António Miguel Pontes Pimenta Monteiro

Processamento e Análise Automática de Ecocardiogramas

4 ex.



Faculdade de Engenharia
Universidade do Porto
1994

António Miguel Pontes Pimenta Monteiro

Processamento e Análise Automática de Ecocardiogramas

004(043)
MONa/PRO

043D
4 7 1 4P /MONa/PRO
FACULDADE DE ENGENHARIA
BIBLIOTECA
N.º 21793
COD 004(043)
Data 4 6 1996
N.N. 2928

Dissertação de Doutoramento apresentada à
Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto
Departamento de Engenharia Electrotécnica e de Computadores

1994

Agradecimentos

A todos os colegas e amigos que de algum modo contribuíram para que pudesse realizar este trabalho vai o meu reconhecimento e gratidão.

Desejo aqui referir em especial o Prof. Joaquim Pontes Marques de Sá, que orientou todo o trabalho, pela sua constante disponibilidade, apoio, e ajuda na sua concretização.

Ao Prof. Cassiano Abreu Lima, da Faculdade de Medicina desta Universidade, pela sua ajuda, esclarecimento de algumas questões médicas, e também pelo fornecimento de dados utilizados neste trabalho.

Aos colegas Jorge Alves e Ana Maria, companheiros de idênticas tarefas, pela sua amizade, estímulo e troca de ideias.

Tenho ainda a referir o ter beneficiado do suporte financeiro da Junta Nacional de Investigação Científica e do Instituto Nacional de Investigação Científica.

Em memória do meu Pai
À minha Mãe

Conteúdo

CAPÍTULO 1 1
1. DEFINIÇÃO E ESTRUTURA 3
1.1. Objectivo 3
1.2. Motivação 4
1.3. Enquadramento 4
1.4. Contribuições 4
1.5. Estrutura 5

CAPÍTULO 2 9
2. ECOCARDIOGRAFIA 11
2.1. Física dos ultrassons 11
2.1.1. Geração dos ultrassons 11
2.1.2. Interacção com os tecidos 12
2.1.2.1. Atenuação 12
2.1.2.2. Reflexão e refracção 13
2.1.2.3. Espalhamento 14
2.2. Instrumentação 14
2.2.1. A emissão 15
2.2.1.1. Forma do feixe 15
2.2.1.2. Tipos de emissores 16
2.2.2. A recepção 18
2.2.2.1. Modos de funcionamento 19
2.2.2.2. Formação da imagem 20
2.3. O exame ecocardiográfico 22
2.3.1. Visualização do ventrículo esquerdo 23
2.4. Limitações das imagens ecocardiográficas 26
2.4.1. Resolução 27
2.4.2. Ausência de ecos 27
2.4.3. Artefactos 28
2.4.3.1. Lobos laterais 28
2.4.3.2. Reverberações 29
2.4.3.3. Sombras acústicas 29

CAPÍTULO 3 31
3. POSSIBILIDADES, OBJECTIVOS E MEIOS 33
3.1. Quantificação dos exames ecocardiográficos 33

3.1.1. Medições em modo M 33
3.1.2. Medições em modo B bidimensional 34
3.1.2.1. Estimação do volume do ventrículo esquerdo 35
3.1.2.2. Modelos para o cálculo do volume do ventrículo esquerdo 36
Modelo baseado na regra de Simpson modificada 36
Modelo do cilindro-hemisfério 37
Modelo do elipsóide biplano 38
Modelo do elipsóide mono-plano 39
Modelo do elipsóide modificado 39
Modelo de Teichholz 40
3.1.2.3. Fracção de ejecção 41
3.1.2.4. Avaliação da função ventricular esquerda regional 42
Definição do movimento parietal em cortes de longo eixo 42
Definição do movimento parietal em cortes de pequeno eixo 44
Sistemas de referência e alinhamento dos contornos cavitários 44
Quantificação da função regional 46
3.1.2.5. Precisão e validação das medidas ecocardiográficas 47
3.2. Proposta de trabalho 48
3.3. Caracterização física do sistema 50
3.3.1. A carta de aquisição de imagem 51
3.3.2. A carta de processamento de imagem auxiliar 53
3.3.3. *Software* de controlo 56

CAPÍTULO 4 57
4. REALIZAÇÃO - AQUISIÇÃO E PROCESSAMENTO 59
4.1. Características gerais 59
4.2. Operação e interface com o utilizador 62
4.3. Calibração do SIPAFE 63
4.3.1. Processo de digitalização e reconstrução de imagem 63
4.3.2. Fontes de distorsão 64
4.3.3. Obtenção das dimensões reais de um pixel 65
4.4. A aquisição 66
4.4.1. Características 66
4.4.2. Exames ecocardiográficos 67
4.4.3. Sequências de imagens 68
4.5. Processamento das imagens ecocardiográficas 69
4.5.1. A sequência por defeito 70

4.5.2. Fase de pré-processamento 72
4.5.2.1. Operação de mascaramento 72
4.5.2.2. Operações de redução e expansão do tamanho de uma imagem 75
4.5.2.3. Operação de filtragem de média 77
4.5.2.4. Operação de normalização 79
4.5.2.5. Operação de filtragem vertical 81
4.5.2.6. Outras operações de pré-processamento 83
Filtro geral 84
Filtro de mediana 84
Filtros de máximo e mínimo 87
4.5.3. Fase de determinação do centróide 93
4.5.3.1. O algoritmo de determinação do centróide 94
4.5.3.2. Parâmetros do algoritmo de determinação do centróide 99
4.5.4. Fase de acentuação de declives 100
4.5.4.1. Operadores normalmente utilizados para a melhoria de declives 100
4.5.4.2. Operação de relaxação 103
Formulação genérica 104
Adaptação à melhoria de declives 106
4.5.5. Fase de determinação de um contorno 110
4.5.5.1. Métodos de obtenção de contornos em ecocardiogramas 110
4.5.5.2. Detecção de arestas 112
Detectores rotacionalmente simétricos 114
Detectores com adaptação de superfícies 115
Detectores com optimização da resposta e localização 118
Outros detectores 123
4.5.5.3. O detector de arestas utilizado na fase de obtenção de um contorno 124
4.5.5.4. O algoritmo de obtenção de um contorno 128
Detecção dos pontos de aresta 131
Os pontos fronteira iniciais 132
Detecção de descontinuidades no contorno inicial 133
Pesquisa secundária 134
Interpolação 142
Suavização do contorno 143
4.5.5.5. Parâmetros do algoritmo de obtenção de um contorno 146
4.5.6. Fase de medição de parâmetros 148
4.5.6.1. Medição da área 148

4.5.6.2. Medição do perímetro 150
4.5.6.3. Medição do comprimento axial 151

CAPÍTULO 5 153
5. REALIZAÇÃO - ANÁLISE FUNCIONAL 155
5.1. Volumes e fracção de ejecção 155
5.1.1. Modelo de Simpson modificado 156
5.1.2. Modelo de Simpson com eixo estimado 157
5.1.3. Modelo do elipsóide biplano 159
5.1.4. Modelo do elipsóide modificado 160
5.1.5. Modelo baseado na regra de Simpson 161
5.1.6. Fracção de ejecção 162
5.1.7. Apresentação dos resultados 162
5.2. Mobilidade parietal 162
5.2.1. Anomalias do movimento parietal 163
5.2.2. Sistemas de referência utilizados na quantificação do movimento 165
5.2.2.1. Correcção da translação 166
5.2.2.2. Correcção da rotação 167
5.2.3. Modelos de movimento utilizados 169
5.2.3.1. Modelo radial 169
5.2.3.2. Modelo da linha central 170
Implementação morfológica 171
Estimação do movimento e correcção de situações absurdas 173
5.2.3.3. Modelo da correspondência anatómica 176
5.2.4. Índices de quantificação do movimento 177
5.2.4.1. Deslocamento 177
5.2.4.2. Contractilidade referente ao deslocamento 178
5.2.4.3. Contractilidade referente à área 179
5.2.5. Apresentação dos resultados 180
5.2.6. Estudos de fase 184
5.2.6.1. Incorporação no SIPAFE 188
5.2.7. Automatização da correspondência anatómica 188
5.2.7.1. Curvatura 189
5.2.7.2. Necessidade de redução do número de segmentos 191
5.2.7.3. Aproximação de uma curva por B-splines e mínimos quadrados 192
5.2.7.4. Emparelhamento dos pontos significativos dos contornos 196

CAPÍTULO 6 199
6. RESULTADOS E CONSIDERAÇÕES FINAIS 201
6.1. Resultados 201
6.2. Considerações finais 203
6.3. Desenvolvimentos futuros 205

REFERÊNCIAS E BIBLIOGRAFIA 207
7. REFERÊNCIAS E BIBLIOGRAFIA 209

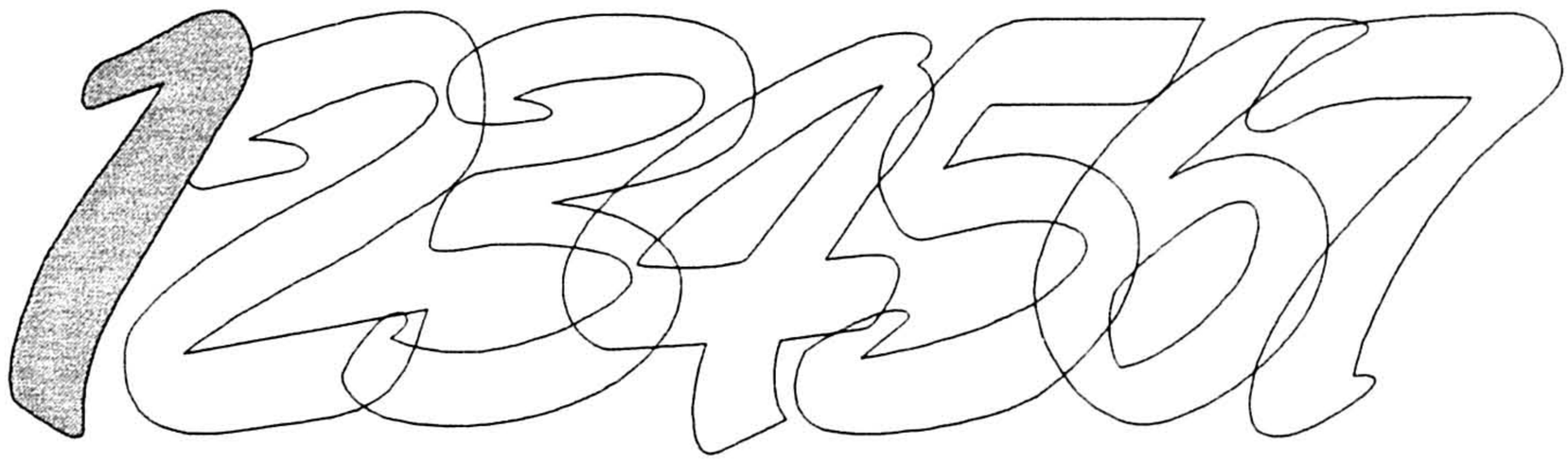
APÊNDICE A 221
A. MÓDULOS DO SIPAFE 223
A.1. Descrição dos módulos 224
A.2. Formato dos ficheiros de pacientes, de exames e de imagem 230
A.2.1. Ficheiros de paciente 231
A.2.2. Ficheiros de exame 231
A.2.3. Ficheiros de imagem 231
A.3. Bibliografia utilizada no desenvolvimento do software 233

APÊNDICE B 235
B. IMPLEMENTAÇÃO DO ACESSO DIRECTO À MEMÓRIA ESTENDIDA 237
B.1. Endereçamento em modo real 238
B.2. Endereçamento em modo protegido 239
B.2.1. A Tabela de Descritores Global 239
B.2.2. Descritores de segmentos de código e dados 241
B.3. Passagem de modo real a modo protegido 242
B.4. Passagem de modo protegido a modo real 243
B.4.1. Processador 80286 243
B.4.2. Processadores 80386 e 80486 245
B.5. Implementação de rotinas a correr em modo protegido no processador 80386 e para programas MS-DOS 245
B.6. Bibliografia 249

APÊNDICE C 251
C. IMPLEMENTAÇÃO DO ALGORITMO DE RELAXAÇÃO 253
C.1. Redundâncias a explorar 253
C.2. Esquema geral da implementação 256
C.3. Bibliografia 258

ANEXO 259

Capítulo



Definição e Estrutura

1. DEFINIÇÃO E ESTRUTURA

Para o médico especializado no tratamento de doenças cardíacas existe hoje em dia uma prodigiosa variedade de meios e técnicas auxiliares de diagnóstico. De entre todas as técnicas disponíveis, os métodos que usam a imagem estão entre os mais comummente utilizados.

Um desses métodos de obtenção de imagens do coração tem merecido a crescente aceitação dos clínicos, fazendo já parte dos procedimentos de rotina no diagnóstico cardíaco. Trata-se da ecocardiografia ou ultrassonografia do coração. A sua popularidade deve-se a um notável conjunto de vantagens que apresenta relativamente a outros métodos de obtenção de imagens cardíacas. Entre as principais contam-se:

- a capacidade de produzir imagens com movimento em tempo real;
- a sua aplicação de forma não invasiva;
- a segurança para o paciente e, tanto quanto se sabe, a sua perfeita inocuidade;
- a facilidade de aplicação e relativo conforto do paciente;
- a portabilidade do equipamento;
- o relativo baixo custo.

A principal desvantagem da ecocardiografia resulta da fraca qualidade de algumas imagens, apesar dos grandes melhoramentos introduzidos nos equipamentos nos últimos anos.

1.1. Objectivo

Até aos anos oitenta praticamente apenas se efectuava uma avaliação qualitativa do funcionamento cardíaco, por observação directa das imagens. Este tipo de avaliação exige alguma experiência por parte do utilizador, apresentando sempre variações inter e intra-observador. Além disso torna difícil o seguimento ao longo do tempo de pequenas variações do funcionamento cardíaco.

Foi por essa razão que nos últimos anos se tem assistido a esforços crescentes e continuados para obter resultados quantitativos através de análise das imagens por computador. Inclusive, a maior parte dos ecocardiógrafos incorpora, hoje em dia, alguma forma de medição quantitativa de parâmetros extraídos das imagens que adquirem.

No entanto, para efectuar uma avaliação quantitativa mais detalhada da função cardíaca necessitam-se de medições e da análise da variação ao longo do ciclo cardíaco de índices tais como o volume das cavidades, a fracção de ejecção e a contractilidade de segmentos das paredes cavitárias. Todas estas análises exigem a determinação completa de pelo menos a fronteira endocárdica das cavidades, em vários momentos do ciclo cardíaco e em várias vistas de cortes seccionais do coração. Este traçado é ainda efectuado manualmente, por desenho sobre o écran, nos ecocardiógrafos que suportam algumas análises quantitativas.

É pois reconhecida como bastante vantajosa e útil, pelo corpo médico, a existência de um sistema de computação, de baixo custo e baixo porte, capaz de efectuar automaticamente a análise de conjuntos de imagens, constituindo um exame ecocardiográfico, e executar uma série de determinações quantitativas que auxiliem o diagnóstico das doenças cardíacas. Tal sistema constituiria uma ferramenta poderosa, ao serviço do cardiologista, muito útil quer no auxílio ao diagnóstico de rotina, quer como instrumento de investigação.

O trabalho desenvolvido e aqui descrito visou pois o projecto e realização de um tal sistema, baseado num computador pessoal e contendo equipamento de aquisição digital de

imagem. A avaliação quantitativa dos exames ecocardiográficos, executada automaticamente, foi implementada utilizando sobretudo técnicas de processamento e análise digital de imagem, principal objecto deste trabalho.

1.2. Motivação

A principal motivação para a realização deste trabalho surgiu por solicitação da Faculdade de Medicina da Universidade do Porto, no âmbito da colaboração já existente com o Serviço de Cardiologia. Na altura assistia-se a uma grande expansão da utilização da ecocardiografia no diagnóstico cardíaco, e sentia-se a necessidade de ir mais além nas análises quantitativas que os próprios ecocardiógrafos ofereciam.

