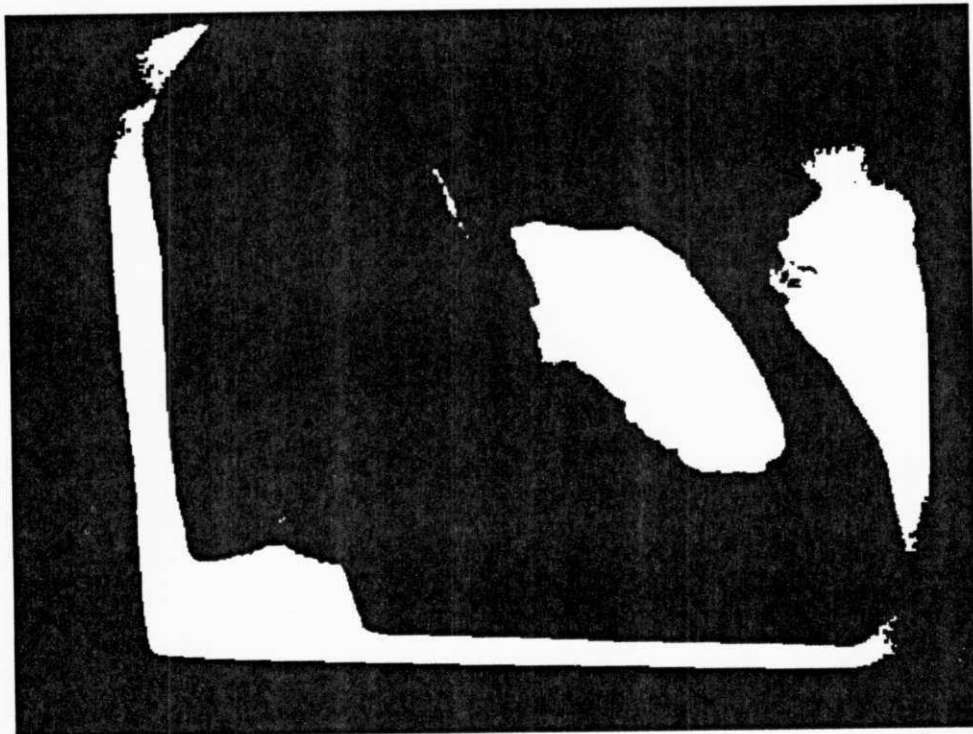
$$\mu_0 = 1/P_0 \cdot \sum_i (i \cdot p_i) \quad (i = 0, \dots, t)$$

$$\mu_1 = 1/P_1 \cdot \sum_i (i \cdot p_i) \quad (i = t+1, \dots, l-1)$$

Após determinação do  $t$  ótimo pode-se realizar um processo de binarização da imagem, considerando-se o ventrículo como objeto (branco) e o restante, como fundo (preto). Alguns resultados obtidos são mostrados nas Figuras 5.14 a 5.17, que ilustram as imagens originais, com as respectivas imagens segmentadas e binarizadas.

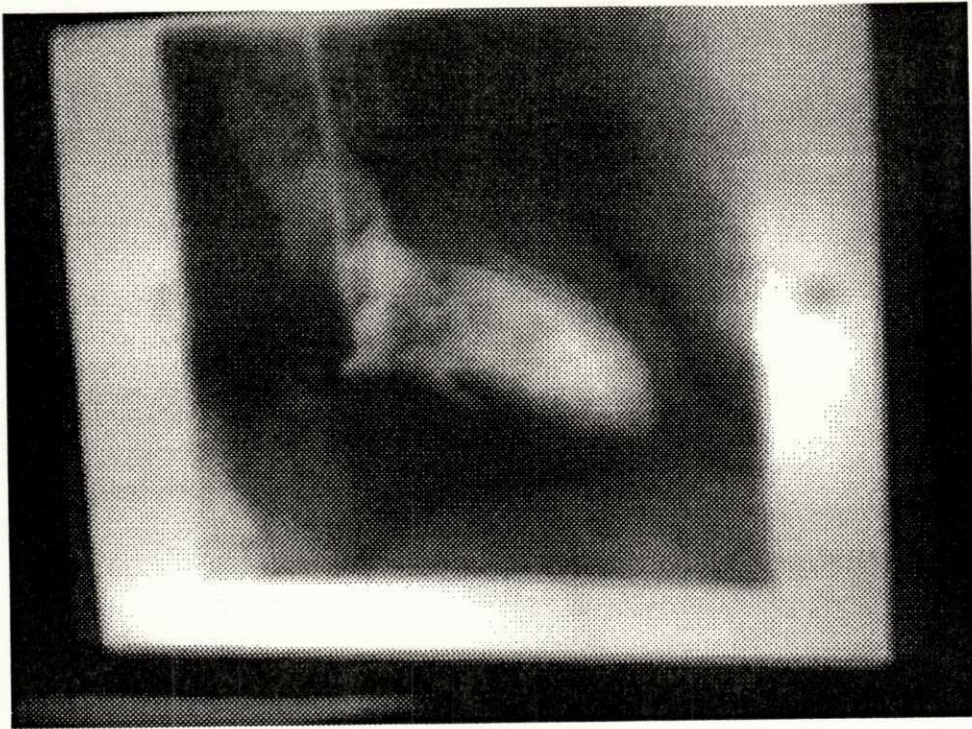


a)

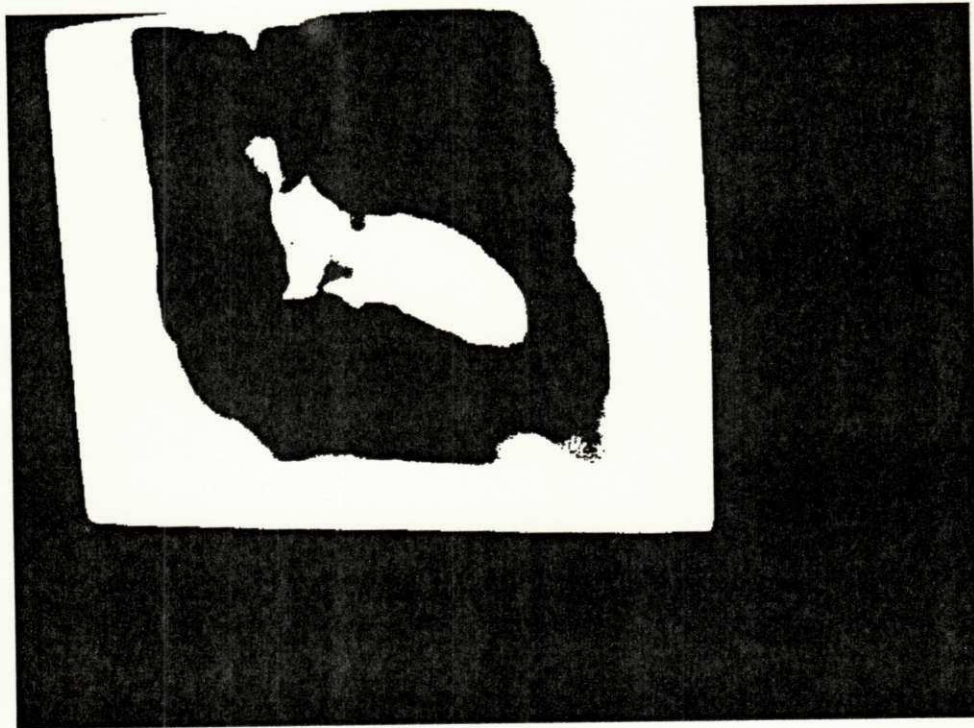


b)

**Figura 5.14:** a) imagem original, b) imagem segmentada

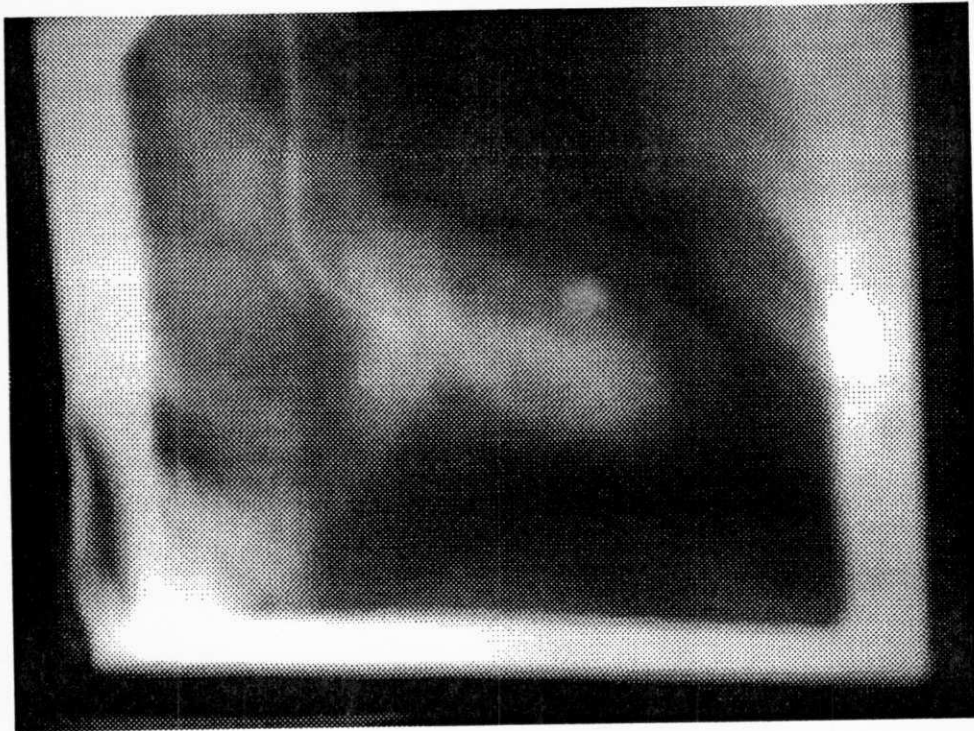


a)

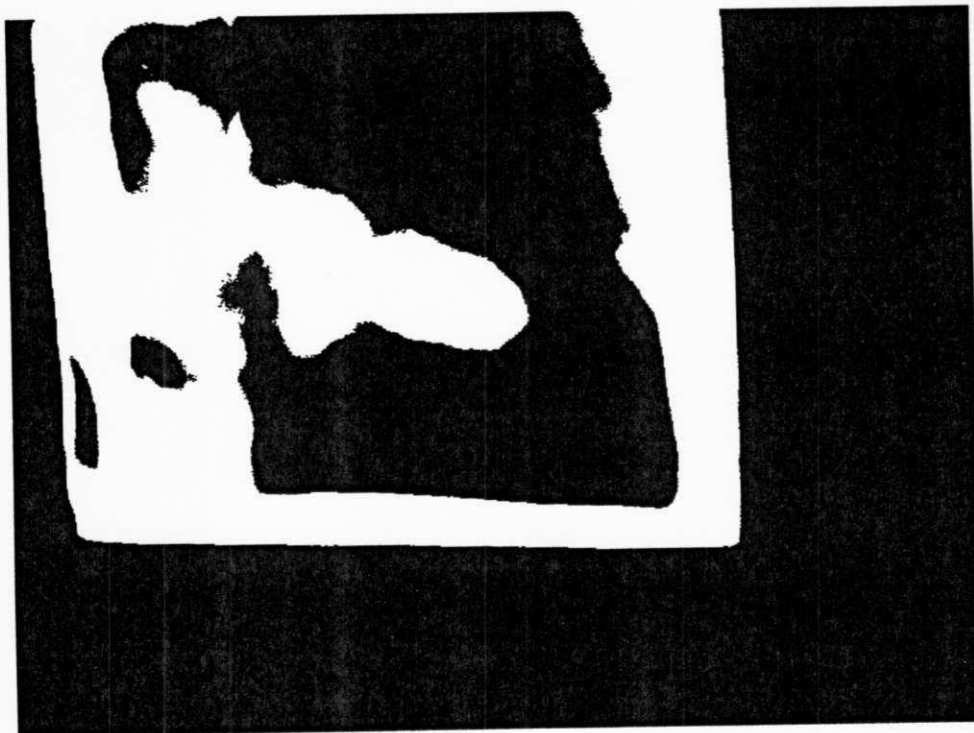


b)

**Figura 5.15:** a) imagem original, b) imagem segmentada

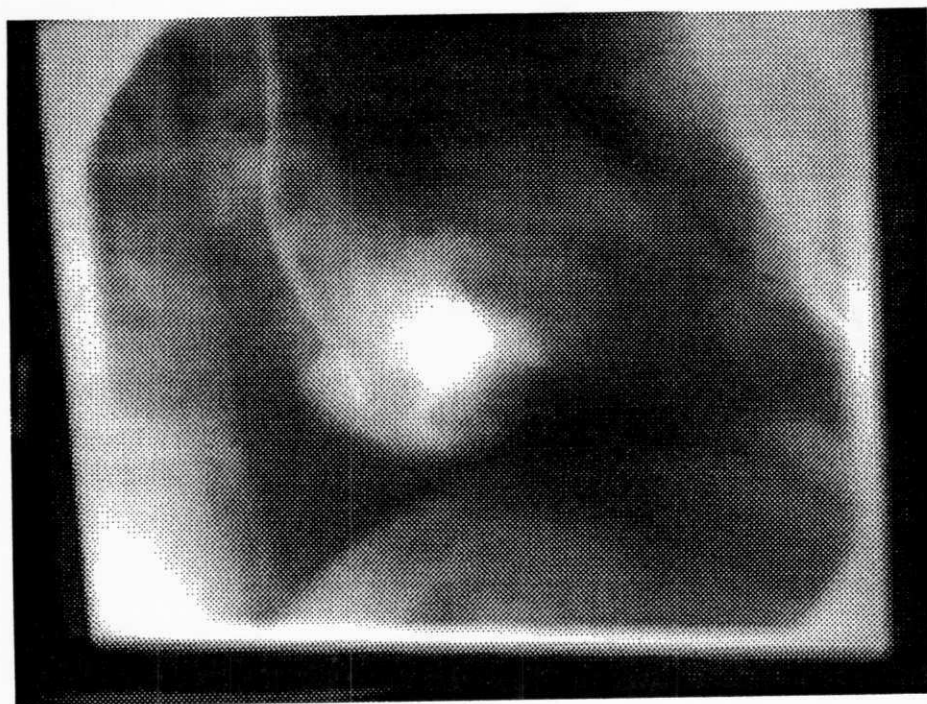


a)

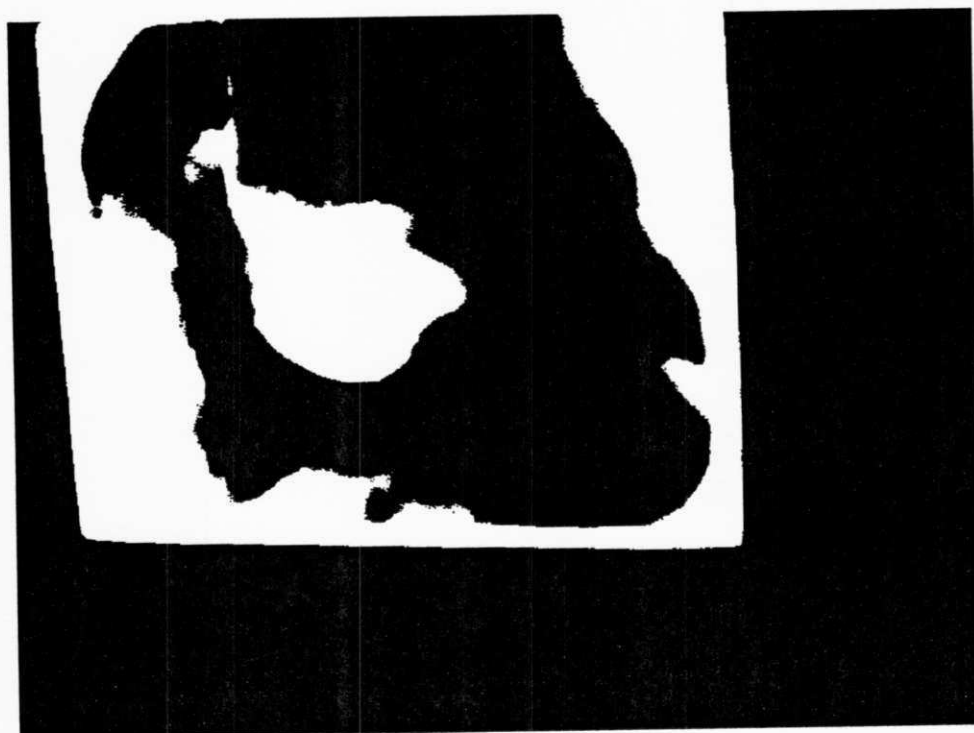


b)

**Figura 5.16:** a) imagem original, b) imagem segmentada



a)



b)

**Figura 5.17:** a) imagem original, b) imagem segmentada



No anexo A encontram-se os valores do  $t$  ótimo encontrado para 40 imagens de ventriculografia esquerda, sendo 20 em sístole e 20 em diástole. O  $t$  ótimo foi determinado em diferentes situações de pré-processamento. Os resultados obtidos visualmente mostraram que este deve incluir a equalização e um filtro de suavização, embora os resultados do pré-processamento tenham variado de acordo com as características das imagens originais, que indesejavelmente não eram uniformes.

A partir do isolamento do ventrículo esquerdo, pode-se realizar várias medições, com o objetivo de analisar a função ventricular. Tais procedimentos são descritos no capítulo seguinte.

## Capítulo 6

### A Avaliação da Função Ventricular Esquerda

No presente capítulo são descritos os parâmetros de avaliação da função ventricular esquerda, a partir da realização de uma ventriculografia cardíaca esquerda. Os valores de volume, fração de ejeção e massa ventriculares, calculados a partir das imagens de ventriculografia anteriormente obtidas e processadas, são apresentados.

#### 6.1 A Ventriculografia Cardíaca

Através da ventriculografia pode-se definir a anatomia dos ventrículos e estruturas correlacionadas em pacientes com patologias cardíacas congênitas, valvares, coronarianas e miocárdicas [GROS86].

A ventriculografia esquerda, em especial, fornece informações importantes sobre a função ventricular esquerda, sendo utilizada na determinação da função miocárdica desde o surgimento do estudo angiocardiográfico [BRIT91, BRIT92]. Apesar de existirem técnicas não invasivas para a determinação do volume e dimensões ventriculares, a angiografia contrastada ainda consiste num dos métodos mais aceitos e utilizados.

A partir de informações quantitativas obtidas no exame de cateterismo cardíaco, pode-se elaborar algumas considerações qualitativas sobre a função cardíaca. As medidas diretas das dimensões do ventrículo, da área e da espessura da parede permitem o cálculo da fração de ejeção, da massa e do volume ventriculares.

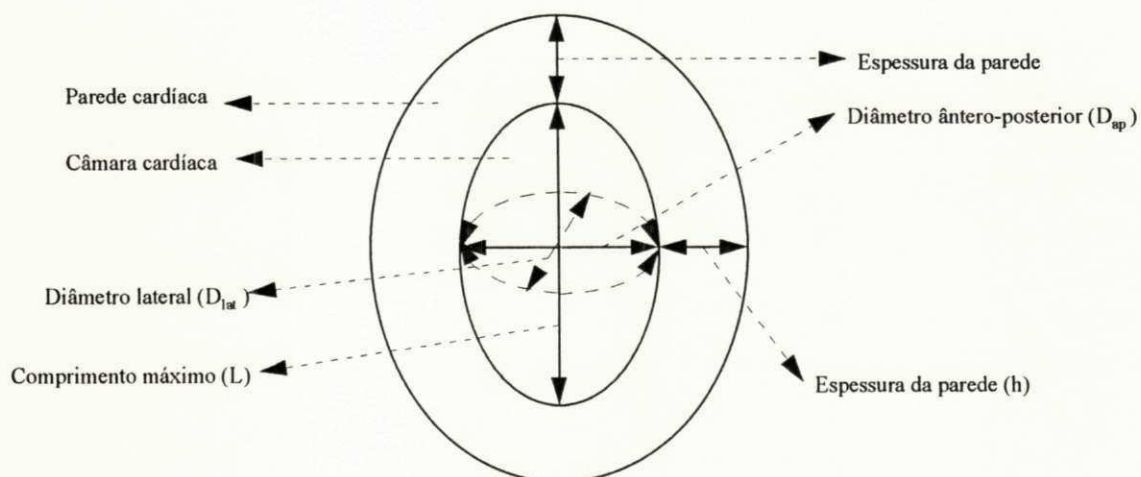
Em pacientes com doença arterial coronária, doença aórtica, alteração na válvula mitral, falha do ventrículo esquerdo ou cardiopatia congênita, a ventriculografia esquerda deve ser realizada rotineiramente [GROS86].

A ventriculografia cardíaca direita, por sua vez, também pode fornecer dados valiosos, principalmente em casos de doenças cardíacas congênitas.

## 6.2 Volume Ventricular Esquerdo

A primeira etapa para se calcular o volume ventricular, como qualquer outro parâmetro relativo ao ventrículo, consiste em isolar este do restante da imagem. Esta etapa foi descrita no capítulo anterior, na sessão de segmentação.

Com o objetivo de simplificar o cálculo, o ventrículo esquerdo pode ser aproximado, em sua forma, a um elipsóide de revolução, com um eixo maior e dois menores (Figura 6.1). Existem outras técnicas, baseadas na regra de Simpson, que não fazem suposições sobre a forma do ventrículo esquerdo [GROS86].



**Figura 6.1:** O ventrículo como um elipsóide

Neste trabalho, utilizou-se o método de área-comprimento desenvolvido por Dodge para cálculo do volume ventricular esquerdo [BRAU91, YANG76]. Aproximando o ventrículo de um elipsóide, Dodge estabelece que

$$V = \frac{4\pi}{3} (L/2) \cdot (D_{AP}/2) \cdot (D_{lat}/2)$$

onde,

$V$  - volume do ventrículo esquerdo em mililitros

$L$  - maior comprimento em centímetros

$D_{AP}$  e  $D_{lat}$  - diâmetros em centímetros, nas incidências ântero-posterior e lateral

Os diâmetros ( $D_{AP}$  e  $D_{lat}$ ) são calculados a partir da fórmula da área de uma elipse:

$$D = \frac{4A}{\pi L}$$

sendo  $A$  a área do ventrículo esquerdo em centímetros quadrados.

A área do ventrículo e o maior comprimento foram determinados automaticamente através do *software* para processamento de imagens *Global Lab Image* [DATA94].

Os métodos angiográficos bidimensionais utilizam imagens do ventrículo em duas incidências, geralmente OAD (obliqua anterior direita) em 30° e OAE (obliqua anterior esquerda) em 60°. Estes são superiores aos unidimensionais, mas em pacientes sem graves miocardiopatias, pode-se obter uma estimativa aceitável utilizando-se apenas uma única projeção.

Os métodos unidimensionais consideram os dois diâmetros do ventrículo esquerdo iguais, podendo, então, o volume ventricular ser calculado por

$$V = L \cdot D^2 \cdot \pi/6$$

substituindo o valor de  $D$ , tem-se

$$V = L \cdot \left( \frac{4A}{\pi L} \right)^2 \cdot \pi/6$$

$$V = \frac{8A^2}{3\pi L}$$

O método utilizado para cálculo do volume ventricular esquerdo neste trabalho foi o unidimensional, baseado na fórmula de Dodge, e com imagens na incidência OAD em 30°.

A obtenção de um volume ventricular mais próximo do real é conseguida a partir da aplicação de equações de regressão, que corrigem o volume ventricular calculado pelas fórmulas acima, excluindo os volumes das estruturas da parede cardíaca.

A equação de regressão usada foi a de Kennedy *et al* [GROS86], para métodos angiográficos unidimensionais na incidência OAD. Considerando a faixa etária adulta, é proposta a seguinte equação de regressão

$$V_c = 0,81V + 1,9$$

onde,

$V_c$  - volume corrigido

$V$  - volume da câmara cardíaca e da parede

O volume obtido durante o término da diástole é denominado volume diastólico final (VDF), e aquele obtido ao término da sístole, volume sistólico final (VSF). Em pessoas normais, o VDF varia de 120 a 130 ml, enquanto o VSF, de 50 a 60 ml. O volume de sangue ejetado na sístole, dado pela diferença entre o VDF e o VSF, é denominado volume sistólico (VS), e varia em torno de 70 ml.

O volume sistólico final pode cair até 10 a 30 ml, em contrações mais fortes do músculo cardíaco. Os volumes diastólicos finais também podem atingir 200 a 250 ml no coração normal, quando grandes quantidades de sangue chegam aos ventrículos durante a diástole [GUYT88]. Dessa forma, tanto pela diminuição no volume sistólico final, quanto pelo aumento no volume diastólico final, o volume sistólico pode ser

intensamente aumentado, sem que isto obrigatoriamente signifique uma alteração patológica.