Por outro lado, tinha-se acabado de concluir um outro trabalho utilizando técnicas genéricas de processamento de imagem, com o desenvolvimento de um sistema de exploração de comandos de processamento de imagem e de reconhecimento de formas, pelo que se afigurava que a presente proposta fosse de algum modo uma aplicação dessas técnicas.

Outras circunstâncias, como a possibilidade de aquisição do equipamento necessário, nomeadamente as cartas de aquisição e processamento de imagem para computador pessoal, também contribuíram para a aceitação deste trabalho.

1.3. Enquadramento

O presente trabalho enquadra-se bem no domínio da Engenharia Biomédica, pelo menos no sentido da sua definição, que é a aplicação dos princípios da Engenharia e dos seus métodos de desenvolvimento aos problemas médicos.

No entanto a disciplina científica mais empregue na resolução dos problemas concretos que o projecto implicava foi o Processamento Digital de Imagem, no seu sentido lato, englobando campos do conhecimento como a Análise de Imagem.

Como em geral o processamento digital implica o uso e a programação de computadores, não podem deixar de se utilizar subsídios vindos de disciplinas relacionadas, como seja a Ciência dos Computadores.

1.4. Contribuições

Apresenta-se de seguida a lista das principais contribuições proporcionadas pelo trabalho desenvolvido:

- em primeiro lugar a realização concreta de um protótipo de uma estação de trabalho dedicada, capaz de um vasto leque de operações de catalogação, processamento e análise de exames ecocardiográficos; salienta-se a possibilidade da sua operação totalmente automática no que diz respeito ao processamento de todas as imagens de um exame, incluindo a obtenção de um contorno endocárdico do ventrículo esquerdo e a medição dos parâmetros fundamentais utilizados posteriormente nas análises quantitativas;

Relativamente às operações incluídas na fase de processamento, destaca-se:

- o desenvolvimento do algoritmo de obtenção de um contorno; embora baseado em alguns métodos conhecidos, como a pesquisa radial e a utilização de uma função de custo, encorpora alguns aspectos não resolvidos anteriormente como a detecção de concavidades e também alguns critérios heurísticos para guiar a obtenção do percurso mínimo, resultando numa execução bastante rápida (parágrafo 4.5.5.4.);

Contribuições menores em operações desta fase incluem:

- a adaptação do algoritmo de relaxação à acentuação de declives, usando apenas uma iteração (parágrafo 4.5.4.2.);

- a determinação e medição automática de eixos específicos das cavidades, operação que tem de ser efectuada manualmente nos ecocardiógrafos (parágrafo 4.5.6.3.);

Relativamente às operações de análise pode destacar-se:

- o desenvolvimento de um novo modelo de movimento das paredes ventriculares, a que se chamou modelo da correspondência anatómica, que utiliza o conhecimento da correspondência entre múltiplos pares de pontos situados nos contornos sistólico e diastólico; é especialmente útil em contornos que apresentem irregularidades ou concavidades (parágrafo 5.2.3.3.);
- a automatização do modelo anterior, que requer a indicação das correspondências anatómicas nos contornos sistólico e diastólico; aproveita-se para isso a determinação da curvatura ao longo dos contornos e tenta-se a correspondência entre os pontos de curvatura extrema; para o cálculo fiável da curvatura houve que desenvolver um método de filtragem de curvas fechadas baseado na determinação de uma *spline* aproximadora (e não interpoladora, como é habitual) (parágrafo 5.2.7.);

Outras contribuições na fase de análise incluem:

- a adaptação dos parâmetros que caracterizam o movimento regional das paredes cavitárias (contractilidade) a todos os modelos de movimento implementados; a definição habitual destes parâmetros é adequada apenas para o chamado modelo radial (parágrafos 5.2.4.2. e 5.2.4.3.);
- a correcção da rotação global do coração ao longo do ciclo cardíaco utilizando múltiplos pontos; habitualmente esta correcção, quando é feita, utiliza apenas um ponto sobre os contornos ou um dos seus eixos, sem levar em conta possíveis deformações da cavidade durante a sístole; a utilização de múltiplos pontos pode minimizar os efeitos dessa deformação (parágrafo 5.2.2.2.);
- a implementação, utilizando um algoritmo morfológico, da determinação da linha central no modelo de movimento com o mesmo nome; os métodos normalmente utilizados para esse cálculo podem sofrer de falta de convergência em zonas de elevada curvatura (parágrafo 5.2.3.2.);
- um dos modelos de estimação do volume do ventrículo esquerdo, baseado na regra de Simpson, presume a forma elíptica para as secções transversais da cavidade; corrigir-se-á esse modelo utilizando três áreas transversais efectivas e assumindo antes a porporcionalidade entre essa área e o produto de dois diâmetros perpendiculares nas secções correspondentes aos terços longitudinais que essas áreas tipificam (parágrafo 5.1.5.).

Finalmente há ainda a referir aspectos da implementação de alguns algoritmos que procuraram explorar ao máximo as facilidades presentes na carta de processamento ou outros aspectos que levassem à optimização do seu tempo de execução, e por isso ao conforto de utilização do sistema. Alguns exemplos disso são a implementação dos algoritmos de máximo e mínimo, do algoritmo de relaxação, cuja descrição de implementação aparece no apêncice C, e da operação de deflação morfológica[1], utilizada para a determinação da linha central referida atrás.

1.5. Estrutura

Nos próximos cinco capítulos desta dissertação procura-se não só descrever o projecto e realização do sistema de processamento e análise automática de ecocardiogramas, mas

---

[1] *shrinking*, na denominação anglo-saxónica.

também analisar e justificar as opções tomadas e os operadores utilizados para atingir o fim desejado.

Assim, no capítulo 2 - Ecocardiografia, começa por fazer-se uma descrição simplificada da física dos ultrassons, do seu modo de produção e da sua utilização em equipamentos geradores de imagens. Dá-se especial destaque aos diversos modos de funcionamento desses equipamentos, principalmente na sua aplicação médica, e às suas limitações.

Termina-se o capítulo descrevendo as particularidades dos exames ecocardiográficos, os tipos de imagens usualmente utilizadas e as suas limitações e artefactos a ter em conta.

No capítulo 3 - Possibilidades, Objectivos e Meios, faz-se, na sua primeira parte, uma análise daquilo que é possível quantificar a partir das imagens de um exame ecocardiográfico, os métodos e modelos que foram sendo desenvolvidos para a caracterização da função cardíaca, assim como da precisão e validação das medidas obtidas por via ecocardiográfica, por outros autores.

Prossegue-se com a apresentação formal de uma proposta de trabalho, e termina-se com a descrição dos meios disponíveis para o efeito.

Este capítulo e o anterior introduzem também a terminologia utilizada quando se fala dos exames ecocardiográficos, sua análise e quantificação.

No capítulo 4 - Realização - Aquisição e Processamento, começa a descrever-se o sistema protótipo realizado, e que foi denominado SIPAFE - Sistema Interactivo de Processamento e Análise Funcional de Ecocardiogramas.

Após uma descrição das características gerais do sistema e suas tarefas principais, faz-se uma breve referência à interface com o utilizador e estrutura do desenvolvimento do *software*.

Prossegue-se com a descrição e análise da tarefa de calibração, que é a possibilitadora das medições quantitativas necessárias. Refere-se de seguida a tarefa de aquisição, armazenamento e classificação de imagens simples e sequências, vindo-se a terminar com a descrição detalhada e análise das operações de processamento de imagem, que culminam na obtenção automática de um contorno endocárdico do ventrículo esquerdo, ponto de partida para todas as avaliações quantitativas.

No capítulo 5 - Realização - Análise Funcional, estudam-se as análises quantitativas incluídas no sistema, e executadas a partir dos resultados do processamento das imagens. Trata-se dos modelos de obtenção de volumes e do índice fracção de ejecção, assim como da análise do movimento parietal das cavidades cardíacas. São identificadas algumas dificuldades na aplicação dos modelos consagrados, e relata-se o processo da sua resolução.

Conclui-se o capítulo com o estudo de como será possível automatizar um dos modelos que neste momento requer ainda informação por parte do utilizador.

Finalmente no capítulo 6 - Resultados e Considerações Finais, apresentam-se alguns resultados comprovando a eficiência do processo base para a análise quantitativa, que é a obtenção dos contornos, além das conclusões finais e perspectivas de desenvolvimento futuro.

Incluem-se ainda nesta dissertação três apêndices e um anexo. No apêndice A - - Módulos do SIPAFE, dá-se uma panorâmica geral da arquitectura do *software* do sistema realizado, incluindo uma descrição sucinta de cada um dos seus módulos, e ainda de outros programas e ferramentas de que houve necessidade de desenvolver de forma autónoma. Muitos dos algoritmos e operações incluídas no SIPAFE começaram por ser desenvolvidos e testados num outro sistema[2], no início do projecto, com o auxílio de ferramentas

[2] baseado num PDP-11/23+, equipado com cartas de aquisição, armazenamento e processamento de imagem.

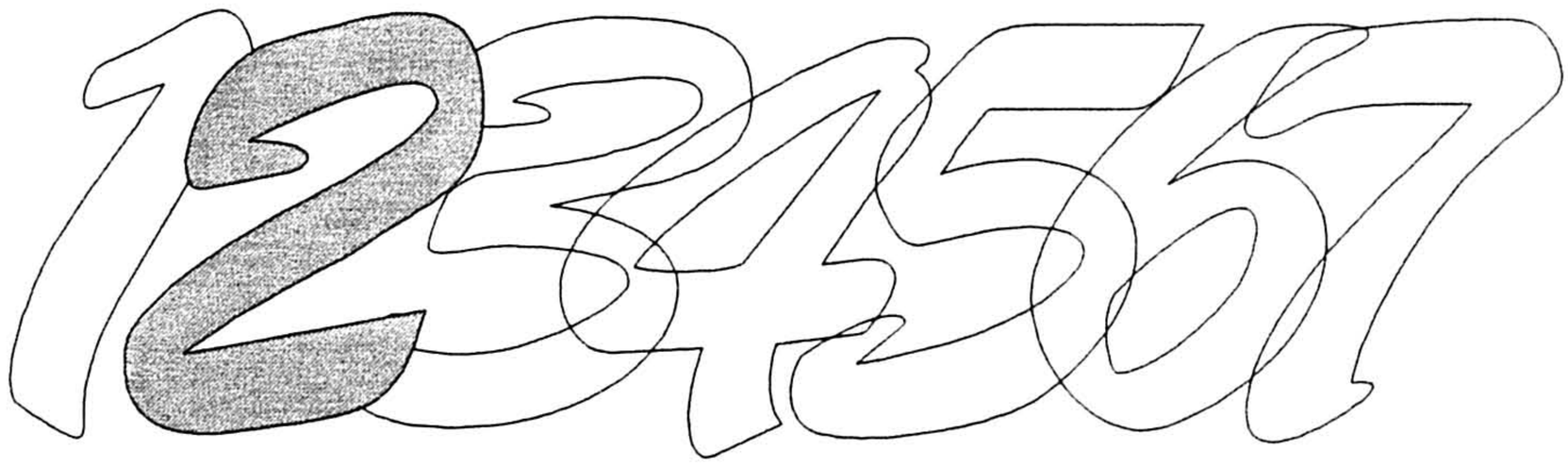
desenvolvidas para um trabalho anterior.

No apêndice B - Implementação do Acesso Directo à Memória Estendida, relata-se a solução encontrada para o acesso rápido e eficiente, por parte de um programa a correr no sistema operativo MS-DOS, à memória de armazenamento das cartas de aquisição e processamento do SIPAFE. Essa memória é mapeada no espaço de endereçamento do processador acima de 1 Mbyte, exigindo uma mudança do modo do seu funciomento para poder ser acedida.

O apêndice C - Implementação do Algoritmo de Relaxação, descreve alguns dos processos utilizados para optimizar o tempo de execução de certas operações. Escolheu-se o algoritmo da operação de relaxação, utilizada na acentuação de declives, por ser um dos mais custosos em termos computacionais.

Finalmente, no anexo - SIPAFE - Manual do Utilizador, faz-se uma descrição detalhada da interface do sistema com o utilizador e do modo de executar todas as operações suportadas no momento pelo protótipo instalado no Hospital de S. João da cidade do Porto.

Capítulo



Ecocardiografia

2. ECOCARDIOGRAFIA

Desde cedo, neste século, se começou a usar o som e os ultrassons como meio de detecção à distância. Pelos finais dos anos 20, Langevin[3] desenvolveu o sonar, tendo-se efectuado, nas duas décadas seguintes, estudos acerca dos efeitos biológicos do som, assim como medidas da sua velocidade de propagação e atenuação nos tecidos.

Os anos 50 assistiram ao rápido desenvolvimento da ecografia para exame clínico, quer em visualizações de posicionamento dos impulsos (modo A), quer já em visualizações de intensidade (modo B), que seguiram de perto os rápidos progressos na produção de melhores materiais piezoeléctricos utilizados nos transdutores. Em 1957, e pela primeira vez, descreveu-se e aplicou-se o efeito Doppler na medida de velocidades sanguíneas.

Com a grande explosão da tecnologia dos computadores, iniciada nos finais dos anos 60, a produção de imagens ultrassónicas bidimensionais em tempo real, tornou-se uma realidade.

Nas últimas décadas, a aplicação da tecnologia dos ultrassons para a produção de imagens do coração ganhou crescentes adeptos. A sua capacidade de visualização em tempo real vai ao encontro das necessidades do exame cardíaco, onde o estudo do movimento das estruturas internas do coração tem uma importância fundamental. Por outro lado, a sua inocuidade parece assegurada. [2]

Comparado com outros métodos de visualização do coração, o exame ecocardiográfico é muito simples e seguro, tanto mais que se trata de uma técnica não invasiva, sendo a sua instrumentação uma das menos onerosas. Mesmo comparada com as mais recentes técnicas de produção de imagens, como a tomografia computorizada e a ressonância magnética nuclear, capazes de avaliar e mostrar com resolução excelente a estrutura e o movimento cardíacos, a ecocardiografia tem as suas vantagens. É a única técnica que permanece portátil, podendo ser usada tanto nas unidades de cuidados intensivos como nas unidades coronárias, nas salas de operações cirúrgicas ou até nos consultórios médicos.

Todas estas características fizeram da ecocardiografia uma das ferramentas mais utilizadas no diagnóstico cardíaco dos nossos dias.

Muito recentemente tem havido crescentes esforços para extrair informação quantitativa, a par da qualitativa, a partir dos dados ecocardiográficos. Isto irá permitir que a ecocardiografia se torne no instrumento principal para o seguimento da evolução de algumas doenças cardíacas num dado paciente. Contudo existe um limite na precisão com que é possível extrair essa informação quantitativa destes exames.

2.1. Física dos ultrassons

Como a maior parte dos processos de produção de imagens a ecocardiografia segue os seguintes passos gerais: introdução de energia no corpo[4], propagação dessa energia através dos tecidos, interacção com os tecidos, devolução e recepção de parte da energia anteriormente introduzida e conversão em imagem. A interacção com os tecidos que dá origem à sua devolução para o exterior consta essencialmente de uma reflexão. [54]

2.1.1. Geração dos ultrassons

Os ultrassons são ondas de pressão longitudinais, resultando do movimento das partículas físicas que constituem o meio de propagação, oscilando a uma frequência superior a 20 KHz. Os ultrassons produzidos nos aparelhos ecográficos têm, em geral, frequências

---

[3] Paul Langevin, físico francês (1872-1946). Investigou e inventou técnicas de produção e recepção de ultrassons.

[4] neste caso de natureza sonora, ou seja, uma pressão propagada.

compreendidas entre 1 e 10 MHz.