Os valores para o VDF, VSF, bem como, para a massa e a fração de ejeção podem ser apresentados em relação à superfície corpórea (Tabela 6.1). Dubois desenvolveu uma fórmula para cálculo da superfície corpórea a partir do peso e altura do indivíduo [GROS86]:

$$SC = 0,007184 \cdot P^{0,425} \cdot A^{0,725}$$

onde,

*SC* - superfície corpórea em metros quadrados

*P* - peso em kilogramas

*A* - altura em centímetros

Quando o volume diastólico final do ventrículo esquerdo encontra-se muito aumentado, superior a 110 ml/m<sup>2</sup>, considera-se a função ventricular esquerda como diminuída [BRAU91].

### 6.3 Fração de Ejeção do Ventrículo Esquerdo

A fração de ejeção representa a razão entre o volume sistólico e o volume diastólico finais [BRAU91]:

$$FE = \frac{(VDF - VSF)}{VDF} = VS/VDF$$

onde,

*FE* - fração de ejeção

*DF* - volume diastólico final em mililitros

*SF* - volume sistólico final em mililitros

*S* - volume sistólico em mililitros

Os valores de fração de ejeção, normal e referentes a determinadas patologias cardíacas, podem ser vistos na Tabela 6.1.

## 6.4 Massa Ventricular Esquerda

A massa ventricular esquerda também pode ser avaliada por métodos angiocardiográficos. A medida da espessura da parede do ventrículo esquerdo, associada aos demais parâmetros usados no cálculo do volume, possibilita a estimativa da massa do ventrículo esquerdo.

A espessura da parede deve ser medida no final da diástole, na parede livre do ventrículo esquerdo, a cerca de dois terços da distância da valva aórtica ao ápice do coração, em uma incidência AP (ântero-posterior) ou OAD. Assume-se uma espessura de parede uniforme ao longo de todo o ventrículo [GROS86].

Devido a não visualização exata da parede ventricular nas imagens obtidas, foi considerada, para fins de cálculo da massa, a espessura média da parede, que é de  $10,9 \pm 2,0$  mm [BRAU91].

O volume total do ventrículo esquerdo e da parede, considerando a aproximação com um elipsóide, e imagens unidimensionais, é dada por:

$$V_{C+P} = \frac{\pi}{6} (L + 2h) \left( \frac{4A}{\pi L} + 2h \right)^2$$

onde,

$V_{C+P}$  - volume total do ventrículo e da parede em mililitros

$L$  - maior eixo em centímetros

$h$  - espessura da parede em centímetros

Aplicando-se a equação de regressão sobre o volume diastólico final, obtém-se a exclusão dos músculos papilares e cordoalhas tendíneas do ventrículo. Subtraindo-se o volume diastólico final corrigido (volume da câmara) do  $V_{C+P}$ , tem-se o volume da parede.

$$MVE = 1,050V_P = 1,050(V_{C+P} - VDFC)$$

onde,

$MVE$  - massa ventricular esquerda em gramas

1,050 - densidade específica do músculo cardíaco

$V_P$  - volume da parede em mililitros

$V_{C+P}$  - volume total do ventrículo e da parede em mililitros

$VDFC$  - volume diastólico final corrigido em mililitros

A espessura da parede pode ser medida de forma mais acurada pela ecocardiografia e utilizada para cálculo da massa ventricular esquerda.

Na tabela 6.1 encontram-se o valor normal considerado para a massa ventricular esquerda, bem como alguns valores esperados em situações de patologias cardíacas específicas [BRAU91].

Grupo de Pacientes	VDF (ml/m <sup>2</sup> )	VS (ml/m <sup>2</sup> )	Massa (g/m <sup>2</sup> )	FE
normal	70 ± 20,0	45 ± 13,0	92 ± 16,0	0,67 ± 0,08
estenose aórtica	84 ± 22,9	44 ± 10,1	172 ± 32,7	0,56 ± 0,17
insuficiência aórtica	193 ± 55,4	92 ± 30,9	223 ± 73,0	0,56 ± 0,13
estenose e insuficiência aórticas	138 ± 36,5	75 ± 19,1	231 ± 56,9	0,53 ± 0,10
estenose mitral	83 ± 21,2	43 ± 11,9	98 ± 24,1	0,57 ± 0,14
insuficiência mitral	160 ± 53, 1	87 ± 21,3	166 ± 49,9	0,47 ± 0,10
estenose e insuficiência mitrais	106 ± 34,4	58 ± 14,7	119 ± 27, 8	0,57 ± 0,12
miocardiopatia	199 ± 75,7	44 ± 14,5	145 ± 27,6	0,25 ± 0,09

**Tabela 6.1:** Valores referenciais de volumes, massa e fração de ejeção do ventrículo esquerdo



## 6.5 Resultados dos Volumes, Fração de Ejeção e Massa

Os volumes ventriculares (diastólico final, sistólico final e sistólico), fração de ejeção e massa foram calculados para 10 imagens, em sístole e diástole, de ventriculografia esquerda (Tabelas 6.2 e 6.3).

Na determinação da equivalência entre o número de *pixels* na imagem e as dimensões reais do coração, usou-se como elemento calibrador o maior diâmetro do cateter (0,27 cm). Marcando-se diretamente na imagem, com o auxílio de um *mouse*, os limites do diâmetro do cateter, e informando-se o seu valor, o *software Global Lab Image* realiza a calibração do sistema de forma automática [DATA94]. A calibração pode ser feita, também, utilizando-se para tal uma esfera metálica, de dimensões conhecidas, que deve ser filmada em cada exame pelo médico hemodinamicista. No entanto, não foi encontrado, entre os filmes disponíveis, nenhum que incluísse esta esfera, para que pudesse ser usada na calibração.

Para fins de comparação com a Tabela 6.1, os valores calculados foram também determinados em relação à superfície corpórea (Tabela 6.4). Por não se ter disponível o peso e a altura dos pacientes, considerou-se uma superfície corpórea média de 1,70 m<sup>2</sup> [GUYT88].

	A Diástole (cm <sup>2</sup> )	L Diástole (cm)	A Sístole (cm <sup>2</sup> )	L Sístole (cm)	VDF (ml)	VSF (ml)
<b>Imagem1</b>	62,67	10,83	33,24	8,58	308,10	109,41
<b>Imagem2</b>	42,95	10,83	32,69	10,94	144,60	82,95
<b>Imagem3</b>	61,03	9,97	39,79	9,45	317,12	142,36
<b>Imagem4</b>	57,92	10,94	39,14	12,43	260,35	104,66
<b>Imagem5</b>	49,85	10,49	28,38	9,37	201,23	73,01
<b>Imagem6</b>	50,10	9,87	32,07	9,09	215,96	96,09
<b>Imagem7</b>	42,94	9,46	35,62	8,06	165,63	133,72
<b>Imagem8</b>	63,90	10,91	31,86	8,52	317,77	101,20
<b>Imagem9</b>	50,17	9,45	18,60	8,36	226,24	35,15
<b>Imagem10</b>	73,51	11,50	49,42	11,01	399,06	188,40

A Diástole - área do ventrículo em diástole

A Sístole - área do ventrículo em sístole

VDF - volume diastólico final

L Diástole - maior eixo do ventrículo em diástole

L Sístole - maior eixo do ventrículo em sístole

VSF - volume sistólico final

**Tabela 6.2:** Valores calculados de área, maior eixo e volume em sístole e diástole

	VDFC (ml)	VSFC (ml)	VS (ml)	FE	V <sub>C+P</sub> (ml)	V <sub>C+PC</sub> (ml)	MVE (g)
Imagem1	251,46	90,52	160,94	0,64	621,33	505,18	266,41
Imagem2	119,03	69,09	49,94	0,42	356,03	290,28	179,82
Imagem3	258,76	117,21	141,55	0,55	632,81	514,48	268,50
Imagem4	212,79	86,67	126,11	0,59	546,74	444,76	243,57
Imagem5	164,89	61,03	103,86	0,63	449,58	366,06	211,23
Imagem6	176,83	79,74	97,09	0,55	471,41	383,74	217,26
Imagem7	136,06	110,21	25,85	0,19	386,35	314,85	187,73
Imagem8	259,29	83,87	175,42	0,68	636,65	517,58	271,21
Imagem9	185,16	30,37	154,79	0,84	486,84	396,24	221,64
Imagem10	325,14	154,51	170,63	0,52	762,90	619,85	309,45

VDFC - volume diastólico final corrigido

VSFC - volume sistólico final corrigido

VS - volume sistólico

FE - fração de ejeção

V<sub>C+P</sub> - volume da câmara ventricular esquerda mais o volume de paredeV<sub>C+PC</sub> - volume da câmara ventricular esquerda mais o volume de parede corrigido

MVE - massa ventricular esquerda

**Tabela 6.3:** Valores calculados de volume, fração de ejeção e massa ventriculares

	VDFC (ml/m <sup>2</sup> )	VSFC (ml/m <sup>2</sup> )	VS (ml/m <sup>2</sup> )	FE	V <sub>C+P</sub> (ml/m <sup>2</sup> )	V <sub>C+PC</sub> (ml/m <sup>2</sup> )	MVE (g/m <sup>2</sup> )
Imagem1	148,70	54,03	94,67	0,64	365,49	297,95	92,18
Imagem2	70,80	41,42	29,37	0,41	209,43	171,54	62,22
Imagem3	153,00	69,73	83,26	0,54	372,24	303,424	92,91
Imagem4	125,95	51,77	74,18	0,59	321,61	262,415	84,28
Imagem5	97,78	36,68	61,09	0,62	264,46	216,11	73,09
Imagem6	104,80	47,69	57,11	0,54	277,30	226,51	75,18
Imagem7	80,82	65,61	15,20	0,19	227,27	185,99	64,96
Imagem8	153,31	50,12	103,19	0,67	374,50	305,24	93,84
Imagem9	109,70	18,65	91,05	0,83	286,38	233,87	76,69
Imagem10	192,04	91,67	100,37	0,52	448,76	365,40	107,08

**Tabela 6.4:** Valores calculados de volume, fração de ejeção e massa ventriculares em relação à superfície corpórea

Comparando-se os resultados da Tabela 6.4 com os valores da Tabela 6.1, pode-se observar que os mesmos estão incluídos em alguns dos intervalos apresentados - normal ou específico de alguma patologia cardíaca.

## **Capítulo 7**

### **O Projeto da Interface do Sistema**

Neste capítulo é apresentado o projeto da interface gráfica do sistema. Inicialmente discute-se a relação usuário-interface-sistema. Em seguida caracteriza-se os usuários do sistema, descreve-se a interface e, por último, são exibidas algumas telas principais do projeto.

#### **7.1 Introdução**

Sistemas de processamento de imagens são, geralmente, ferramentas desenvolvidas para atender às mais variadas necessidades dos mais diferentes tipos de usuários. Suas interfaces são, pois, genéricas e voltadas a usuários que entendem pelo menos um pouco sobre processamento de imagens. Quando utilizadas por profissionais de outras áreas do conhecimento, como medicina, tornam-se de difícil compreensão. Mesmo que os mesmos saibam que aquela ferramenta deverá satisfazer suas necessidades, não sabem como o fazer.

O sistema em questão, portanto, tem como finalidade principal satisfazer às necessidades de um conjunto específico de usuários, os médicos hemodinamicistas, com a funcionalidade mínima necessária à realização de seus trabalhos e uma interface que torne mais intuitiva a utilização do sistema. Com uma interface simples e de fácil manuseio, pretende-se fornecer aos médicos uma forma prática para a análise das imagens.

Uma vez que a funcionalidade do sistema já estava bem definida, as características dos usuários determinadas e compreendidas, e testes sendo realizados durante o desenvolvimento do projeto, a implementação da interface não afetou, em termos de tempo e esforço dispendidos, o desenvolvimento do trabalho global.

Como toda interface homem-máquina, esta foi desenvolvida com a finalidade de reduzir as taxas de erros dos usuários, o tempo de execução das tarefas, bem como a monotonia do trabalho dos usuários.

## **7.2 Características dos Usuários**

A classe de usuários do presente sistema é bem definida: médicos hemodinamicistas. Alguns deles já possuem experiência no uso de computadores e outros não. Particularmente, os médicos que cooperam no desenvolvimento deste trabalho já utilizam o computador em seus ambientes de trabalho bem como em suas residências. São usados computadores PCs 386 e superiores, com o sistema operacional MS-DOS e o ambiente operacional Windows. Os usuários do sistema não necessitam de conhecimentos prévios na área de processamento digital de imagens.

No caso desse sistema, os usuários irão interagir com alguma frequência. As imagens armazenadas durante os exames são examinadas após os mesmos pelo próprio médico que realizou o exame, bem como por outros médicos presentes, para obtenção do diagnóstico.

Portanto, os usuários podem ser caracterizados como inexperientes, visto que o sistema é uma inovação, ocasionais no caso de alguns médicos e regulares no caso de outros [SHNE87].

## **7.3 Descrição da Interface**

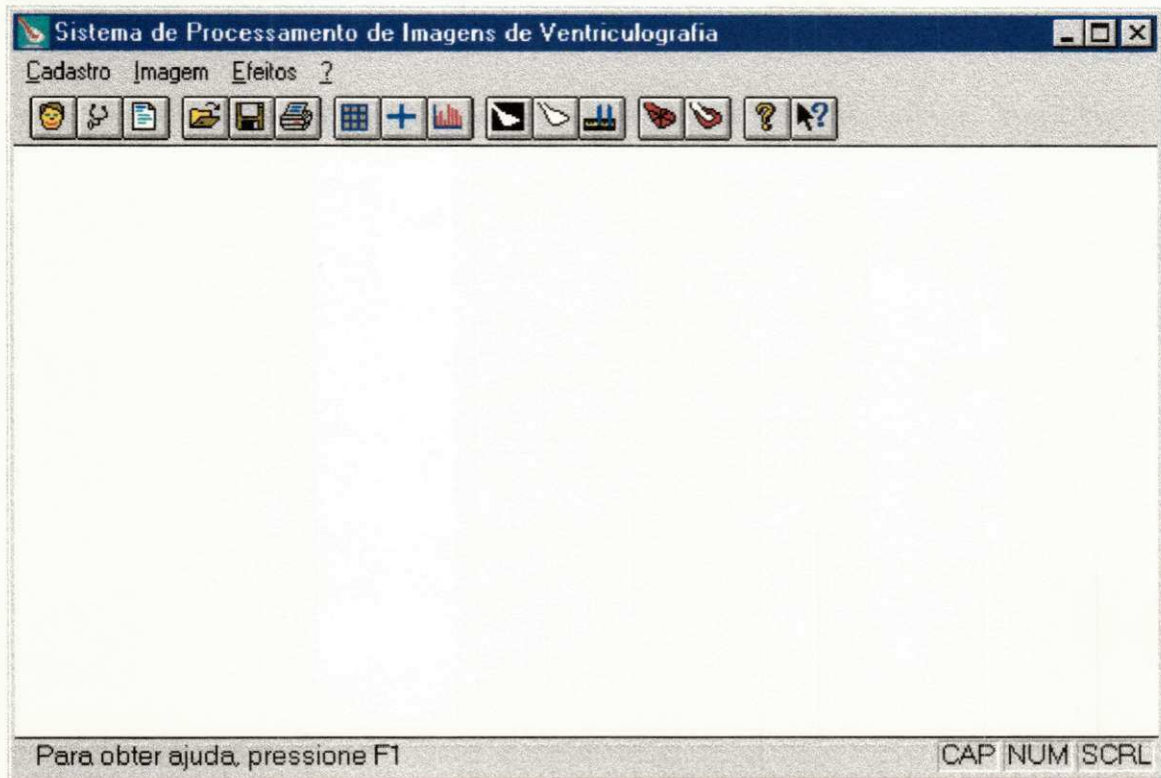
A interface em questão seguirá o padrão de interfaces do Sistema Operacional Windows, uma vez que os usuários aos quais ela se destina já se encontram bastante familiarizados com o mesmo.

A interface pode ser instalada facilmente por qualquer usuário que já tenha um pouco de conhecimento em computador.

A navegação na interface é bastante simples. Utilizando o *mouse* para apontar e selecionar opções de menu ou da barra de ferramentas, ou o teclado para acionar as teclas de atalho, o usuário pode percorrer toda a interface rapidamente e sem grandes dificuldades.

O estilo de diálogo escolhido foi o de seleção por menus, visto que uma interface orientada a menus é bastante indicada no caso de usuários inexperientes. Foram tornadas disponíveis teclas de atalho, prevendo-se a aquisição de experiência pelos usuários no decorrer do tempo, e a monotonia do estilo de diálogo principal escolhido quando da aquisição de prática [SHNE87]. A Figura 7.1 mostra a primeira tela do sistema com os itens de menu principais. No anexo B podem ser encontradas as demais telas do sistema.

A informação é apresentada em telas ou formulários que devem ser preenchidos pelo usuário com as solicitações requeridas (Figura 7.2). Cada formulário contém apenas as informações necessárias evitando-se, assim, a sobrecarga de informação na tela [SHNE87].

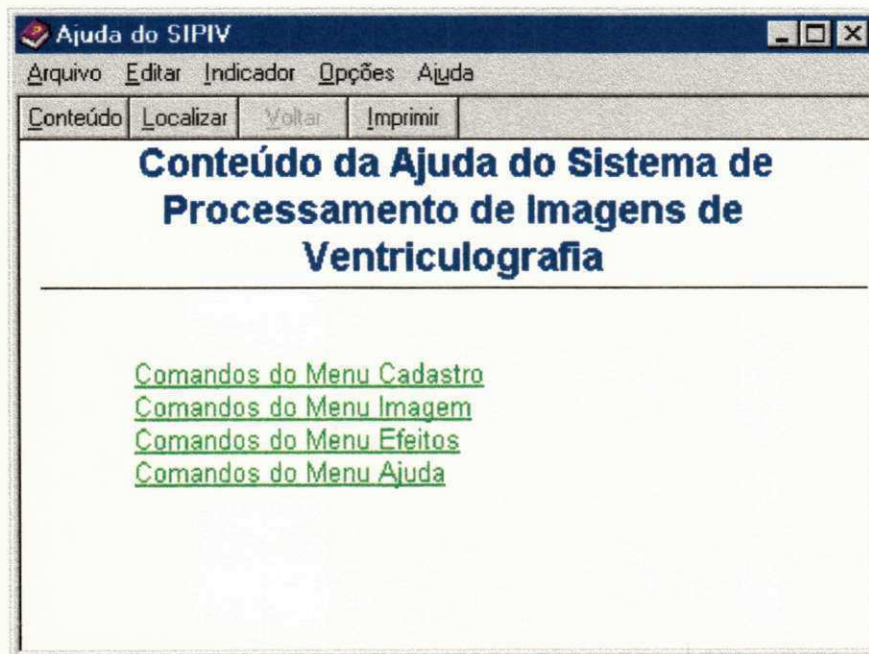


**Figura 7.1:** Tela principal do sistema

Volume Ventricular Sistólico:	<input type="text"/>	OK
Volume Ventricular Diastólico:	<input type="text"/>	Cancelar
Fração de Ejeção:	<input type="text"/>	Calcular
		Ajuda

**Figura 7.2:** Formulário para cálculo da fração de ejeção

Os métodos de ajuda disponíveis são bem variados. Existe um item no menu principal, onde o usuário pode encontrar um índice geral (Figura 7.3) sobre todas as informações tratadas, e uma opção na barra de ferramentas (Figura 7.4), ajuda contextual, que fornece ajuda sobre um item de menu, item da barra de ferramentas, caixa de diálogo, etc.. Além dos documentos de ajuda *on-line*, existem mensagens exibidas durante a utilização da interface, que alertam o usuário sobre possíveis erros cometidos e indicam um caminho certo para correção do erro [TURN92].



**Figura 7.3:** Índice geral da ajuda *on-line*



**Figura 7.4:** Barra de ferramentas

Os dispositivos periféricos de entrada e/ou saída utilizados para manuseio da interface são teclado, mouse, vídeo e impressora. Todos bastante familiares ao usuário, pois são padrões para qualquer microcomputador.

A documentação proposta são manuais com informações textuais e visuais, como figuras das telas, contendo informações úteis ao usuários para guiá-lo na instalação, utilização e procedimentos em caso de problemas com o produto [TURN92]. Dessa forma, podemos dividir a documentação proposta nas seguintes partes:

- Manual de Instalação: manual contendo todas as informações necessárias para instalação do sistema, informações para iniciar o usuário na utilização do sistema e informações para contato com o projetista em caso de quaisquer problemas.
- Manual de Usuário: manual contendo todas as informações necessárias para um completo aprendizado do usuário sobre o sistema, além de informações específicas sobre o processamento digital de imagens, com orientações sobre a aplicação das diversas técnicas.
- Guia Rápido de Usuário: guia de referência para eventuais dúvidas do usuário experiente.

A interface desenvolvida foi apresentada ao médico hemodinamicista participante deste trabalho, o qual conseguiu localizar facilmente as tarefas desejadas tanto através dos menus quanto da barra de ferramentas.

Para usuários inexperientes, proveu-se uma série de menus e itens de menus que tornam simples a navegação por toda a interface, além das diversas opções de ajuda *on-line* e documentação disponíveis ao usuário. Quando adquirida alguma experiência, os usuários poderão tornar mais rápidas suas tarefas através do conjunto de teclas de atalho e da barra de ferramentas.



## Capítulo 8

### Conclusões e Trabalhos Futuros

Neste capítulo são apresentadas as conclusões a respeito dos resultados obtidos com a metodologia proposta, fazendo-se considerações sobre as possíveis contribuições, bem como, as limitações deste estudo. Algumas sugestões para possíveis extensões deste trabalho foram elaboradas.

#### 8.1 Conclusões

O processamento digital das imagens de ventriculografia esquerda permitiu o isolamento do ventrículo esquerdo das demais estruturas. As imagens segmentadas foram submetidas à apreciação de médicos hemodinamicistas, que as consideraram satisfatórias quanto à definição da região correspondente ao ventrículo.

As imagens utilizadas neste trabalho não foram obtidas em condições ótimas, devido a limitações dos equipamentos, câmera de vídeo e placa digitalizadora, disponíveis para a aquisição, os quais não possuíam características técnicas profissionais.

As limitações de *hardware* e *software* também impuseram restrições ao processamento das imagens, que normalmente requer recursos computacionais mais poderosos. Tais limitações refletiram-se tanto na fase de desenvolvimento, como na fase de execução dos procedimentos.

Os volumes, a fração de ejeção e a massa ventriculares, calculados para a avaliação da função ventricular esquerda, foram validados ao serem comparados com valores referenciais da literatura determinados em estudos angiográficos com vários pacientes. A determinação parcialmente automática desses parâmetros resultou em maior

eficiência, rapidez e confiabilidade em relação às medições realizadas manualmente pelo especialista.

Mesmo dentro de uma estrutura com deficiências, a automatização de certas tarefas - neste trabalho, em particular, os cálculos de parâmetros relativos à avaliação da função ventricular esquerda - mostrou ser viável.

## 8.2 Trabalhos Futuros

Como possíveis extensões deste estudo, sugere-se a realização de alguns trabalhos futuros que abordem as seguintes questões:

- Força ventricular esquerda e movimentação da parede ventricular

A análise da força ventricular esquerda e da movimentação da parede ventricular seriam interessantes como extensão a este trabalho. A força ventricular esquerda pode ser calculada a partir das dimensões da cavidade ventricular, espessura da parede e pressão. Os dois primeiros parâmetros já foram calculados no presente trabalho; o registro da pressão intraventricular é feito rotineiramente durante o exame, não havendo, portanto, problemas na sua determinação. A movimentação da parede ventricular pode ser determinada a partir da detecção dos contornos do endocárdio, em sístole e em diástole, possibilitando a identificação de alterações na contratilidade de alguns segmentos cardíacos.

- Processamento de imagens angiográficas coronarianas

Outro aspecto a ser considerado, como extensão deste estudo, é o processamento digital de imagens dos vasos coronarianos. Com este trabalho poderia-se detectar e avaliar lesões estenóticas (estreitamentos) das artérias coronarianas. Auxiliando, assim, os especialistas nesta tarefa de importância fundamental no cateterismo cardíaco, pois dela dependerá o planejamento da conduta terapêutica.

- **Aquisição direta das imagens**

Um módulo para aquisição direta das imagens, a partir do equipamento de hemodinâmica, possibilitaria a aquisição das imagens em “tempo real”, isto é, durante a realização do exame. Além de eliminar algumas distorções próprias da atual forma de aquisição, através de câmera de vídeo, a partir de uma imagem projetada em tela.

- **Sistema de banco de dados**

Um sistema de banco de dados poderia ser integrado ao sistema de processamento de imagens, criando-se assim um banco de dados onde estariam disponíveis as informações sobre os pacientes, médicos, laudos dos exames e as imagens angiocardiógráficas. A interface proposta neste trabalho já prevê esta integração.