São produzidos por uma pastilha de material piezoeléctrico. Estes materiais têm uma estrutura interna constituída por domínios microscópicos de forma ovóide e altamente polarizados. Quando o material é sujeito a um campo eléctrico externo elevado, os domínios orientam os seus eixos maiores na direcção do campo, fazendo com que a espessura da pastilha aumente. Quando o campo é removido, as partículas retornam à sua orientação inicial. Este fenómeno faz com que a pastilha de material piezoeléctrico funcione como um pistão, o que é esquematizado na figura seguinte.

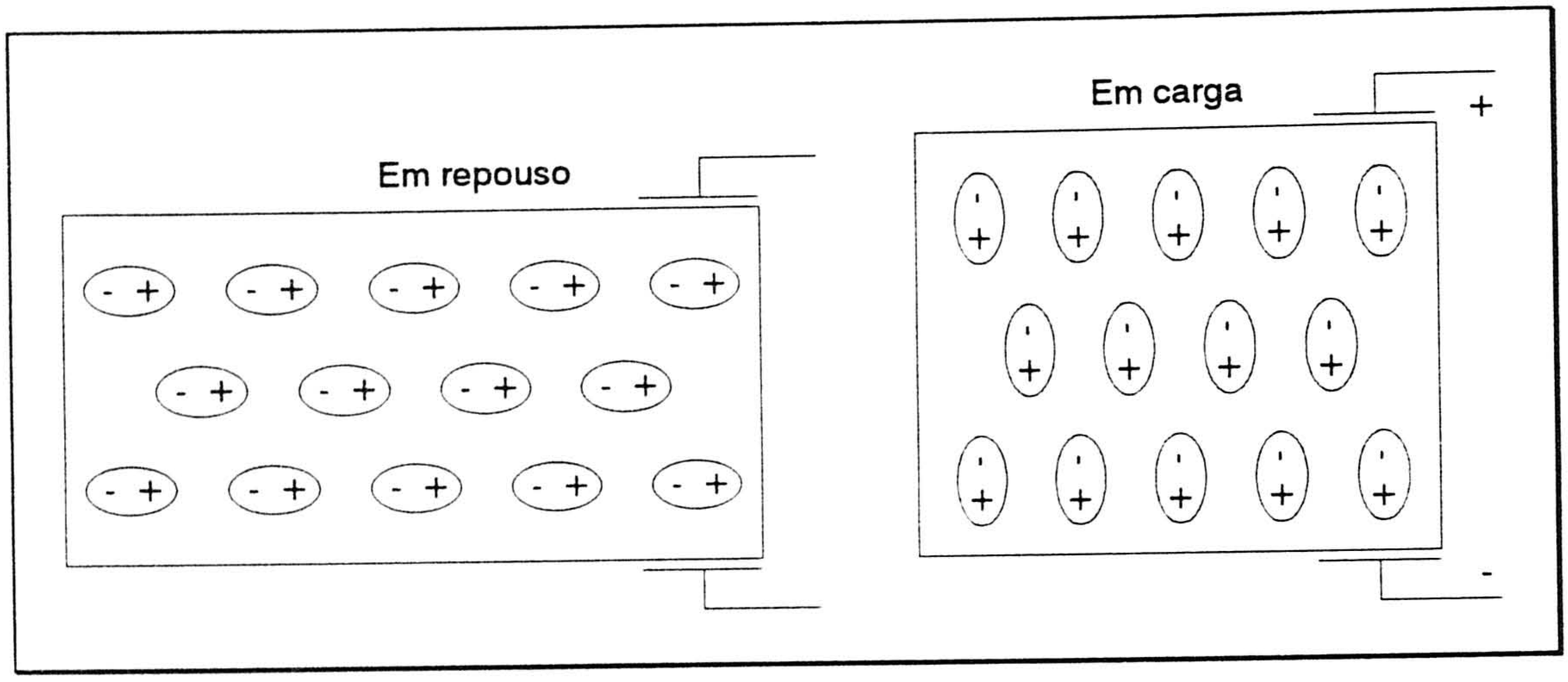


Figura 1 - Material piezoeléctrico em acção

Quando da aplicação e remoção do campo eléctrico, as dimensões da pastilha não mudam e param instantaneamente, sofrendo antes oscilações amortecidas cuja frequência depende da composição e processo de fabrico do material.

A velocidade de propagação dos ultrassons varia com as propriedades do meio e a temperatura, dependendo essencialmente das forças de interacção entre as partículas, que as tentam recolocar na sua posição de equilíbrio. Como é sabido, a velocidade de propagação no ar ronda os 330 m/s, atingindo na água os 1480 m/s, enquanto que nos tecidos se aproxima dos 1540 m/s.

2.1.2. Interacção com os tecidos

Como já se disse os ultrassons são ondas longitudinais consistindo no movimento periódico das partículas do meio numa direcção paralela à da propagação. Se a propagação da onda ultrassónica se fizesse num meio homogéneo, sem a acção de forças de atrito e sem viscosidade, a amplitude do movimento das partículas permaneceria constante e independente da distância de propagação, sendo dada por:

$$A = A_0 \operatorname{sen}\left[\frac{2\pi}{\lambda}(vt - x)\right] \qquad (1)$$

Nesta equação A_0 é a amplitude máxima, λ é o comprimento de onda, v é a velocidade de propagação, x é a posição e t é o tempo desde que a onda se começou a propagar na direcção x, a partir da origem.

2.1.2.1. Atenuação

Quando os ultrassons se propagam através do corpo, não atravessam um meio homogéneo, nem tão pouco ideal. Terão de atravessar músculo, pulmão, pericárdio, gordura, sangue e outros tipos de tecido. Parte da energia da onda que se propaga nestes tecidos

perde-se em forças de atrito e viscosidade e quando tem de atravessar fronteiras entre os seus diversos tipos.

Esta perda de energia traduz-se numa diminuição progressiva da amplitude máxima de oscilação A_0, à medida que a onda vai penetrando nos tecidos, e exprime-se através da relação:

$$A_0(x) = A_0 e^{-\alpha x} \tag{2}$$

onde α é o coeficiente de atenuação. Este coeficiente varia com o tipo de tecido e é tanto maior quanto mais depressa se tentar mover as suas partículas, ou seja, aumenta com a frequência da onda ultrassónica.

2.1.2.2. Reflexão e refracção

Sempre que uma onda ultrassónica encontra a fronteira entre dois tipos de tecidos[5], uma parte da onda é reflectida enquanto que o restante se propaga no interior do segundo tecido. A quantidade de energia reflectida e refractada depende da diferença entre a chamada impedância característica dos dois tecidos. Esta impedância característica Z define-se como:

$$Z = \rho v \tag{3}$$

onde ρ é a massa específica e v a velocidade de propagação.

Estes tipos de fronteiras entre tecidos designam-se por reflectores especulares e caracterizam-se por serem aproximadamente planares e com irregularidades pequenas em relação ao comprimento de onda dos ultrassons incidentes. Quando estas condições são satisfeitas, a intensidade da onda reflectida I_r, em relação à incidente I_i, é dada por:

$$I_r = I_i \left(\frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right)^2 \tag{4}$$

referindo-se os índices 1 e 2 a cada um dos lados da fronteira.

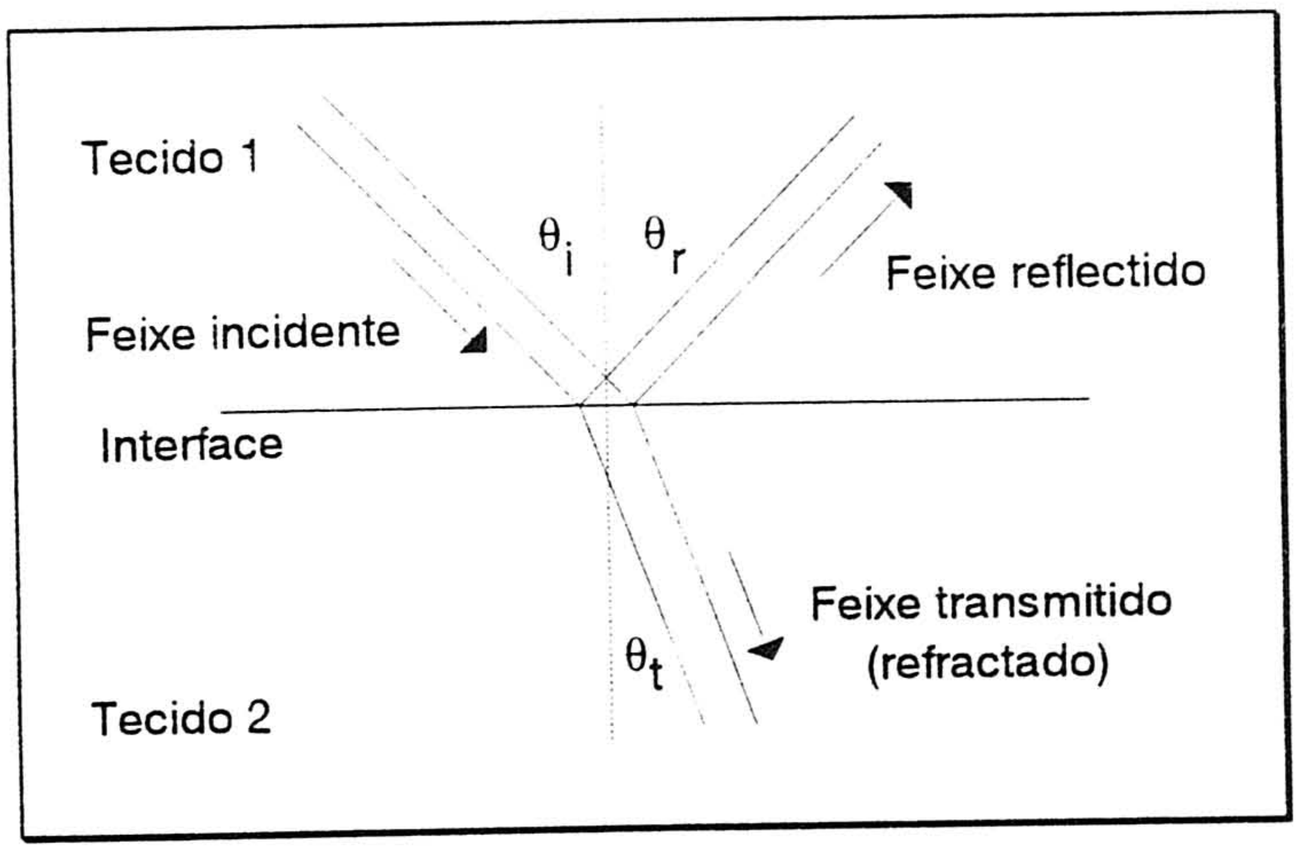


Figura 2 - Reflexão e refracção de feixes ultrassónicos

Como é sabido, os ultrassons reflectidos por uma superfície do tipo especular fazem-no segundo um ângulo θ_r, que é igual ao ângulo de incidência θ_i, como se pode observar na figura anterior. Uma vez que os transdutores que produzem o feixe de ultrassons servem também como receptores, verifica-se que apenas serão detectadas as reflexões vindas de

---

[5] como, por exemplo, a fronteira endocárdica entre o sangue e o músculo cardíaco.

superfícies aproximadamente perpendiculares ao feixe incidente.

No entanto, para tecidos com impedância característica não muito diferente, a maior parte da energia incidente não é reflectida, mas continua a propagar-se no segundo tecido. Esta onda refractada não segue necessariamente a mesma direcção, dependendo o seu ângulo de refracção, θ_t, da velocidade de propagação do som nos dois tecidos:

$$\frac{\text{sen } \theta_i}{\text{sen } \theta_t} = \frac{v_1}{v_2} \tag{5}$$

Quando se pretende obter uma imagem de um corte bidimensional do coração, os processos de reflexão e refracção produzem resultados complexos. Ambos estes fenómenos ocorrem em superfícies especulares de dimensões maiores que o comprimento de onda dos ultrassons, que no caso das estruturas cardíacas são praticamente todas curvas e com formas complexas.

2.1.2.3. Espalhamento

A interacção das ondas ultrassónicas incidentes com pequenas estruturas, muito menores que o comprimento de onda, é muito diferente daquilo que se passa com as superfícies especulares. Nestas circunstâncias, a energia incidente em pequenas partículas esféricas de raio r é espalhada em todas as direcções, com intensidade que decresce com o comprimento de onda e cresce com o raio, isto é:

$$I \propto \left(\frac{2\pi}{\lambda}\right)^4 r^6 \tag{6}$$

Nos tecidos biológicos não se encontram partículas esféricas ideais, mas as estruturas celulares e algumas configurações regulares de células funcionam como espalhadores.

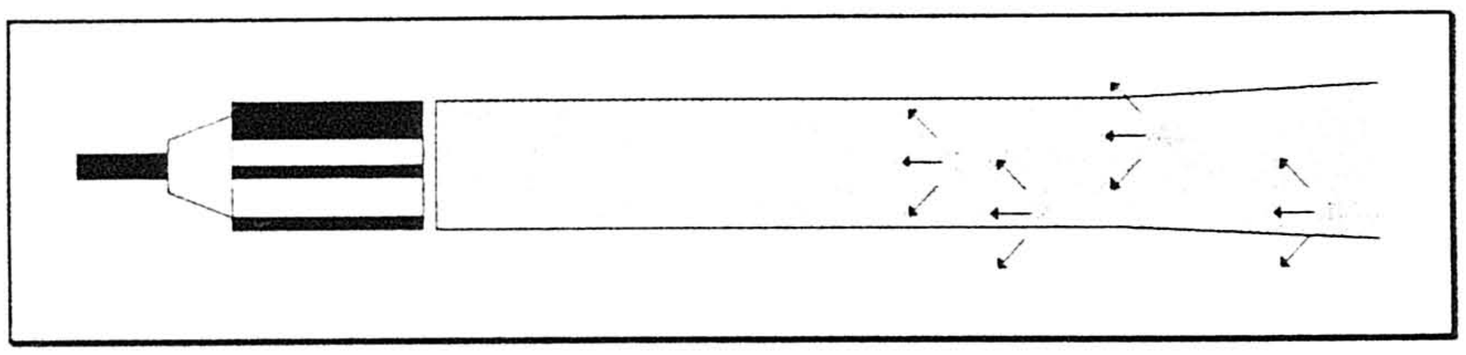


Figura 3 - Espalhamento de um feixe ultrassónico

Se se considerarem agora dois desses espalhadores, separados por uma pequena distância, e atingidos por um feixe ultrassónico, verifica-se que se tornam fontes de ondas esféricas, radiando em todas as direcções. À medida que as frentes de onda se afastam dos dois emissores e se encontram, observa-se a ocorrência de fenómenos de interferência, tanto construtiva como destrutiva. Estes padrões de interferência são depois detectados pelo transdutor ultrassónico e mostrados na imagem resultante, constituindo aquilo a que vulgarmente se chama ruído de *speckle*.

A textura do ruído de *speckle* tem a ver com a estrutura microscópica dos espalhadores, incluindo as suas dimensões e a relação espacial entre eles. Tem havido tentativas para o seu aproveitamento, em alguns estudos, no sentido de se obter uma diferenciação de certos tecidos, nomeadamente para a detecção precoce de tumores.

2.2. Instrumentação

A instrumentação de ultrassonografia tem evoluído de forma estraordinária nos últimos tempos, tendo-se produzido cada vez melhores transdutores e utilizado técnicas cada vez mais sofisticadas de processamento dos ecos recebidos. Tudo isto tem ajudado a que as imagens produzidas tenham vindo a melhorar de qualidade nos últimos anos. [40, 53]

2.2.1. A emissão

Como já atrás se referiu os ultrassons são produzidos pela aplicação de um campo eléctrico oscilante de pequena duração a um cristal de material piezoeléctrico. Com a frequência adequada o cristal entra em ressonância, durante a duração da excitação, e depois em oscilação amortecida, quando aquela cessa. Se a duração total da oscilação for da ordem dos 10 μs, então o comprimento do feixe ultrassónico nos tecidos, produzido por este impulso oscilatório, será da ordem dos 15,4 mm [6].