## Anexo A

### Tabelas com as Regiões de Interesse e $t$ Ótimo

Imagem	Região de Interesse			
	$x1^*$	$y1^*$	$x2^{**}$	$y2^{**}$
PR1S	185	135	470	340
PR1D	170	110	480	370
PR2S	260	80	570	340
PR2D	270	115	540	380
PR3S	195	100	485	310
PR3D	190	70	490	315
PR4S	200	140	415	295
PR4D	226	137	454	346
PR5S	176	77	401	267
PR5D	188	85	453	311
PR6S	137	83	365	233
PR6D	137	83	481	279
PR7S	177	114	484	284
PR7D	167	81	484	284
PR8S	187	105	465	290
PR8D	182	101	467	301
PR9S	176	143	446	328
PR9D	174	152	444	337
PR10S	183	116	382	285
PR10D	185	99	443	339
PR11S	164	113	409	317
PR11D	179	108	390	332
PR12S	184	66	451	266
PR12D	193	88	461	315
PR13S	182	72	382	279
PR13D	193	115	425	321
PR14S	222	115	426	277
PR14D	211	93	509	356
PR15S	202	101	494	340
PR15D	178	101	494	349
PR16S	238	109	459	280
PR16D	238	109	514	339
PR17S	209	119	462	308
PR17D	188	78	477	336
PR18S	188	124	401	322
PR18D	155	65	484	322
PR19S	204	76	480	290
PR19D	204	76	493	303
PR20S	169	114	389	307
PR20D	169	114	423	361

\*  $(x1,y1)$  são as coordenadas do canto superior esquerdo da região de interesse.

\*\*  $(x2,y2)$  são as coordenadas do canto inferior direito da região de interesse.

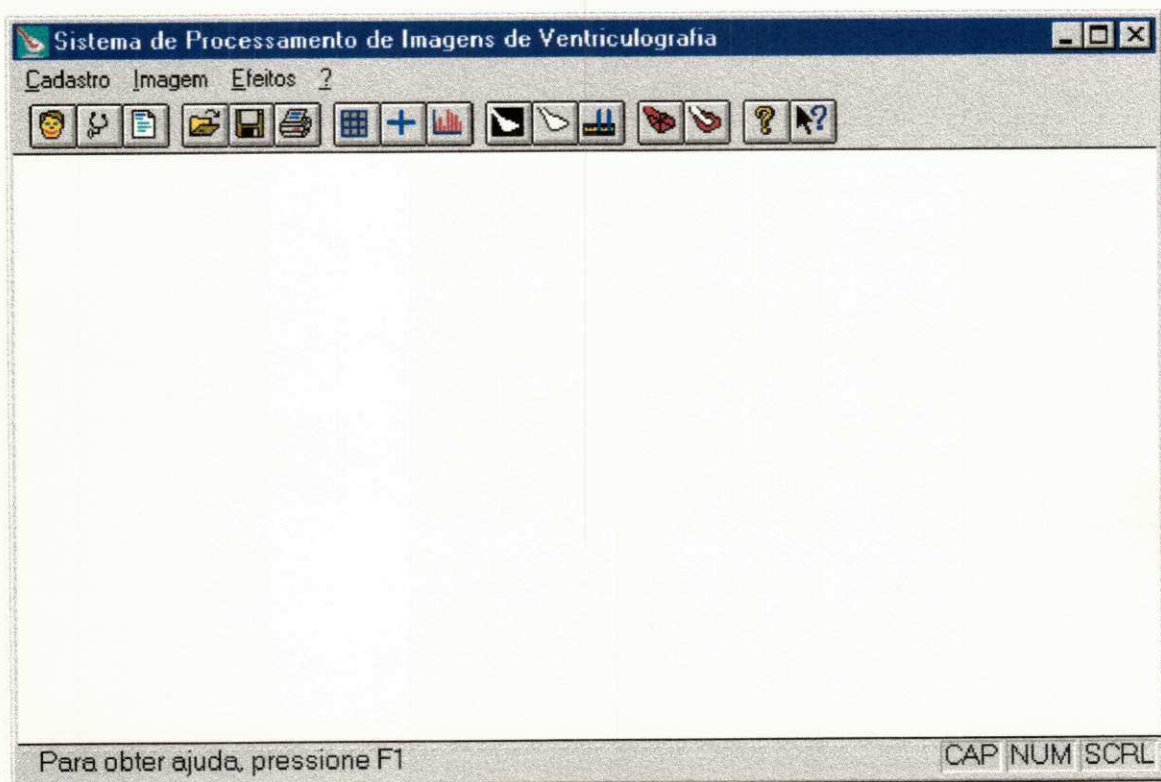
Imagem	Valor Ótimo de $t$					
	sem filtros	com equalização	com média (3x3)	com mediana	com equalização e média (3x3)	com equalização e mediana
PR1S	156	167	156	202	169	167
PR1D	170	142	170	170	143	142
PR2S	202	154	203	202	155	154
PR2D	216	158	216	216	159	158
PR3S	196	146	196	196	147	146
PR3D	190	142	190	190	144	142
PR4S	212	126	213	212	157	126
PR4D	216	130	216	160	132	130
PR5S	166	147	166	166	190	147
PR5D	168	142	168	168	145	142
PR6S	142	132	197	142	167	132
PR6D	156	130	156	156	131	130
PR7S	140	142	193	140	144	142
PR7D	150	152	207	206	199	197
PR8S	202	167	202	202	211	167
PR8D	200	162	153	200	165	162
PR9S	174	132	174	174	133	132
PR9D	130	159	168	168	161	159
PR10S	188	147	189	188	148	147
PR10D	128	142	183	128	184	142

Imagem	valor ótimo de <i>t</i>					
	sem filtros	com equalização	com média (3x3)	com mediana	com equalização e média (3x3)	com equalização e mediana
PR11S	228	146	229	228	149	146
PR11D	228	170	229	228	172	170
PR12S	228	194	180	180	157	158
PR12D	192	150	193	192	153	150
PR13S	154	129	154	154	163	129
PR13D	206	142	206	206	175	174
PR14S	188	166	188	188	168	166
PR14D	182	146	183	182	148	146
PR15S	222	126	222	222	129	126
PR15D	188	150	228	228	153	150
PR16S	204	178	204	204	147	146
PR16D	184	154	185	184	156	154
PR17S	174	158	174	174	159	158
PR17D	166	138	166	166	141	138
PR18S	214	174	215	214	175	174
PR18D	178	150	178	178	151	150
PR19S	158	132	159	158	166	162
PR19D	218	159	218	218	133	134
PR20S	210	147	210	210	187	147
PR20D	156	142	156	156	142	142

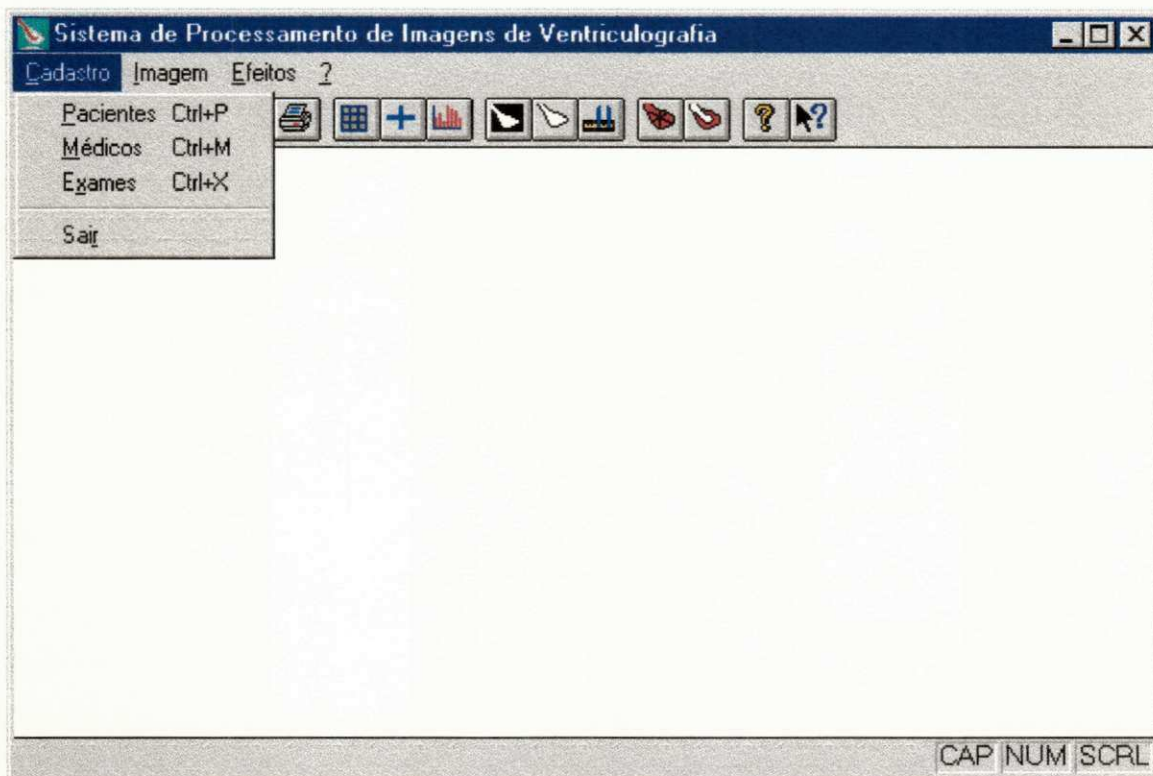
## Anexo B

### As Telas da Interface Gráfica do Sistema

Tela Principal



## Opções do Menu Cadastro



## Caixa de Diálogo Cadastro de Pacientes

The "Cadastro de Pacientes" dialog box contains the following fields and controls:

- Número do Prontuário:
- Nome do Paciente:
- Sexo:  Idade:  Peso:  Altura:
- Data de Nascimento:  N. Identidade:
- Histórico:

Buttons on the right side of the dialog:

- OK
- Cancelar
- Procurar
- Excluir
- Ajuda



## Caixa de Diálogo Cadastro de Médicos

**Cadastro de Médicos**

Nome:

Endereço:

Bairro:  Cidade:

Telefone:

OK

Cancelar

Procurar

Excluir

Ajuda

## Caixa de Diálogo Cadastro de Exames

**Cadastro de Exames**

Número do Exame:

Número do Prontuário:

Médico requisitante:

Médico hemodinamicista:

Imagens:

Laudo:

OK

Cancelar

Procurar

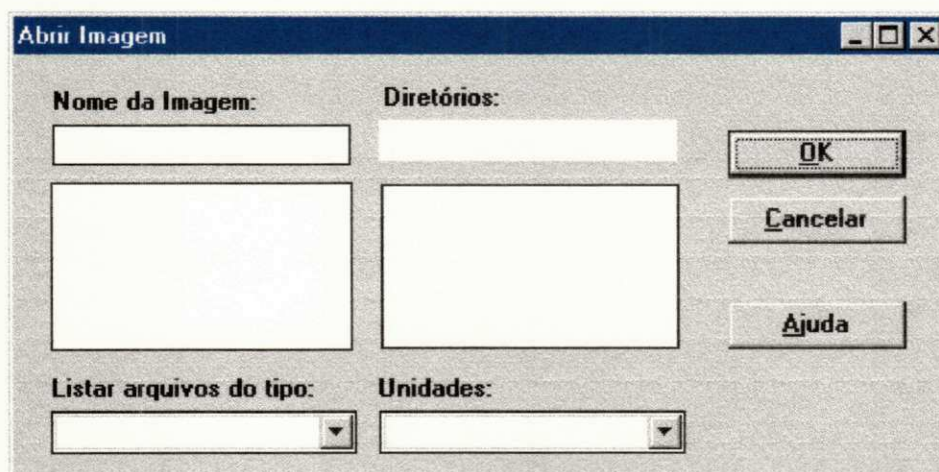
Excluir

Ajuda

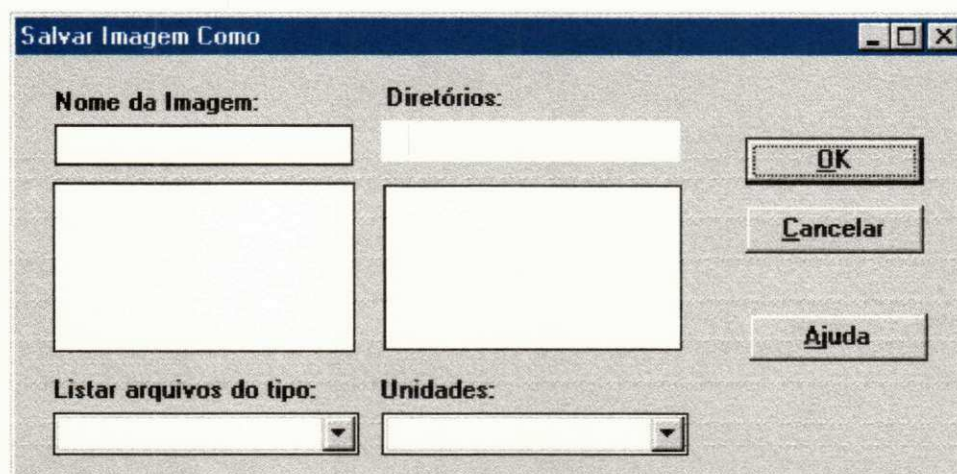
## Opções do Menu Imagem



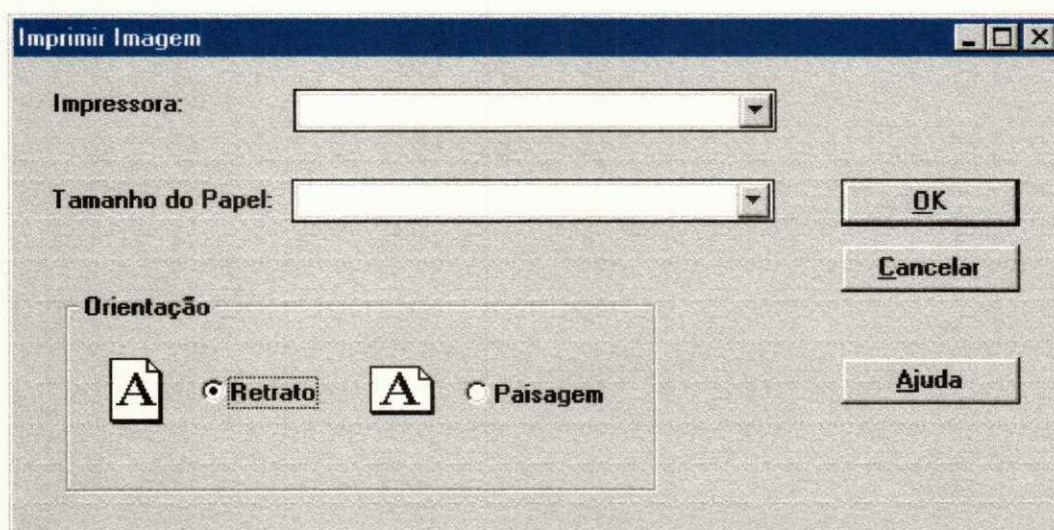
## Caixa de Diálogo Abrir Imagem



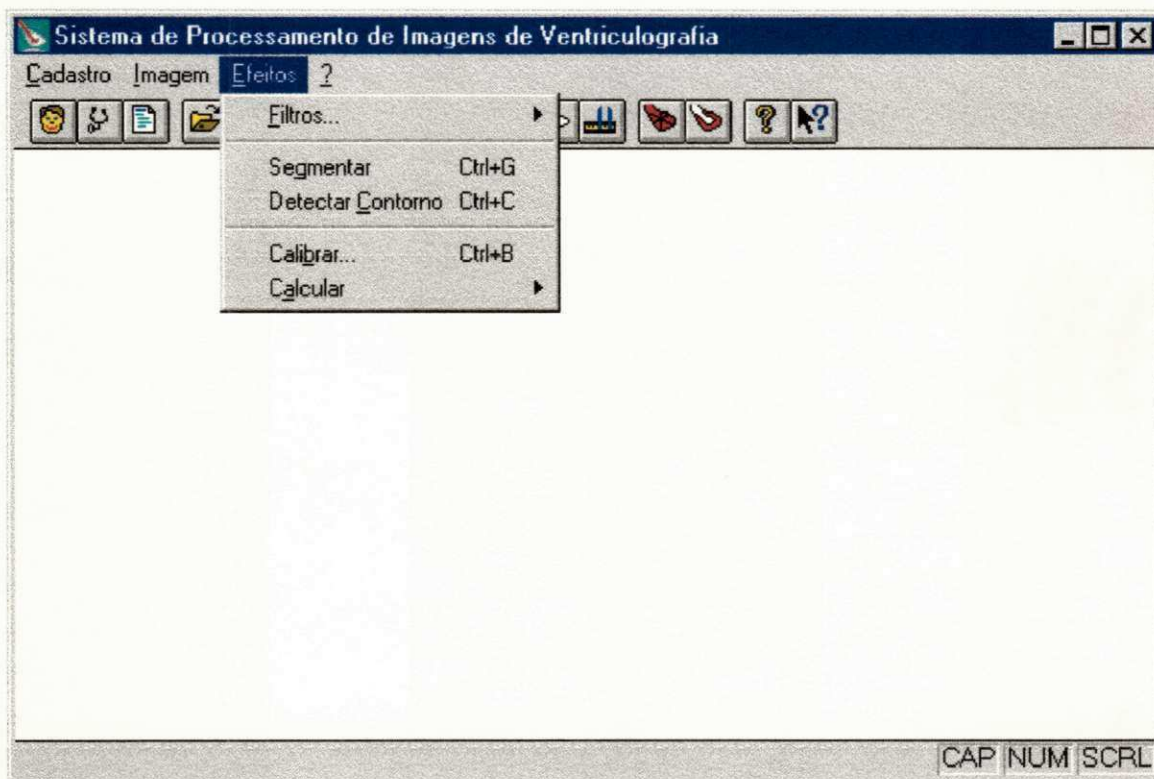
## Caixa de Diálogo Salvar Imagem Como



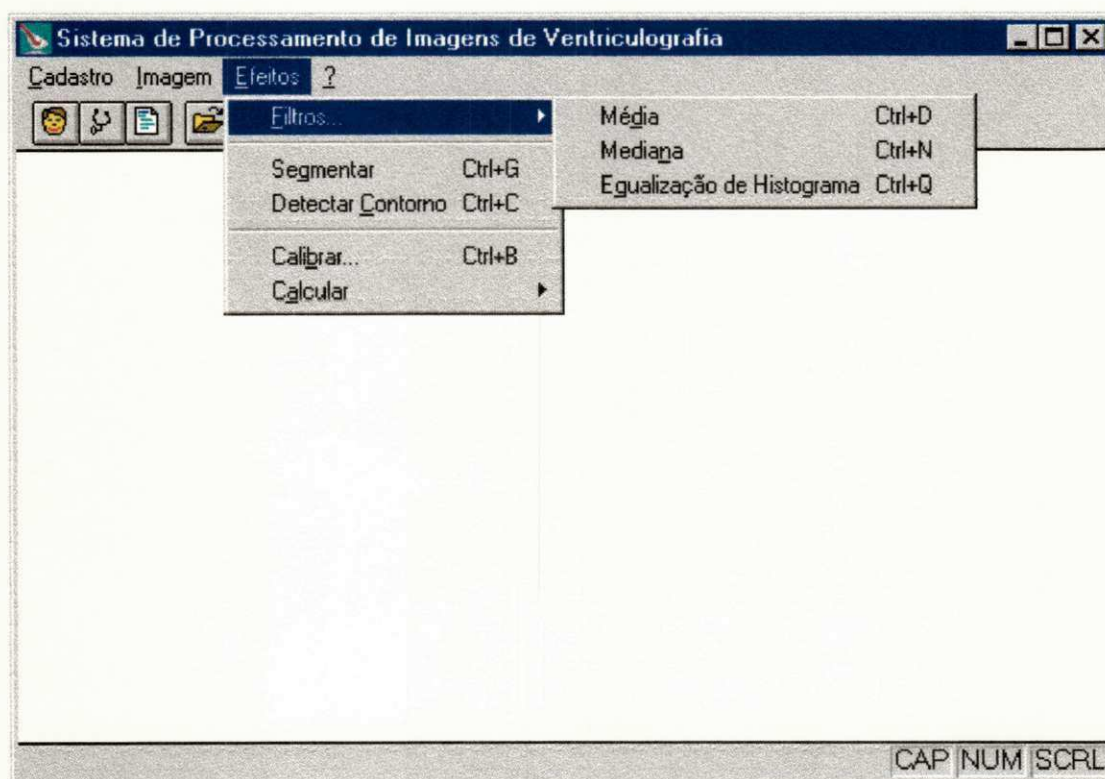
## Caixa de Diálogo Imprimir Imagem



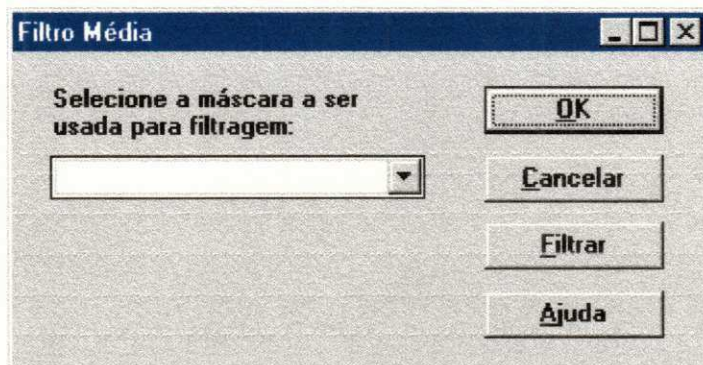
## Opções do Menu Efeitos



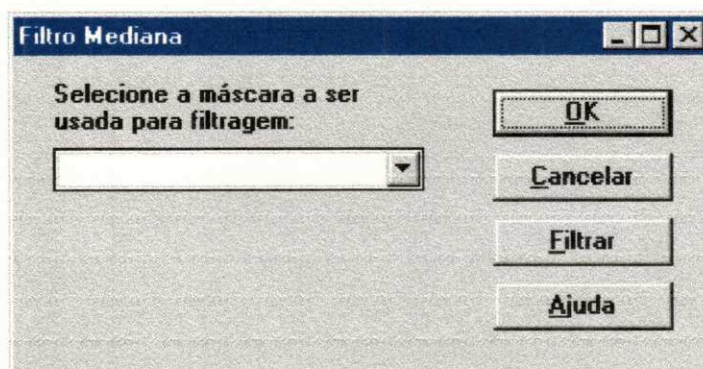
## Opções do Menu Filtros



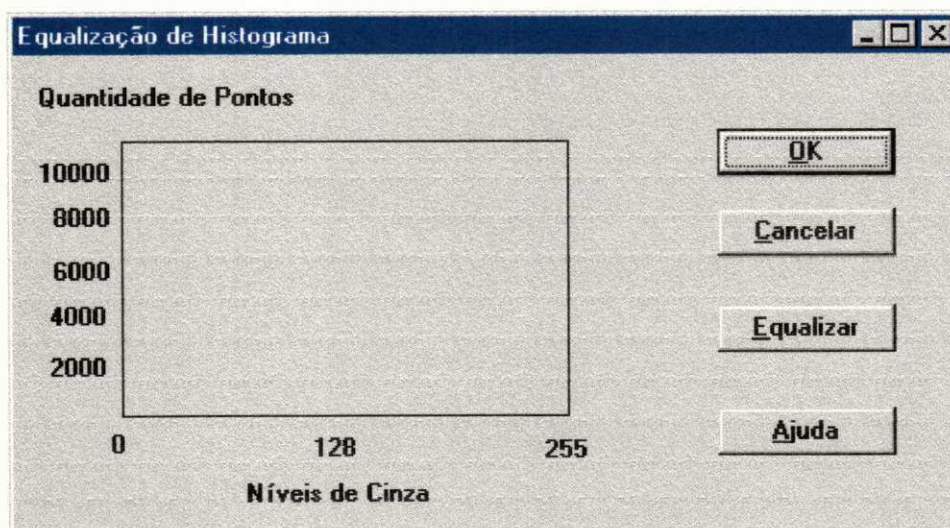
Caixa de Diálogo Filtro Média



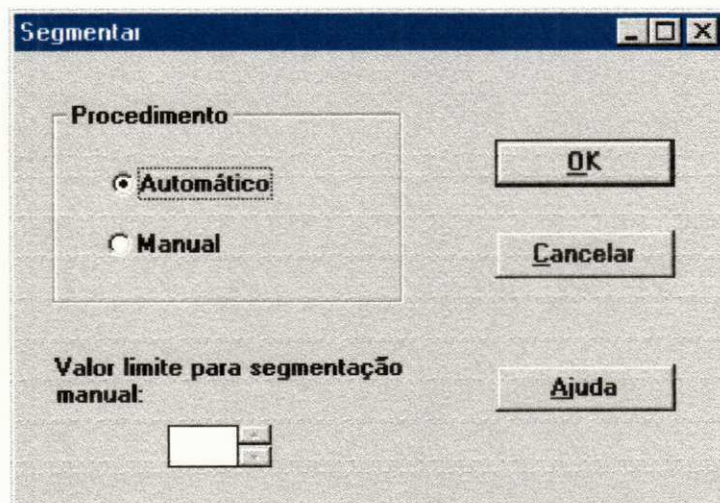
Caixa de Diálogo Filtro Mediana



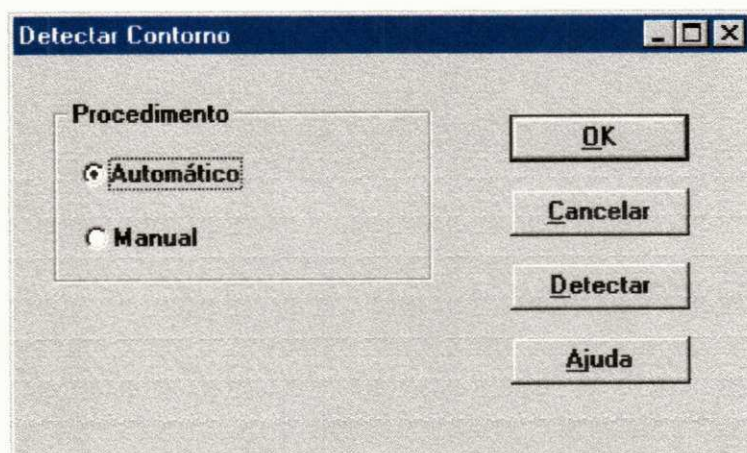
Caixa de Diálogo Equalização de Histograma