A resolução axial, ou seja, a capacidade de distinguir duas fontes de ecos ao longo do eixo central de propagação, depende da frequência[7], da largura de banda da recepção e principalmente do comprimento do impulso oscilatório. No exemplo de cima não seria possível distinguir dois ecos mais próximos do que 7,7 mm, metade do comprimento do impulso. Para obter bons resultados e poder distinguir pequenos objectos é necessário, por um lado, comprimentos de onda curtos[8] e por outro, impulsos de muito pequena duração. Estes últimos são obtidos pela introdução, junto aos cristais piezoeléctricos, de materiais absorventes das oscilações, diminuindo a duração do movimento oscilatório amortecido daqueles.

Já se viu também que as ondas de maior frequência sofrem maior atenuação à medida que vão penetrando nos tecidos, o que leva a que os ecos provenientes de superfícies mais profundas sejam mais ricos nas componentes de menor frequência. Assim sendo, a capacidade dos transdutores responderem a uma gama de frequências mais larga, contribui para manter a resolução axial dos sistemas de ultrassonografia.

Outro problema tem a ver com a introdução das ondas ultrassónicas no corpo. Existe uma grande desadaptação acústica entre a pele e os cristais piezoeléctricos o que se traduz numa forte reflexão das ondas. Esta desadaptação pode ser minimizada pela introdução de um material de impedância característica intermédia entre os dois meios, e com uma espessura de 1/4 do comprimento de onda.

2.2.1.1. Forma do feixe

O feixe de ondas ultrassónicas produzido por um único transdutor piezoeléctrico com a forma de um pequeno disco pode ser dividido em duas zonas: uma zona próxima, conhecida como zona de Fresnel, e uma zona afastada, onde se começa a notar a divergência do feixe, conhecida por zona de Fraunhofer. Considera-se ser o comprimento da zona próxima, o valor L, dado por:

$$L = \frac{D^2}{4\lambda} \tag{7}$$

onde D é o diâmetro do transdutor. A esta distância o diâmetro do feixe é metade de D, divergindo a partir daqui e atingindo o valor D a uma distância 2L.

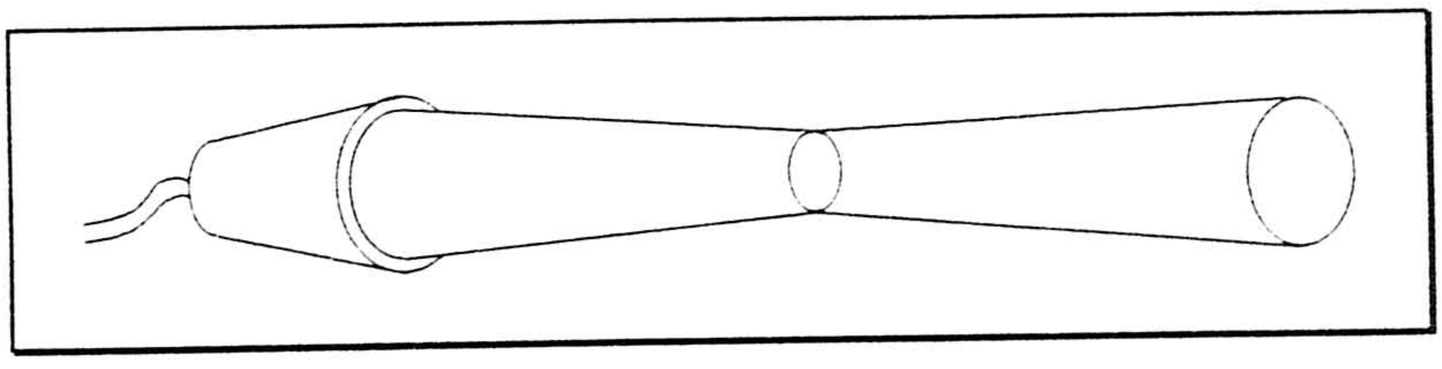


Figura 4 - Feixe ultrassónico

---

[6] para uma velocidade de propagação de 1540 m/s.

[7] ou do comprimento de onda.

[8] que determinam o limite entre a reflexão especular e o espalhamento.

Mas, para uma boa resolução lateral, o diâmetro do feixe deve ser o menor possível, o que é conseguido através da introdução, em frente ao cristal piezoeléctrico, de materiais com propriedades de refracção apropriadas para produzir a convergência ou focagem do feixe, da mesma forma que as lentes de vidro actuam em relação à luz.

Existem ainda outros problemas que influenciam a resolução lateral. Um dos mais importantes é o facto de que nem toda a energia acústica gerada se propaga na direcção perpendicular à face do cristal. Produzem-se também ondas, com muito menor intensidade, em direcções oblíquas. Estes feixes mais fracos, adjacentes ao feixe central, designam-se por lobos secundários, aparecendo também nas configurações dos transdutores multicristal. O ângulo θ entre os lobos secundários e o eixo central depende da frequência e do diâmetro do transdutor:

$$\text{sen } \theta = \frac{m\lambda}{D} \tag{8}$$

sendo m um número inteiro.

Na figura seguinte mostra-se um gráfico das intensidades relativas do feixe principal e lobos secundários assim como uma vista tridimensional de uma frente de onda.

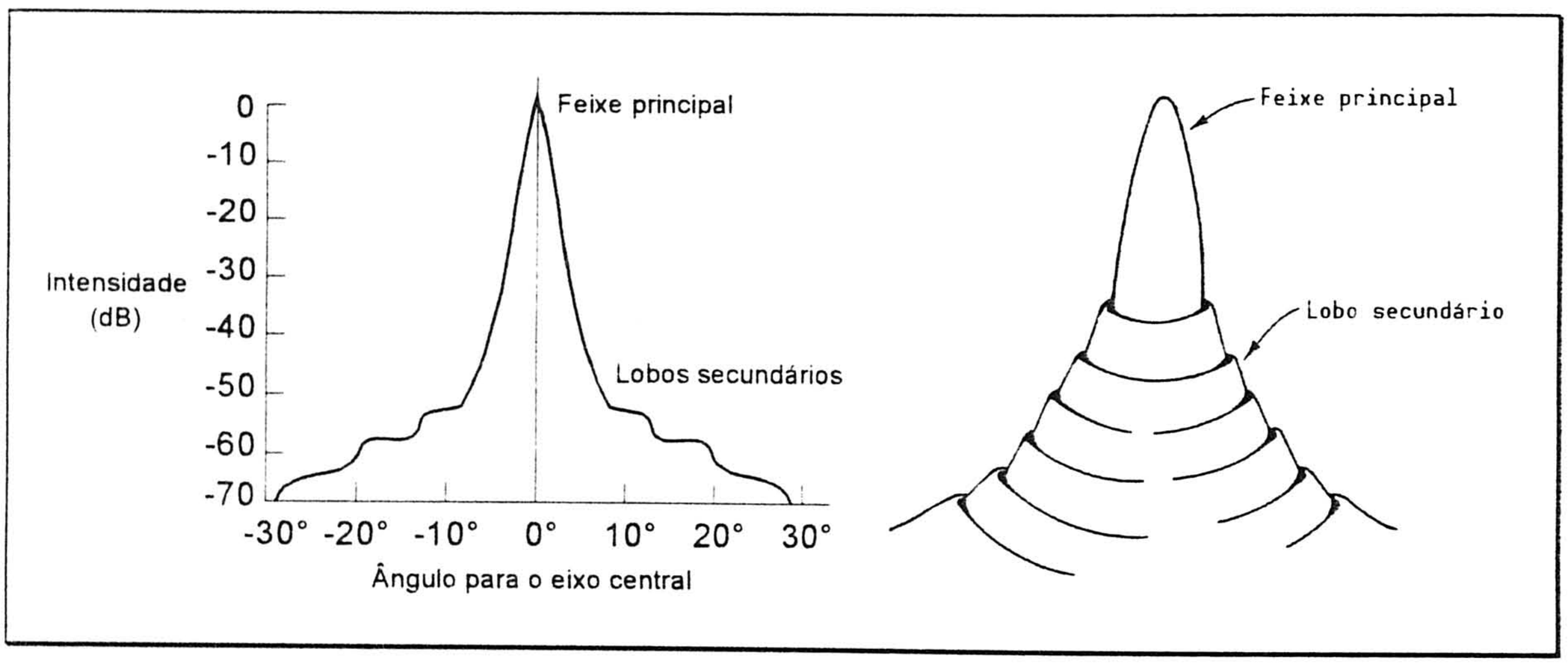


Figura 5 - Forma e características dos feixes ultrassónicos

2.2.1.2. Tipos de emissores

Para a formação de uma imagem ecocardiográfica bidimensional é necessário emitir ultrassons e recolher ecos ao longo de pontos de vista múltiplos, numa única ou em várias direcções. Para se conseguir esse fim têm sido utilizados vários tipos de transdutores, que podem ser divididos em dois grandes grupos: mecânicos e electrónicos. Observe-se a figura 6, que mostra alguns exemplos.

Nos transdutores mecânicos cada feixe ultrassónico é emitido por um único cristal piezoeléctrico. Utilizam-se essencialmente três processos para alterar mecanicamente a direcção de emissão do feixe.

O primeiro desses métodos consiste em fazer oscilar um único cristal em torno de um eixo perpendicular à direcção de emissão. Em posições igualmente espaçadas excita-se o cristal e recolhem-se os ecos.

O segundo método é obtido pela rotação de três ou quatro cristais montados num disco rodando a velocidade constante. Com uma temporização adequada é possível emitir e receber ecos de várias direcções.

Finalmente, com o terceiro método utiliza-se um espelho acústico para reflectir o feixe ultrassónico. Obtêm-se as várias direcções movendo o cristal ou o espelho.

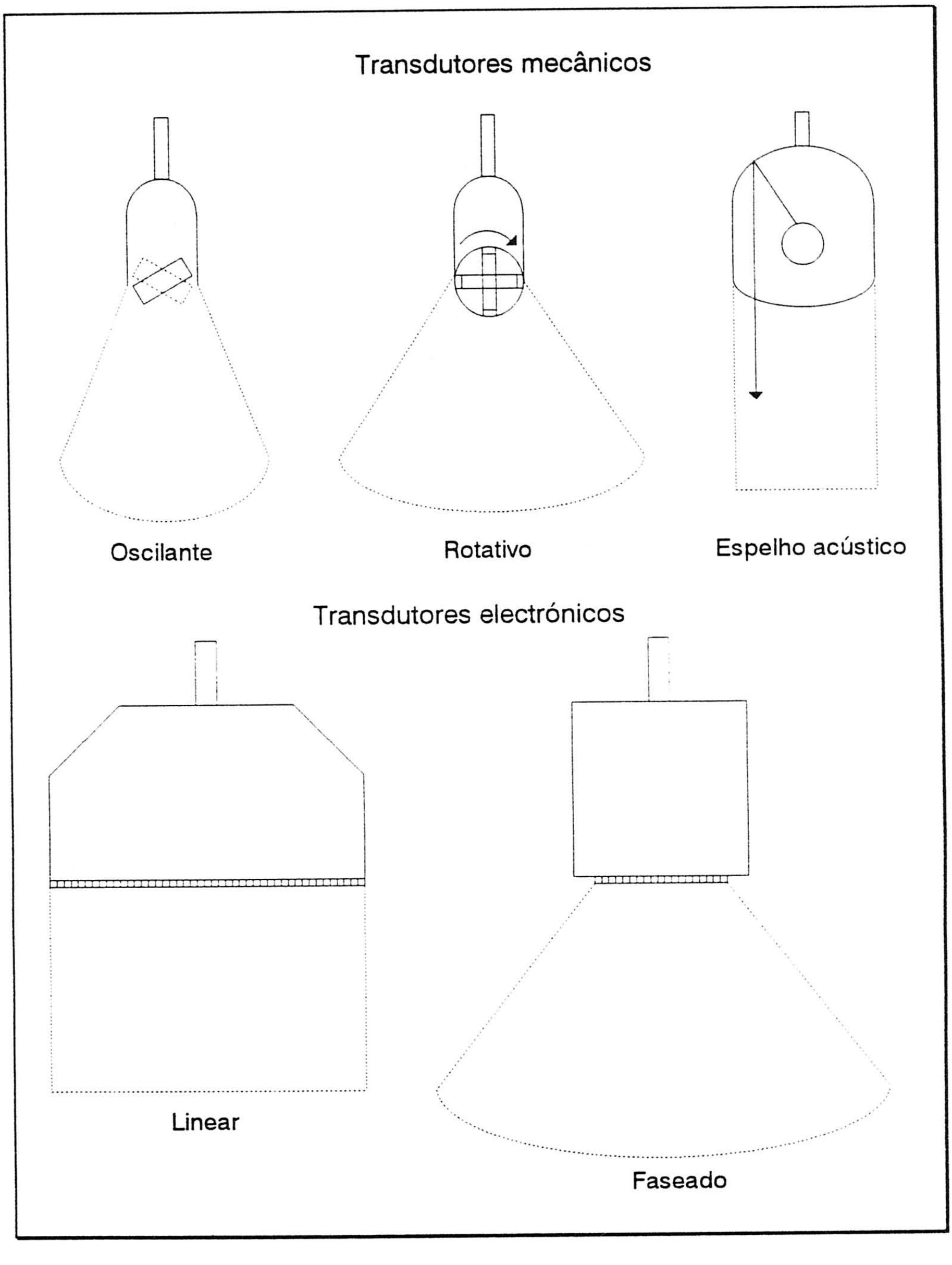


Figura 6 - Vários tipos de transdutores

Os transdutores electrónicos utilizam múltiplos cristais piezoeléctricos que permanecem imóveis. O controlo da direcção faz-se pela excitação controlada de vários desses cristais, aproveitando o fenómeno de interferência entre as várias ondas ultrassónicas geradas. Existem essencialmente dois tipos de transdutores electrónicos: a série linear e a série faseada.

No primeiro caso apenas um dos cristais, ou um pequeno conjunto, é excitado de cada vez, por forma a mover linearmente o feixe ultrassónico ao longo do transdutor. Obtém-se assim uma boa precisão, mas à custa de um transdutor de grandes dimensões.

No segundo caso, o mais recente e o mais utilizado hoje em dia nos exames ecocardiográficos, todos os cristais são excitados na formação de cada feixe, mas em instantes diferentes, de modo a formar uma frente de onda na direcção e com as características pretendidas. Este tipo de transdutor tem sido melhorado significativamente, por forma a poderem aproveitar-se bem as suas vantagens no que diz respeito à ausência de movimento e relativo pequeno volume. Pode ver-se na figura seguinte o modo de geração de um feixe electrónico e a sua forma.

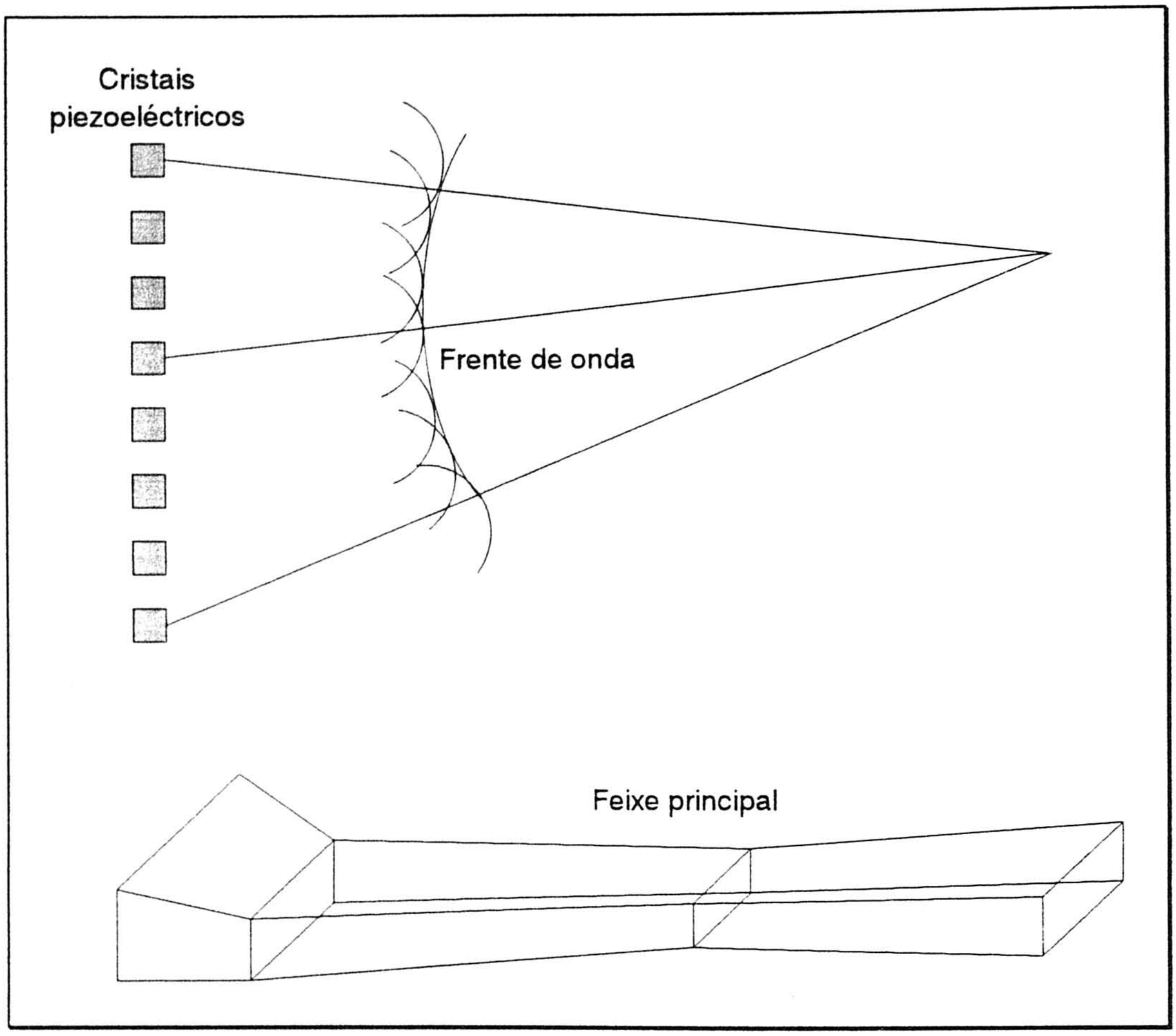


Figura 7 - Geração do feixe ultrassónico num transdutor do tipo série faseada

2.2.2. A recepção

Quando um cristal de material piezoeléctrico é posto a vibrar por uma onda ultrassónica, gera-se entre as suas superfícies uma tensão eléctrica proporcional à amplitude da vibração. É este fenómeno que permite que um mesmo cristal sirva de emissor e receptor de energia ultrassónica.

Nos sistemas ecográficos o cristal piezoeléctrico funciona como emissor intermitentemente e durante brevíssimos momentos[9], gerando impulsos de ondas ultrassónicas. Após cada emissão, o transdutor torna-se receptor ficando à espera de detectar qualquer onda ou eco reflectido. Após um relativamente longo período de tempo, emite-se um novo impulso e todo o ciclo se repete. Para visualizações bidimensionais é usual haver entre 3000 e 5000 destes ciclos por segundo [40], o que faz com que o transdutor funcione como receptor em 99,5% do tempo.

---

[9] da ordem de 1 μs.

2.2.2.1. Modos de funcionamento

Há vários métodos de apresentar os ecos recebidos ao utilizador. No primeiro destes métodos, designado por modo A (de amplitude), constrói-se num tubo de raios catódicos um gráfico profundidade-amplitude, indicando o maior ou menor atraso com que os ecos foram recebidos[10] e a sua intensidade. Vê-se um exemplo na figura seguinte.

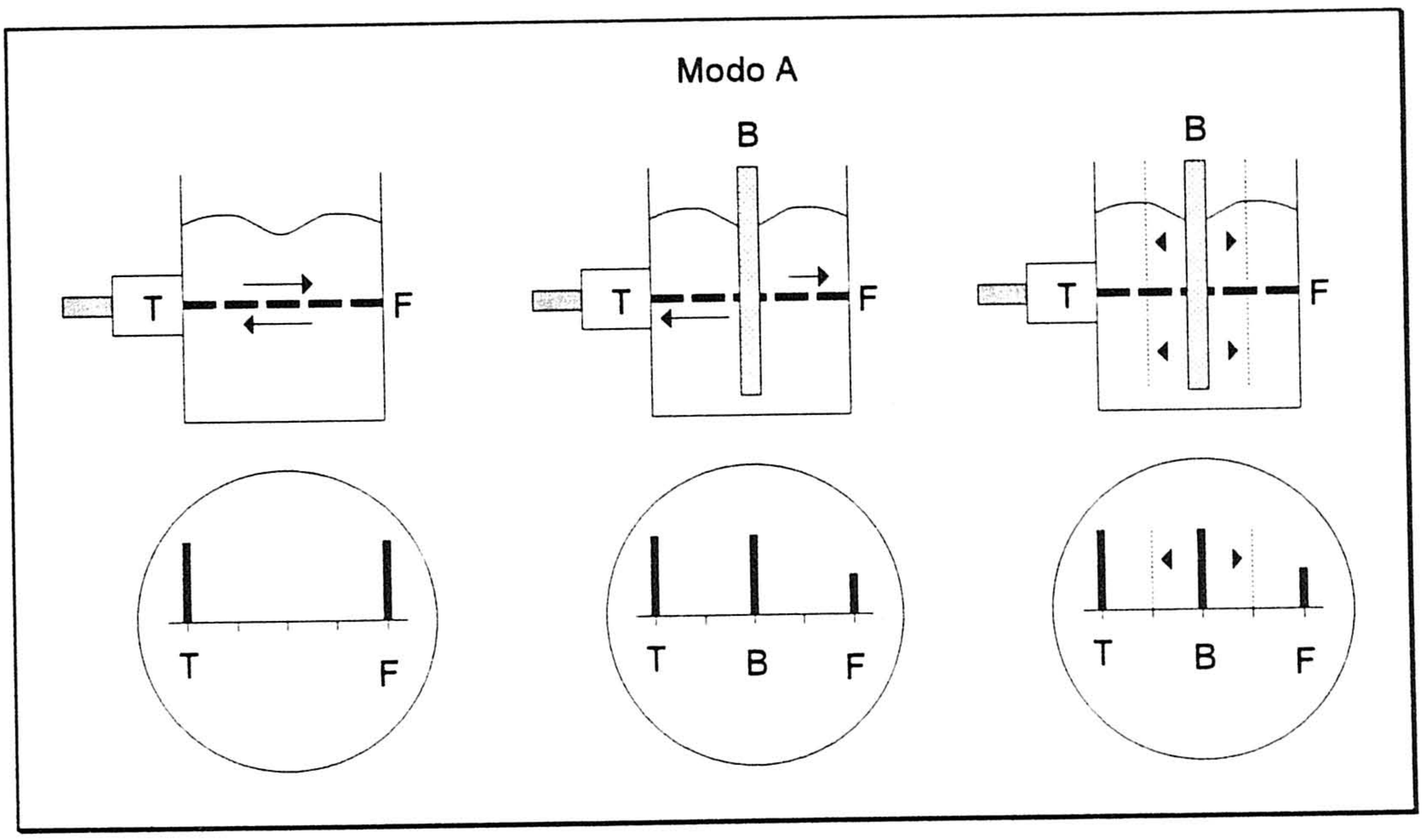


Figura 8 - Visualização em modo A

Se em vez de se mostrar a intensidade do eco recebido como uma amplitude de comprimento variável, se se fizer essa visualização como uma intensidade de brilho, ao longo de uma linha, no tubo de raios catódicos, temos o que é designado por modo B (de brilho).

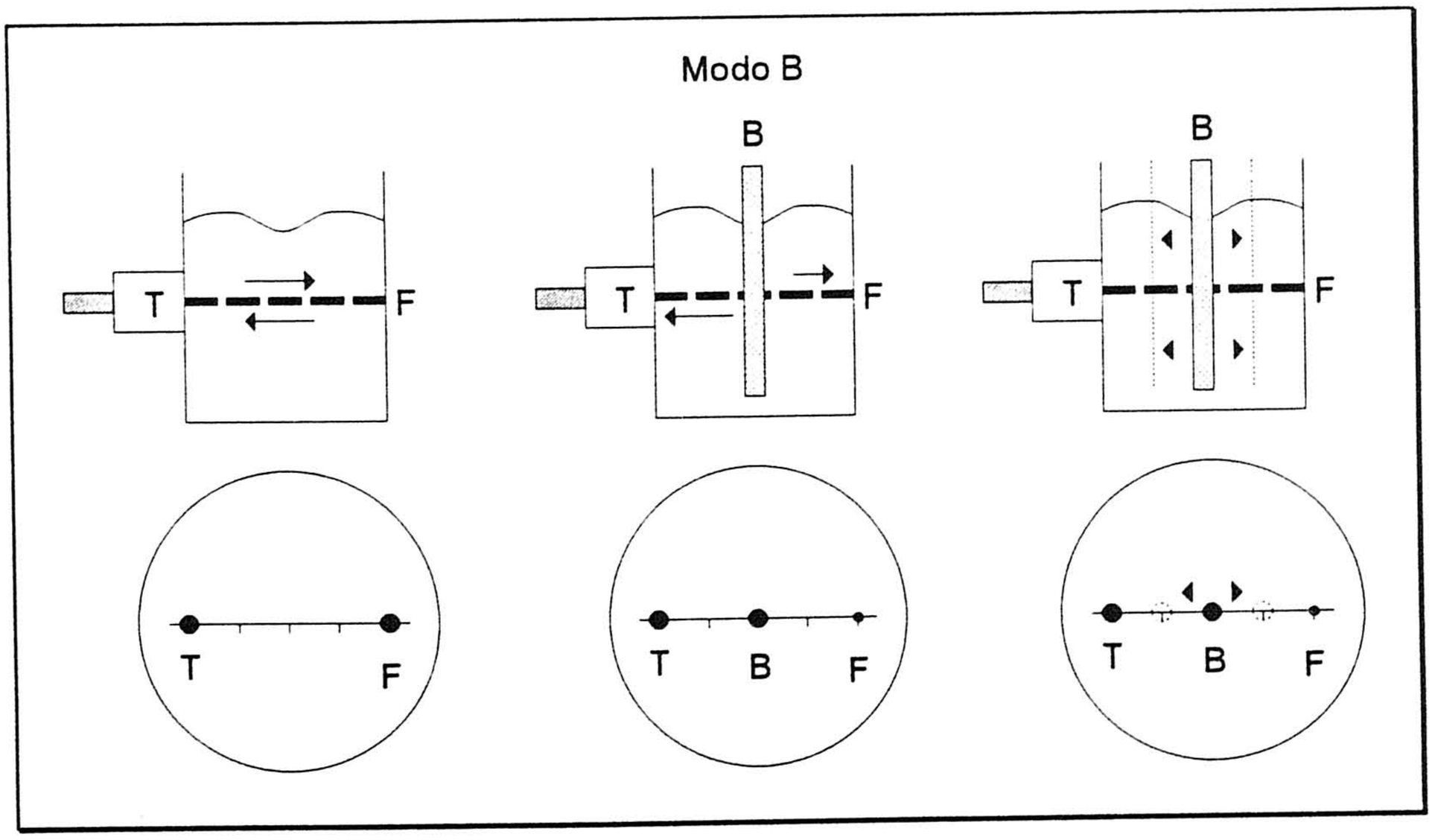


Figura 9 - Visualização em modo B

---

[10] que indicam a distância ao transdutor, sabendo-se a velocidade de propagação.

Se quisermos registar o movimento de afastamento ou aproximação de um reflector em relação ao transdutor, basta fazer a visualização de sucessivas linhas em modo B, em posições paralelas, num monitor de televisão. Este tipo de visualização é conhecido por modo M (de movimento) e mostra-nos um gráfico temporal da profundidade dos reflectores.

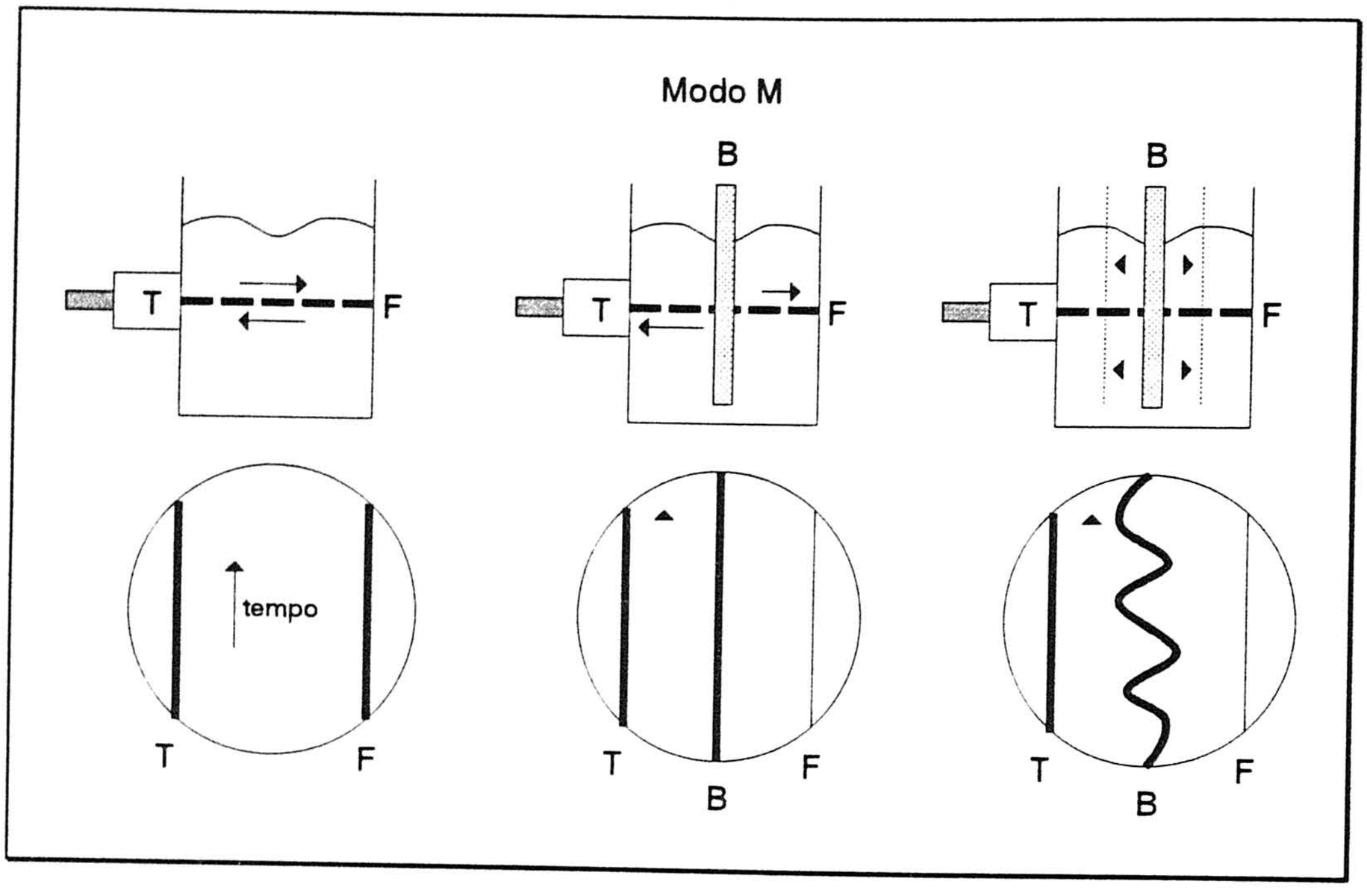


Figura 10 - Visualização em modo M

Para se mostrar mais do que um único ponto de vista (unidimensional), pode agora gerar-se rapidamente uma grande quantidade de linhas em modo B, quer paralelamente, quer a partir de um único ponto, em forma de sector circular. As visualizações que resultam da apresentação em cadência muito rápida destas linhas, formam, pois, cortes bidimensionais dos reflectores para os quais o transdutor é dirigido.