## Caixa de Diálogo Segmentar



## Caixa de Diálogo Detectar Contorno



## Caixa de Diálogo Calibrar

**Calibrar** [ ] [ ] [ X ]

Digite os valores para as coordenadas do ponto na imagem ou selecione com o mouse:

**Ponto na Imagem**

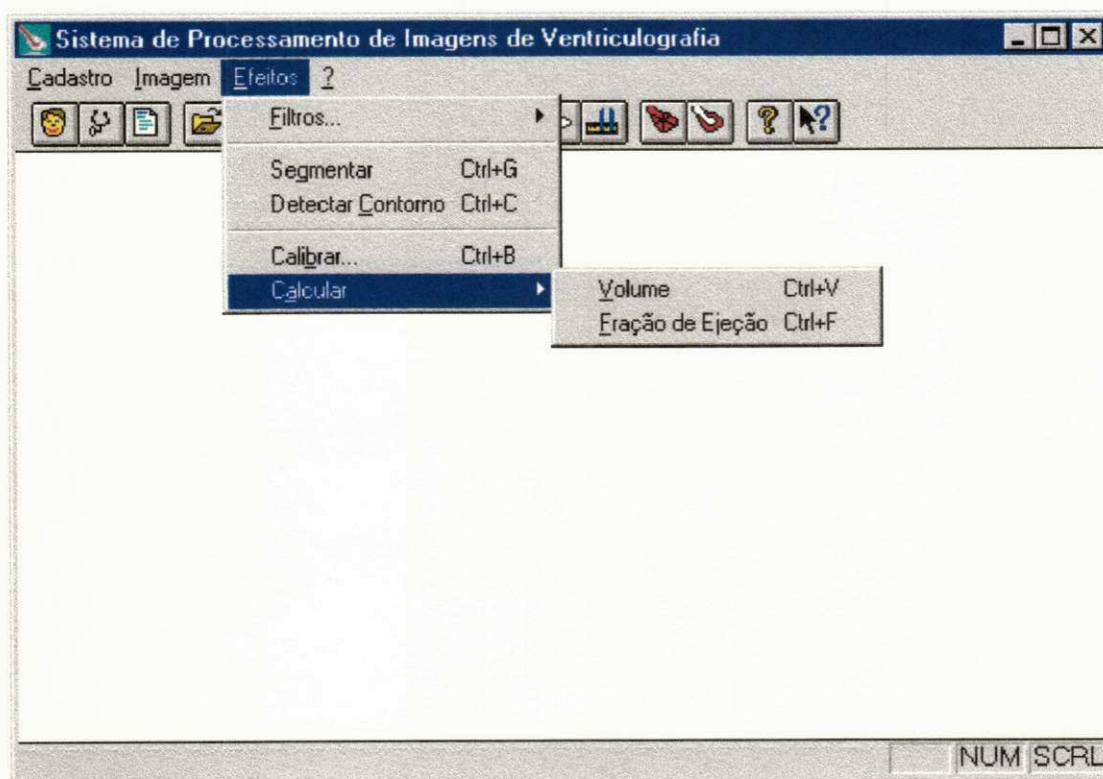
Primeiro ponto:	Segundo ponto:
Coordenada X: <input type="text"/>	Coordenada X: <input type="text"/>
Coordenada Y: <input type="text"/>	Coordenada Y: <input type="text"/>

Digite os valores para as coordenadas do ponto em medida real (m, cm, mm, etc.):

**Medida Real**

Primeiro ponto:	Segundo ponto:
Coordenada X: <input type="text"/>	Coordenada X: <input type="text"/>
Coordenada Y: <input type="text"/>	Coordenada Y: <input type="text"/>

## Opções do Menu Calcular



## Caixa de Diálogo Calcular Volume

Calcular Volume

Volume

Sistólico

Diastólico

Valor calculado:

OK

Cancelar

Calcular

Ajuda

## Caixa de Diálogo Calcular Fração de Ejeção

Calcular Fração de Ejeção

Volume Ventricular Sistólico:

Volume Ventricular Diastólico:

Fração de Ejeção:

OK

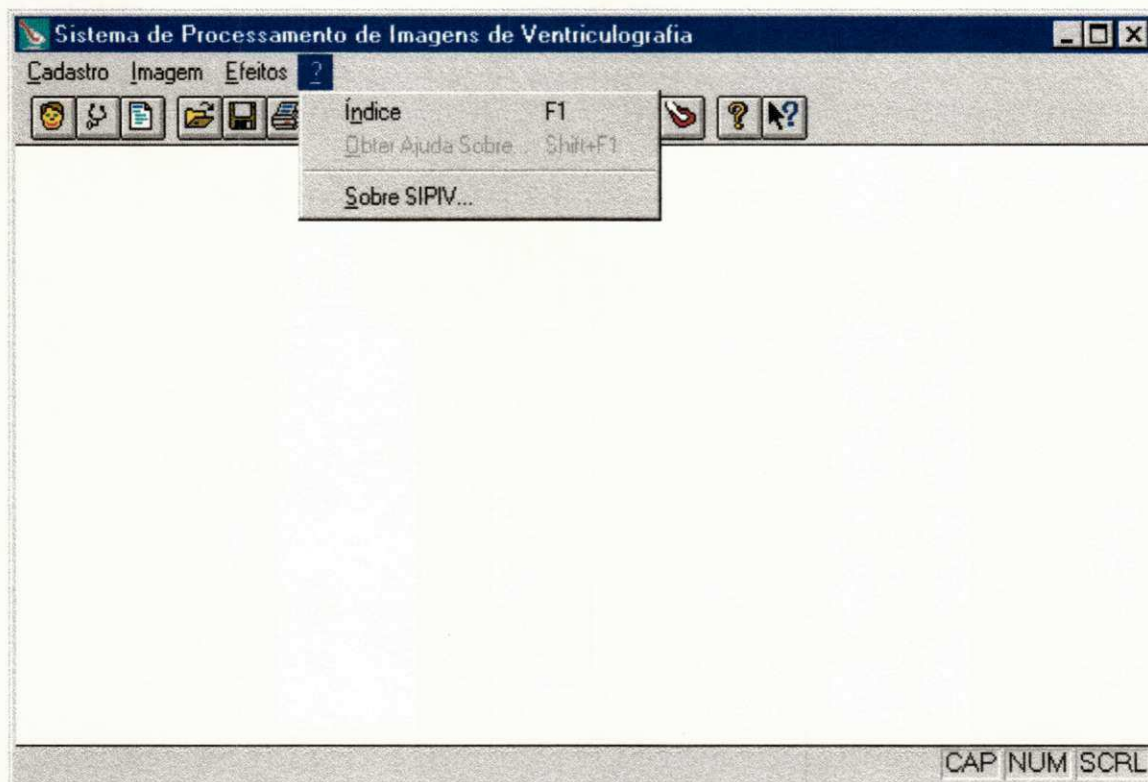
Cancelar

Calcular

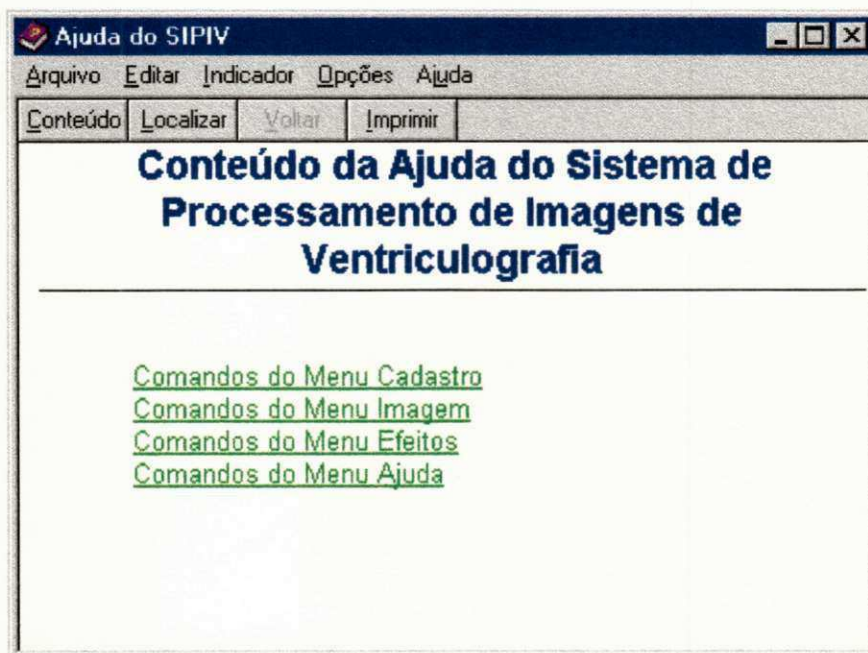
Ajuda



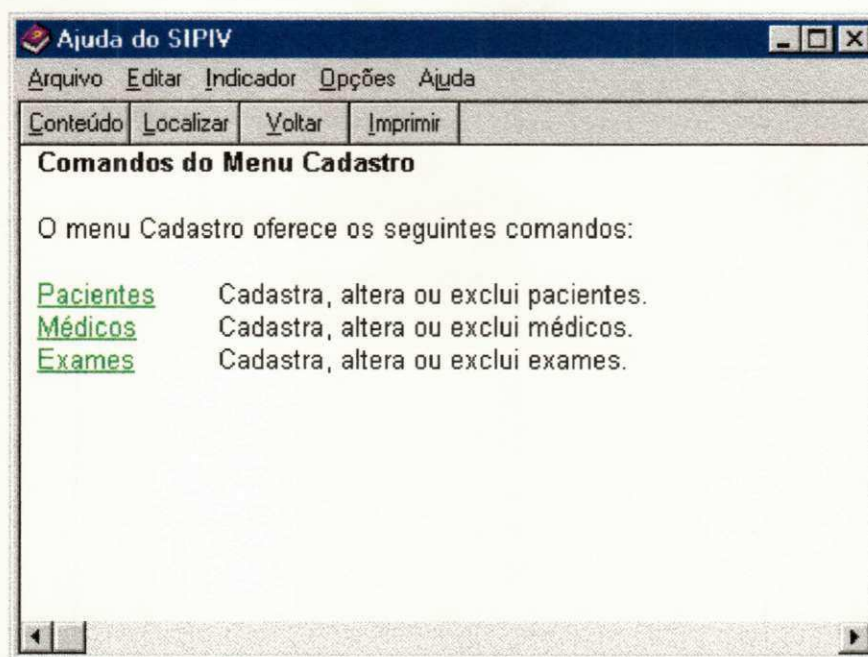
## Opções do Menu Ajuda



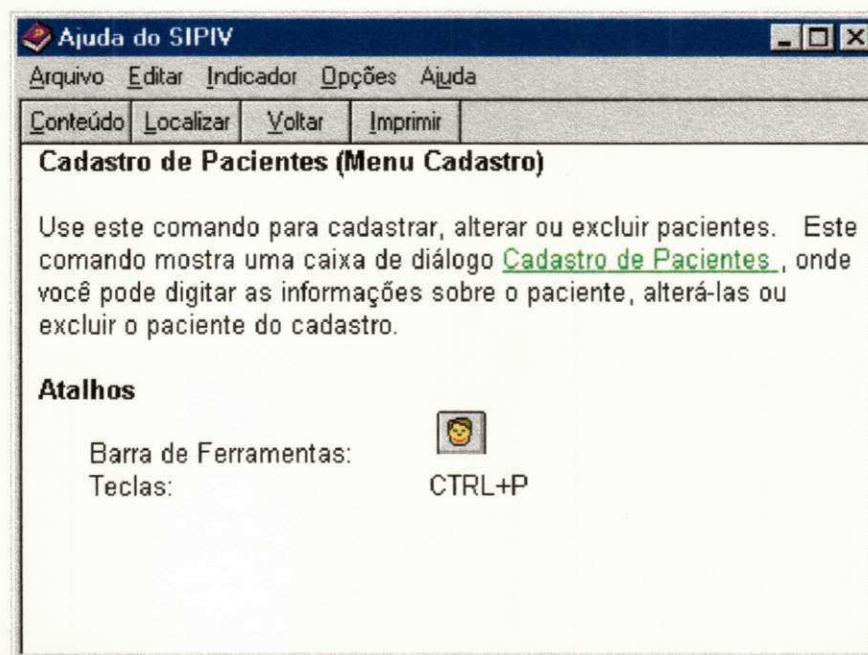
## Caixa de Diálogo Índice e Tela Principal da Ajuda do SIPIV