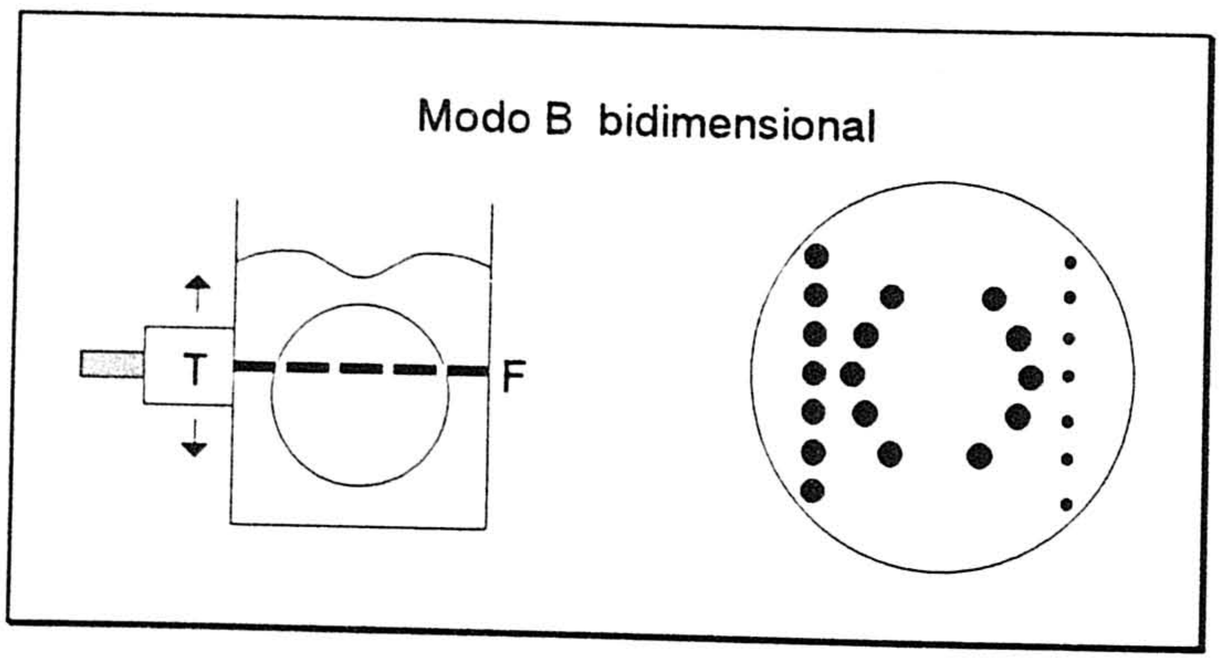


Figura 11 - Visualização em modo B bidimensional

2.2.2.2. Formação da imagem

O processo de conversão dos ultrassons reflectidos numa imagem visível não é menos complicado do que a formação e focagem do feixe emitido. Na figura 12 pode ver-se um diagrama de blocos do processo seguido na formação de imagens no modo B bidimensional, provenientes de um sector circular.

Os ultrassons reflectidos que atingem o transdutor provocam nele uma oscilação da mesma frequência, que por sua vez é transformada numa tensão eléctrica oscilante na gama das rádio-frequências, modulada em amplitude. Esta tensão contém toda a informação relativa às reflexões especulares e ao espalhamento das ondas ultrassónicas incidentes.

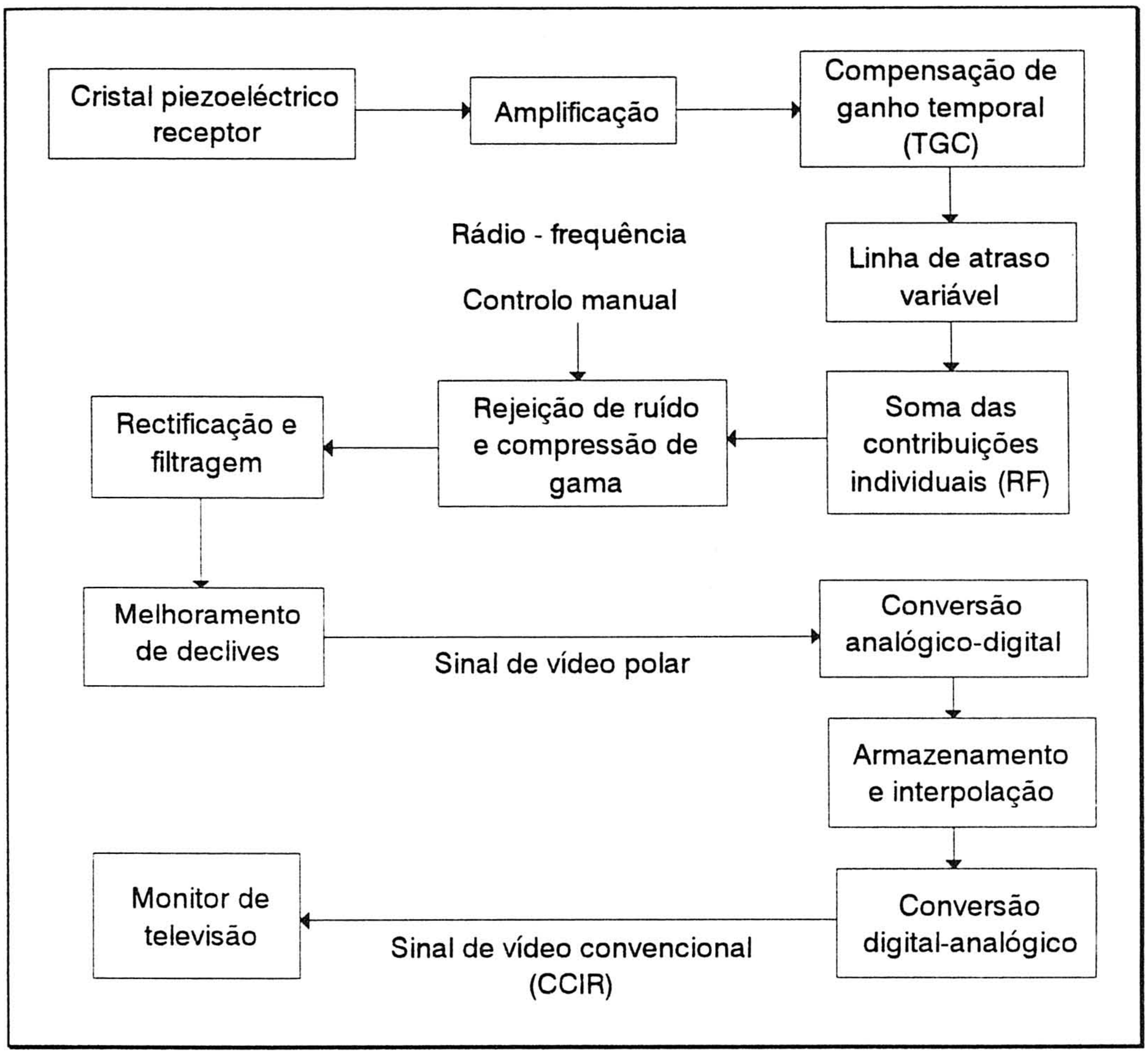


Figura 12 - Diagrama de blocos dos passos envolvidos na formação de uma imagem

Devido à atenuação provocada pelos tecidos, as ondas que regressam de zonas mais profundas, e por isso demoram mais tempo a atingir o transdutor, têm uma amplitude muito menor do que as reflectidas mais à superfície. Para contrabalançar essa atenuação é necessário um sistema de compensação de ganho temporal[11], cuja amplificação vai crescendo com o atraso na recepção dos ecos.

Recorde-se agora que a focagem e direccionamento de um feixe de ultrassons num transdutor do tipo série faseada é conseguido através de pequenos atrasos na excitação dos vários cristais que o compõem. Da mesma forma, quando uma única onda é reflectida e atinge de volta os cristais, estes começarão a oscilar em instantes de tempo diferentes. É pois necesssário providenciar um atraso nas várias tensões geradas, atraso esse que é dependente da posição do cristal na série, do raio do sector circular que está a ser processado e também da profundidade (tempo) do reflector. Após o alinhamento de todos os sinais estes são somados, dando assim origem à informação completa relativa a uma das linhas de pesquisa do sector circular.

---

11 também designado por TGC - *time-gain compensation.*

A próxima fase consiste na rejeição de ruído através de um limiar, em geral regulado do exterior, e da compressão da gama dinâmica do sinal. Tipicamente os cristais piezoeléctricos conseguem detectar uma gama dinâmica de amplitudes que se situa entre 80 e 100 dB, mas, no entanto, a visão humana não distingue brilhos que tenham uma gama dinâmica superior a cerca de 30 dB, daí a necessidade da referida compressão. Esta compressão é, em geral, de tipo logarítmico e pode ser controlada pelo utilizador. [1]

Segue-se uma rectificação e filtragem passa-baixo do sinal de rádio-frequência, complementada, algumas vezes, por uma operação de melhoria dos declives, conseguida pela adição de uma derivação parcial do sinal. Com esta última operação obtém-se uma melhor definição das superfícies especulares. O sinal obtido após esta fase designa-se por sinal de vídeo polar.

Resta agora a conversão deste sinal em vídeo convencional para visualização num monitor de televisão. Essa conversão é conseguida através de uma digitalização de cada linha do sector circular e armazenamento temporário numa memória matricial. Cada ponto digitalizado é colocado na correspondente posição da memória, seguindo-se um preenchimento de todos os pontos entre linhas do sector, por interpolação. Finalmente a memória é lida horizontalmente, linha a linha, convertendo-se novamente os valores digitais para sinal analógico, desta vez no formato de vídeo convencional.

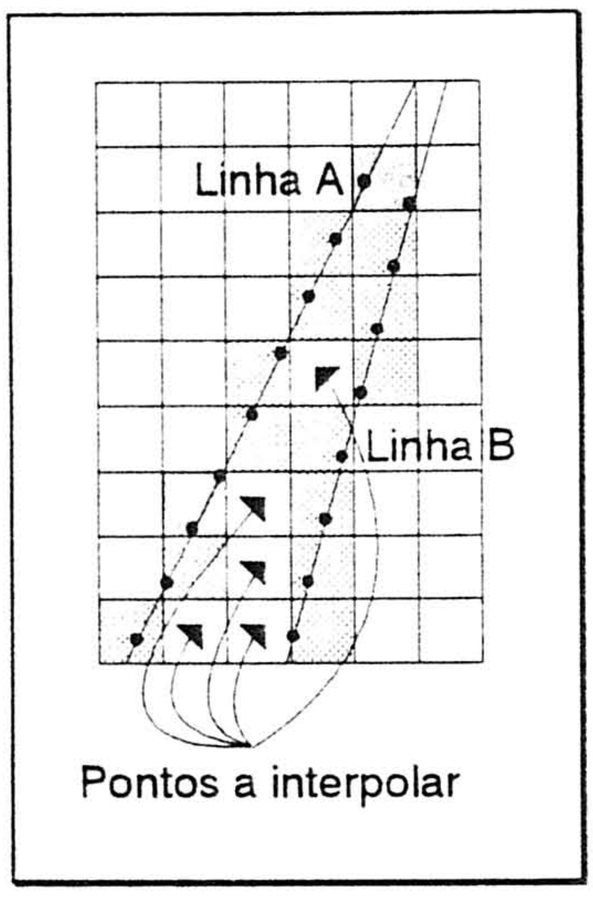


Figura 13 - Processo de conversão de vídeo polar para convencional com o auxílio de digitalização, armazenamento e interpolação

Para uma boa visualização e resolução é necessário produzir e recolher as ondas ultrassónicas a uma cadência bastante elevada. Valores típicos actualmente conseguidos compreendem 100 a 200 linhas em cada sector circular abarcando ângulos de 80° a 110° e cerca de 25 a 30 imagens completas por segundo.

2.3. O exame ecocardiográfico

Não existe uma forma única e bem definida de obter imagens de alta qualidade, no exame ecocardiográfico. Cada exame deve ser adaptado ao paciente que está a ser examinado, o que faz com que o exame ecocardiográfico seja uma técnica altamente sofisticada que requer experiência, habilidade e compreensão dos objectivos pretendidos. [40, 52]

Como se sabe, o som propaga-se de forma muito mais fraca em meios gasosos do que líquidos ou sólidos, o que torna impraticável o atravessamento do tecido pulmonar. Por outro lado, existe uma grande desadaptação acústica entre o tecido ósseo e os restantes tecidos

moles. Quando se tenta atravessar esse tipo de tecido por um feixe ultrassónico, praticamente toda a energia é reflectida ou absorvida.

Para o exame ecocardiográfico do adulto é necessário procurar uma janela acústica adequada, situada entre o segundo e o quinto espaço intercostal e a 3 a 4 cm da fronteira esquerda do esterno. [40] Embora seja este o local mais utilizado para a visualização das estruturas internas do coração, com principal destaque para o ventrículo esquerdo, outros existem também com grande aceitação. Na figura seguinte mostram-se, em diagrama esquemático, esses locais e os nomes utilizados para os designar.

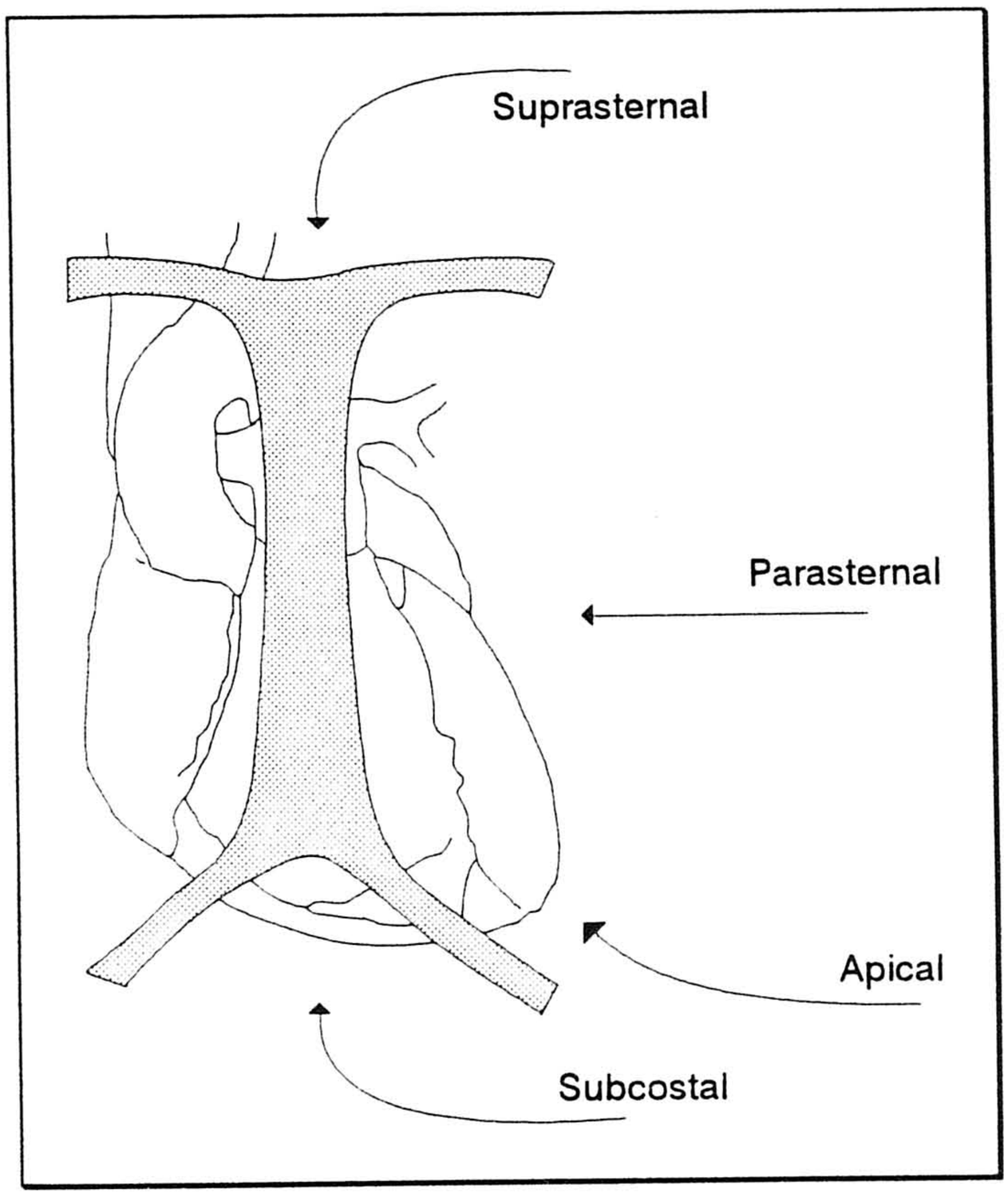


Figura 14 - Posições normalmente utilizadas para o exame ecocardiográfico

Sendo a avaliação da função ventricular esquerda aquela que mais frequentemente se pretende no exame ecocardiográfico e o objectivo final deste trabalho, vamos limitar a breve descrição que vem a seguir ao exame do ventrículo esquerdo. Para posterior referência pode ver-se na figura 15 um corte anatómico do coração e suas principais estruturas. [81]

2.3.1. Visualização do ventrículo esquerdo

Utilizam-se muito frequentemente três planos, aproximadamente perpendiculares entre si, para o exame do ventrículo esquerdo e também de outras estruturas do coração. Dois desses planos englobam o chamado eixo longo do coração, permitindo visualizar grande parte da anatomia interna ao longo da sua dimensão maior. O plano que atravessa todas as cavidades do coração designa-se por plano de quatro câmaras. O terceiro plano é perpendicular a estes dois e permite mostrar fatias paralelas ao chamado eixo pequeno do coração. Veja-se a figura 16.

Todos estes três planos podem ser examinados a partir de vários pontos de vista. Assim, da posição parasternal é possível obter cortes de longo eixo e de pequeno eixo. Estes últimos são, em geral, os de melhor qualidade para pequeno eixo.

Da posição apical obtêm-se bons cortes de longo eixo, quer abarcando as quatro cavidades, quer, na direcção perpendicular, visualizando apenas o ventrículo e a aurícula esquerdos.

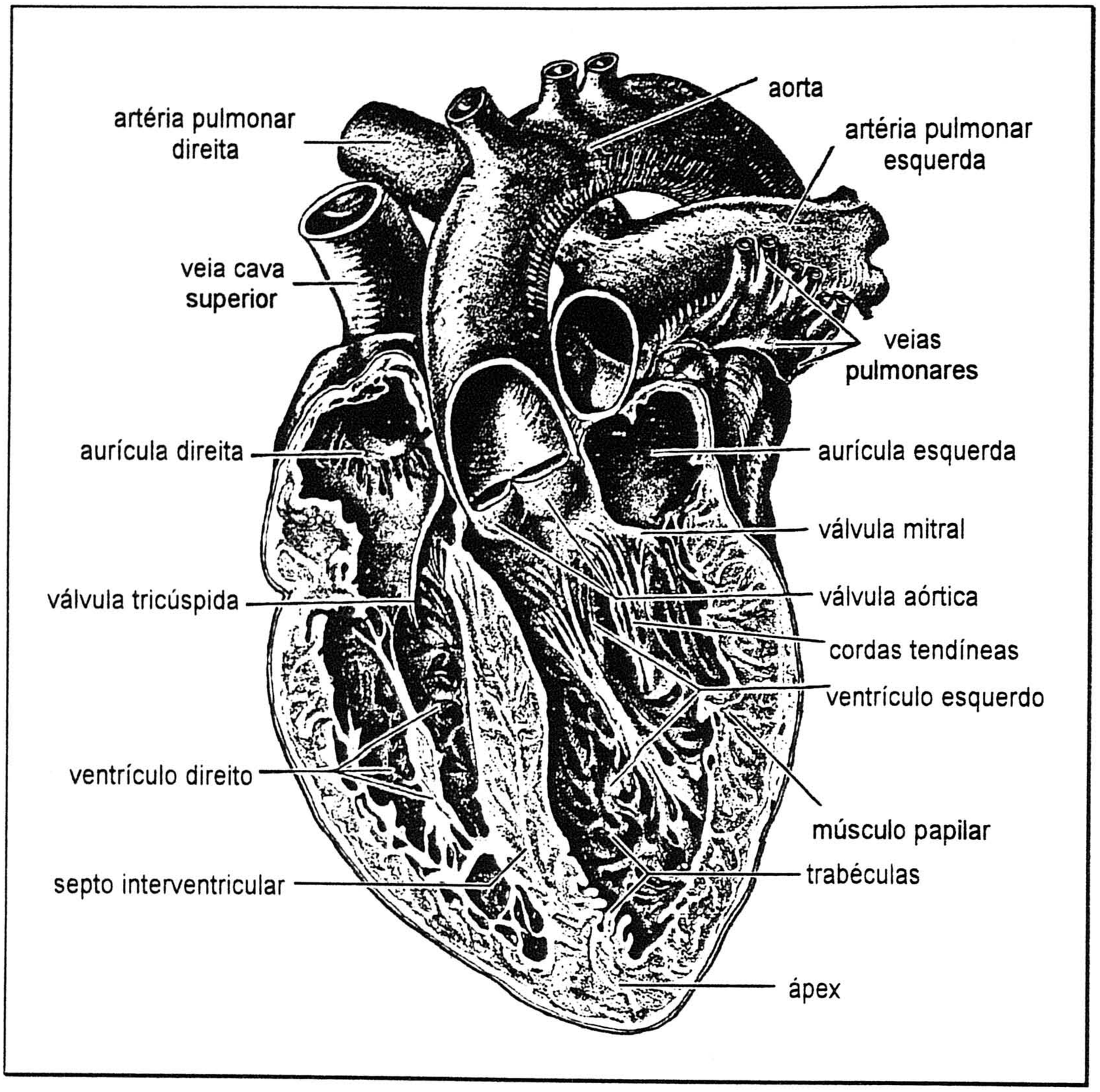


Figura 15 - Anatomia do coração

Da posição subcostal vêem-se as quatro cavidades num plano de longo eixo, sendo também possível obter cortes de pequeno eixo.

A posição suprasternal é geralmente utilizada para obter imagens dos grandes vasos[12] e das aurículas.

Para uma boa caracterização do ventrículo esquerdo basta considerar apenas os cortes de pequeno eixo obtidos do ponto de vista parasternal e os cortes de longo eixo, com duas ou quatro cavidades, obtidos de um ponto de vista apical. Em alguns casos pode ser necessário considerar outros pontos de vista, se não for possível obter boas imagens a partir dos anteriores.

Tem interesse no exame ecocardiográfico do ventrículo esquerdo dispor de 4 a 5 secções de pequeno eixo conforme se mostra na figura 17. A primeira secção[13] situa-se perto do ápex

---

[12] aorta, artéria pulmonar e outros.

[13] secção nº 1 na figura 17.

cardíaco e abaixo dos músculos papilares, dando origem a uma imagem com uma forma aproximadamente circular da cavidade ventricular esquerda.

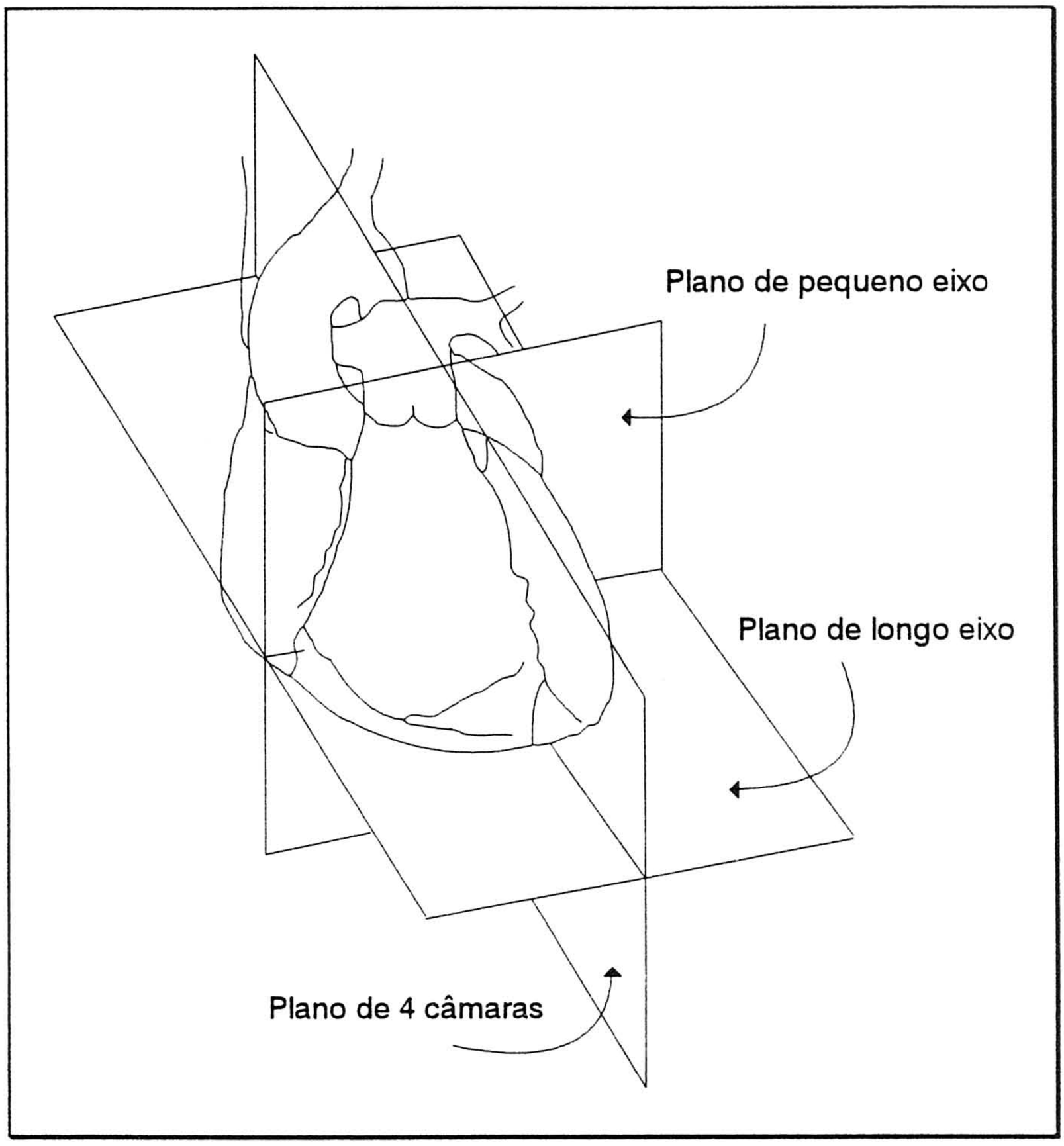


Figura 16 - Planos de visualização em exames bidimensionais

A segunda secção[14] situa-se ao nível dos músculos papilares, aparecendo sempre a sua forma característica nas imagens obtidas, com as duas inserções daqueles músculos na parede cardíaca. A terceira secção[15] situa-se ao nível das cordas tendíneas, entre os músculos papilares e a válvula mitral. Temos depois a quarta secção[16], passando exactamente pela válvula mitral e mostrando o funcionamento desta. Finalmente, poder-se--á considerar ainda uma quinta secção[17], situada na base do ventrículo esquerdo e ao nível da válvula aórtica, mostrando bem o funcionamento desta.

Segundo o eixo longo, em geral têm interesse duas secções perpendiculares entre si. Uma delas mostra as quatro cavidades, enquanto que a outra mostra apenas o ventrículo e a aurícula esquerdos. Para estas secções o melhor ponto de vista costuma ser o apical, permitindo sempre ver de forma completa o ventrículo esquerdo e avaliar as suas dimensões e comportamento.

---

[14] secção nº 2 na figura 17.

[15] não mostrada na figura 17.

[16] secção nº 3 na figura 17.

[17] secção nº 4 na figura 17.

Na figura 18 pode apreciar-se a posição onde deve ser colocado o transdutor para a obtenção das secções parasternais de pequeno eixo, podendo ser necessário a sua colocação em mais do que um espaço intercostal e também, no lado direito, a colocação para a obtenção das secções apicais de longo eixo.