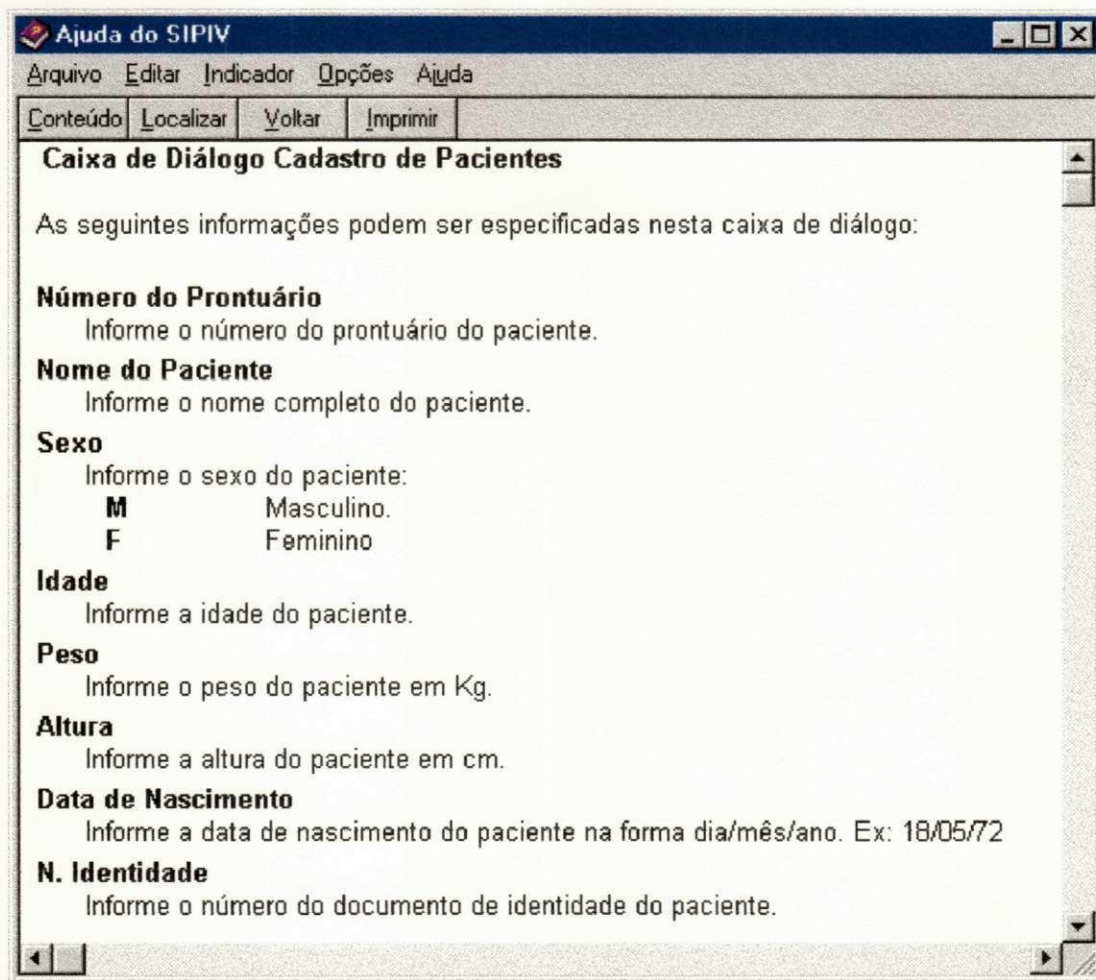
Tela exibida quando selecionada a opção de ajuda Comandos do Menu Cadastro na tela principal da ajuda mostrada acima:



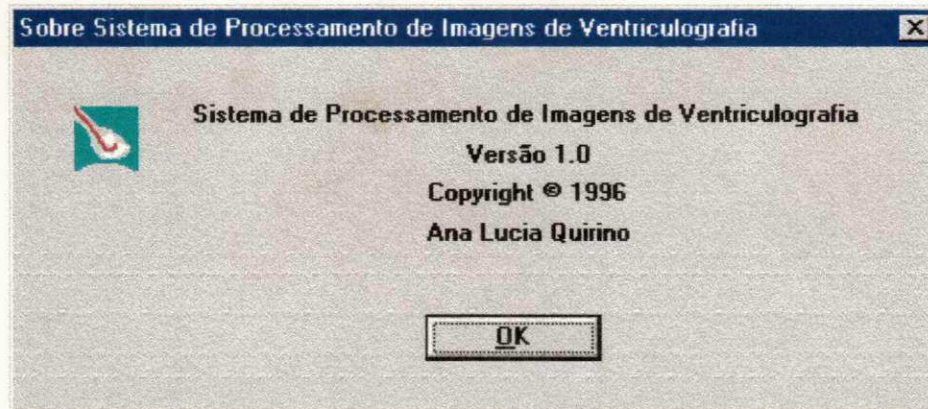
Tela exibida quando selecionada a opção de ajuda Pacientes na tela mostrada acima:



Tela exibida quando selecionada a opção de ajuda Cadastro de Pacientes na tela mostrada acima:



## Caixa de Diálogo Sobre SIPIV



## Barra de Ferramentas



Da esquerda para a direita, Cadastro de Pacientes, Cadastro de Médicos, Cadastro de Exames, Abrir Imagem, Salvar Imagem Como, Imprimir Imagem, Filtro Média, Filtro Mediana, Filtro de Equalização de Histograma, Segmentar, Detectar Contorno, Calibrar, Calcular Volume, Calcular Fração de Ejeção, Sobre Imagem e Ajuda Contextual. Todas essas opções são atalhos para as caixas de diálogo mostradas acima.

- [FANT90] FANTONI, Marc. *Elements de traitement numerique d'images*. Compiègne, Université de Technologie de Compiègne, 1990 (Apostila do curso de doutorado em Engenharia Biomédica).
- [GONZ92] GONZALEZ, Rafael C. & WOODS, Richard E.. *Digital image processing*. Massachusets, Addison-Wesley, 1992.
- [GRAY77] GRAY, Henry. *Anatomia*. 29. ed. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 1977.
- [GROS86] GROSSMAN, William. *Cardiac catheterization and angiography*. Filadélfia, Lea & Febiger, 1986.
- [GUYT88] GUYTON, Arthur C.. *Tratado de fisiologia médica*. 6. ed. Rio de Janeiro, Guanabara, 1988.
- [KAY92] KAY, D. C. & LEVINE, J. R.. *Graphics file formats*. EUA, McGraw-Hill, 1992.
- [LECL89] LECLERC, Yvan G.. Constructing simple stable descriptions for image partitioning. *Internacional Journal of Computer Vision*. Boston, 3: 73-102, 1989.
- [MATT95] MATTOS, Luís A. *et al*. Aterectomia rotacional de alta velocidade: resultados imediatos e tardios em 165 pacientes. *Revista da Sociedade de Cardiologia do Estado de São Paulo*. São Paulo, 5, set/out, 1995.
- [MICR93] MICROSOFT CORPORATION. *Visual C++ - Reference volume I*. EUA, 1993.
- \_\_\_\_\_ *Visual C++ - Professional tools user's guides*. EUA, 1993.
- \_\_\_\_\_ *Visual C++ - Programmer's guides*. EUA, 1993.
- \_\_\_\_\_ *Visual C++ - Reference volume II*. EUA, 1993.
- \_\_\_\_\_ *Visual C++ - Reference volume III*. EUA, 1993.
- \_\_\_\_\_ *Visual C++ - User's guide*. EUA, 1993.

- [MICRO92] MICROSOFT CORPORATION. *Microsoft Windows - Programmer's reference, volume 1: overview*. EUA, 1992.
- \_\_\_\_\_ *Microsoft Windows - Programmer's reference, volume 2: functions*. EUA, 1992.
- \_\_\_\_\_ *Microsoft Windows - Programmer's reference, volume 3: messages, structures and macros*. EUA, 1992.
- \_\_\_\_\_ *Microsoft Windows - Programmer's reference, volume 4: resources*. EUA, 1992.
- [MILN] MILNOR, William R.. *Hemodynamics*. 2. ed. EUA, Williams & Wilkins, s.d.
- [OSTU78] OSTU, N.. A threshold selection method from gray-level histograms. *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics*. EUA, 9:62-66, 1978.
- [PESS92] PESSOA, Lúcio F. C.. *Uma metodologia para diagnóstico automático da filariose utilizando imagens microscópicas digitalizadas*. Recife, UFPE, 1992.
- [PHIL91] PHILLIPS, Dwayne. Image processing - Part 1: Reading the Tag Image File Format. *The C Users Journal*. EUA, 9(3):92-100, mar., 1991.
- [POOR91] POOR, Alfred. *Looking at the TIFF specification from the inside*. *PC Magazine*. EUA, 371-376, dez., 1991.
- [RIMM92] RIMMER, Steve. *The graphic file toolkit - Converting and using graphic files*. Massachusetts, Addison-Wesley, 1992.
- [ROMA83] ROMARY, Dominique. *Traitement des images gamma-angiocardigraphiques: détection de contours et détermination des volumes ventriculaires gauches*. Compiègne, Université de Technologie de Compiègne, 1983. (Tese de doutorado em Engenharia Biomédica)
- [SERR88] SERRO-AZUL, Luís G. C. C. et al. *Propedêutica cardiológica - Bases fisiopatológicas*. 2. ed. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 1988.

- [SHNE87] SHNEIDERMAN, Ben. *Designing the user interface: strategies for effective human-computer interaction*. Addison Wesley Publishing Co., EUA, 1987.
- [SOBO84] SOBOTTA, Johannes. *Atlas de anatomia humana*. 18. ed. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 1984. v. 2.
- [SOUS95] SOUSA, Amanda G. M. R.. O "stent" de Palma-Schatz para o tratamento da doença aterosclerótica obstrutiva coronária. *Revista da Sociedade de Cardiologia do Estado de São Paulo*. São Paulo, 5, set/out, 1995.
- [TOUM87] TOUMAZET, Jean-Jacques. *Traitement de l'image sur micro-ordinateur*. Paris, Sybex, 1987.
- [TURN92] TURNELL, Maria de Fátima Vieira. *Apostila do curso de projeto de interfaces homem-máquina*. Mestrado de Engenharia Elétrica da UFPB, Campina Grande, 1992.
- [VILA90] VILAR, Guilherme. *Segmentation des images vertebrales obtenues para absorptiometrie biophotonique: analyse de la reproductibilité*. Compiègne, Université de Technologie de Compiègne, 1990 (Tese de doutorado em Engenharia Biomédica).
- [YANG76] YANG, Sing S *et al.* *Cateterismo cardiaco y parámetros hemodinámicos*. Mexico, El Manual Moderno, 1976.

## Bibliografia Consultada

- BANON, G. J. F. & BARRERA, J. *Bases da morfologia matemática para a análise de imagens binárias*. Recife, UFPE-DI, 1994.
- DUBOVY, J. *Introduction to biomedical electronics*. EUA, McGraw-Hill, 1978.
- HANNING, R. W. *Digital filters*. EUA, Prentice-Hall, 1977.
- JONG, M. T. *Methods of discrete signal and system analysis*. EUA, McGraw-Hill, 1982.
- LEBART, L. *et al. Traitement des données statistiques*. 2. ed. Paris, Bordas, 1982.
- MONNIER, J. P. *et al. Diagnóstico radiológico*. Rio de Janeiro, Masson, s.d.
- NEWMAN, W. M. & SPROULL, R. F. *Principles of interactive computer graphics*. 2. ed. Japão, McGraw-Hill, 1981.
- OPPENHEIM, A. V. & SCHAFER, R. W. *Digital signal processing*. EUA, Prentice-Hall, 1975.
- ZISSERMANN, D. *et al. Cardiac catheterization and angiographic analysis computer applications*. *Progress in cardiovascular diseases*. EUA, 25(5):409-434, 1983.