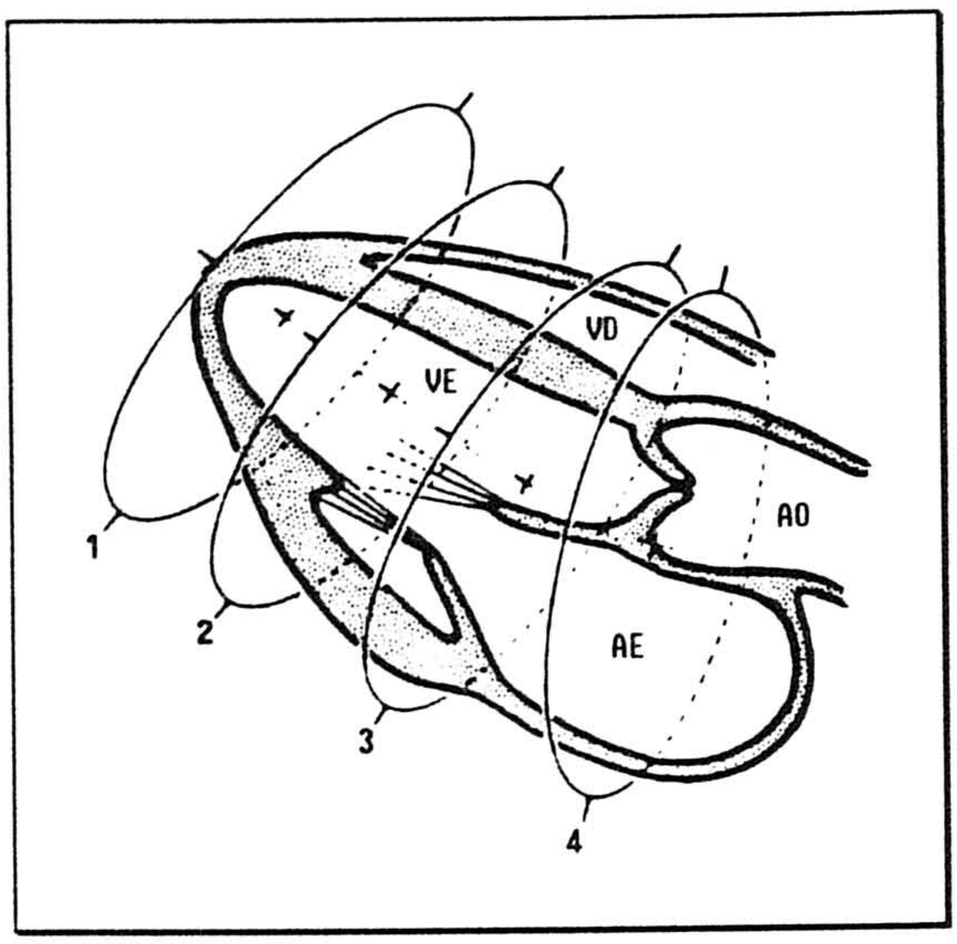


Figura 17 - Algumas secções de pequeno eixo do ventrículo esquerdo

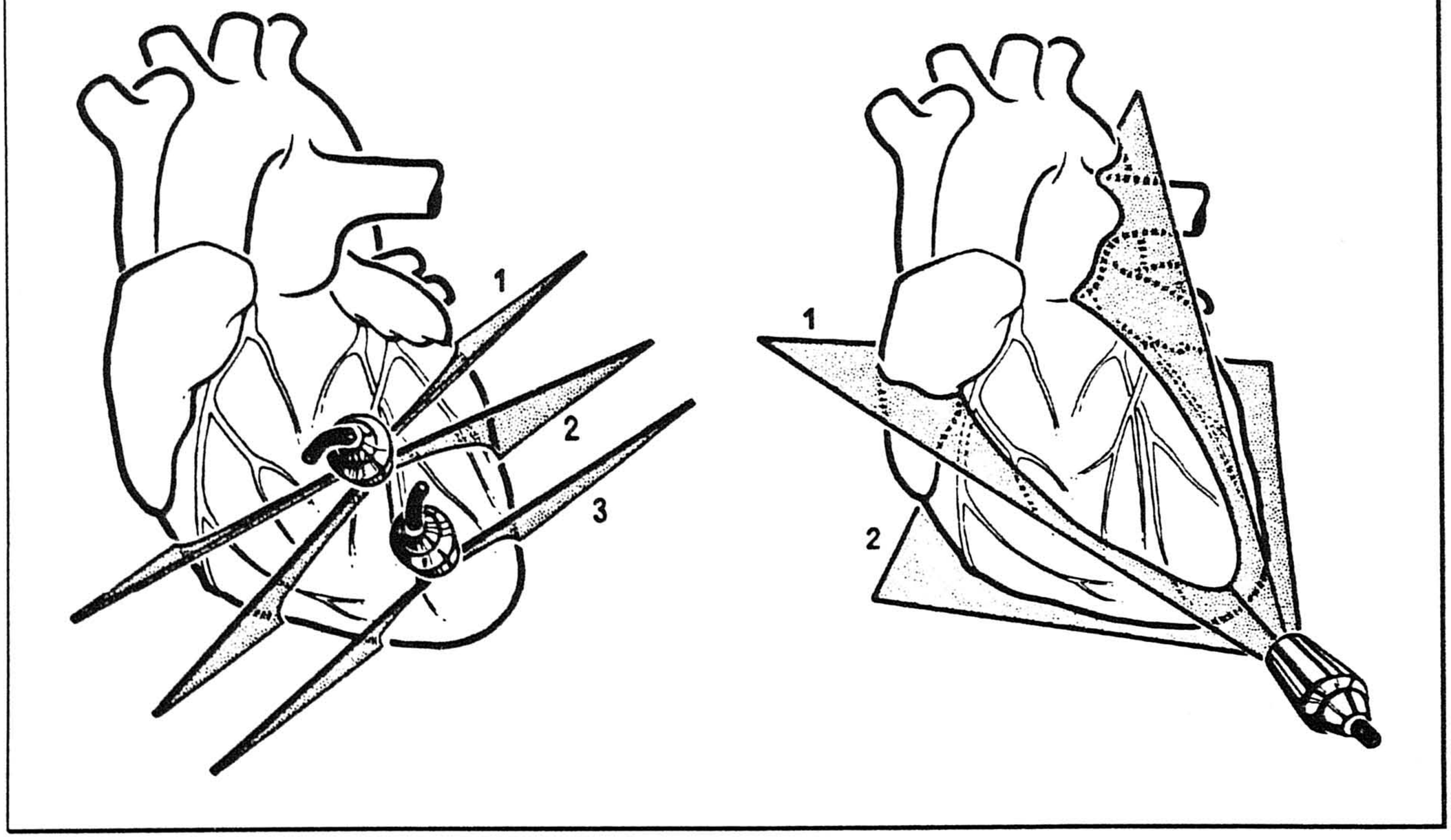


Figura 18 - Posicionamento do transdutor para a obtenção de secções parasternais de pequeno eixo e apicais de longo eixo

2.4. Limitações das imagens ecocardiográficas

No exame ecocardiográfico normal interessa sobretudo a visualização e medição das estruturas macroscópicas do coração. As fronteiras entre essas estruturas visualizam-se

principalmente devido a reflexões especulares dos feixes ultrassónicos, pelo que os ecos provocados pelo espalhamento são considerados ruído para este objectivo. Além disso, existem outros problemas relacionados com a perda de resolução, ausência de ecos em determinadas zonas e produção de artefactos em certas condições. Vamos considerar de seguida alguns dos aspectos que levam à degradação ou a uma baixa qualidade de certas imagens ecocardiográficas. [40, 53, 54]

2.4.1. Resolução

Uma das principais causas da diminuição da resolução das imagens obtidas é sem dúvida a existência do ruído de *speckle*, causado pelo espalhamento. Esse ruído não permite determinar com exactidão o local das reflexões especulares, podendo mascará-las completamente, principalmente se estiverem situadas a grande profundidade, sofrendo por isso grande atenuação, ou se resultarem de fronteiras entre tecidos com impedância característica não muito diferente, caso em que a reflexão é naturalmente fraca.

Outro aspecto limitativo da resolução é o considerar-se uma velocidade de propagação constante dos feixes ultrassónicos nos tecidos[18]. Ora, embora com pequenas diferenças, essa velocidade depende da natureza do tecido atravessado. Como a estimação da profundidade da superfície reflectora se realiza através da medida do intervalo de tempo entre o instante da emissão e o instante da detecção do seu eco, essa variação de velocidade conduz sempre a pequenos erros de posicionamento.

Outras causas da limitação da resolução, já abordadas, são a duração do feixe ultrassónico, que limita também a determinação do posicionamento em profundidade da superfície reflectora[19], e as suas dimensões laterais, que, por não serem negligenciáveis, levam a que pequenos reflectores apareçam com maiores dimensões[20].

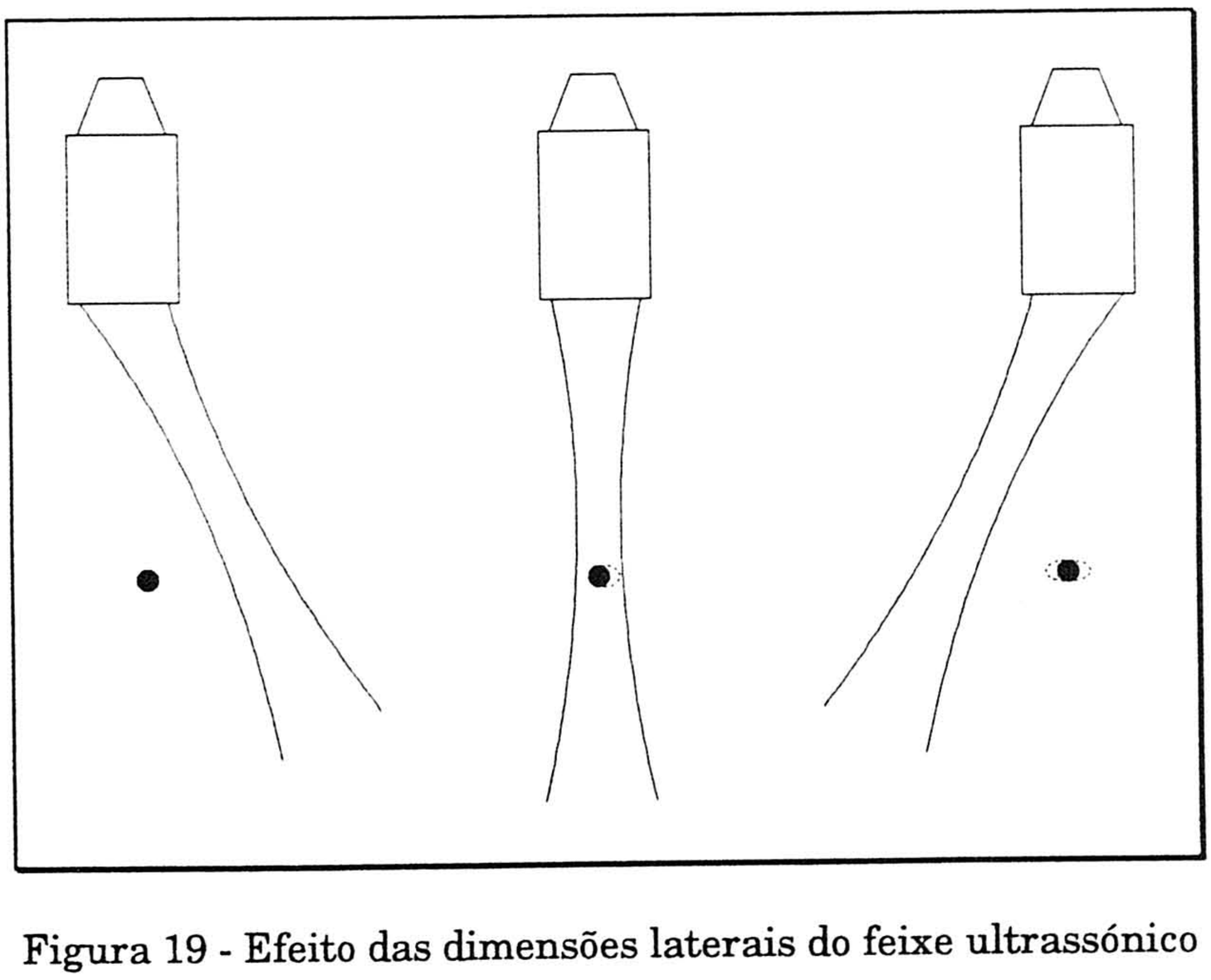


Figura 19 - Efeito das dimensões laterais do feixe ultrassónico

2.4.2. Ausência de ecos

Em estruturas cardíacas, cuja superfície fronteira seja aproximadamente paralela à

---

18 considera-se, em geral, uma velocidade de 1540 m/s.

19 resolução axial.

20 resolução lateral.

direcção de incidência do feixe ultrassónico, nota-se na imagem resultante uma forte atenuação, ou mesmo uma total ausência, do retorno de energia ultrassónica. Isso deve-se à propriedade da reflexão especular que obriga a que o ângulo de reflexão seja igual ao ângulo de incidência.

Na figura seguinte mostra-se uma imagem ecocardiográfica com uma vista de pequeno eixo do ventrículo esquerdo, situada aproximadamente no centro do sector circular, obtida do ponto de vista parasternal, ao nível dos músculos papilares. Nota-se bem na imagem a grande atenuação ou quase ausência de ecos na zona das paredes laterais da cavidade, o que torna difícil visualizar com precisão a separação entre a cavidade[21] e o endocárdio[22] nessas zonas.

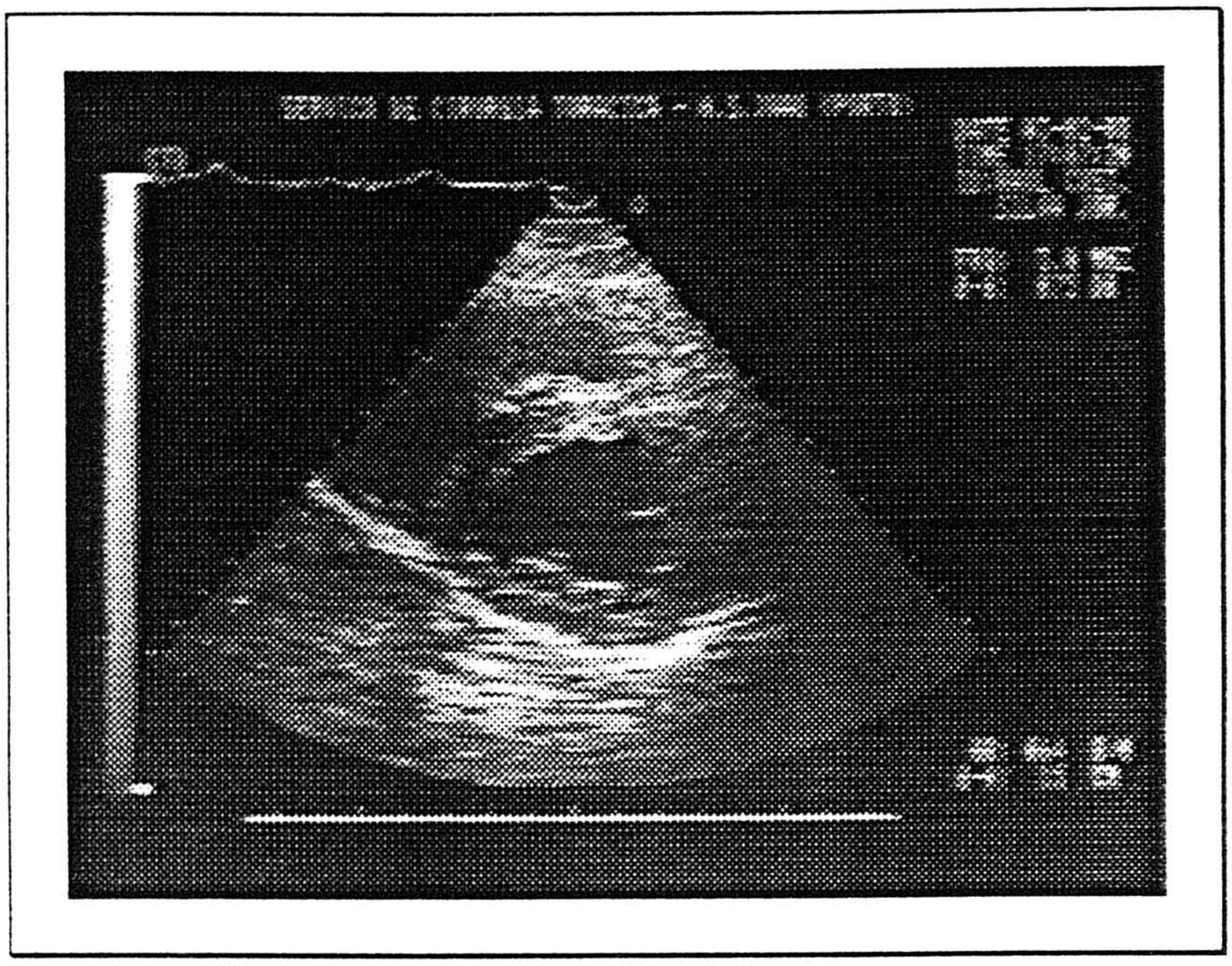


Figura 20 - Imagem ecocardiográfica onde é notória a atenuação nas superfícies especulares aproximadamente paralelas à direcção de incidência

2.4.3. Artefactos

Os artefactos são perturbações da imagem resultante que surgem devido ao aparecimento de falsos ecos que não correspondem à presença de verdadeiras estruturas, ou então devido à ausência de ecos que em circunstâncias normais deveriam aparecer na imagem.

Três dos fenómenos que conduzem ao surgimento destes artefactos são a presença de lobos laterais nos feixes ultrassónicos, as reverberações que se tornam visíveis em certas circunstâncias, e as chamadas sombras acústicas.

2.4.3.1. Lobos laterais

Como já se viu anteriormente, todos os transdutores produzem, a par do feixe principal que vai varrendo a área a visualizar, feixes secundários de muito menor intensidade e que vão acompanhando o feixe principal nos seus deslocamentos.

---

[21] tecido sanguíneo.

[22] tecido muscular.

Em circunstâncias normais os ecos produzidos por estes feixes secundários são demasiado fracos e são rejeitados durante a construção da imagem. No entanto, se o reflector for particularmente forte, devido a uma grande desadaptação da sua impedância característica, ou se o limiar de rejeição de ruído estiver regulado para um nível muito baixo, é possível detectar os ecos provenientes dos feixes laterais e obter assim falsas imagens. Na figura que se segue ilustra-se esse processo.

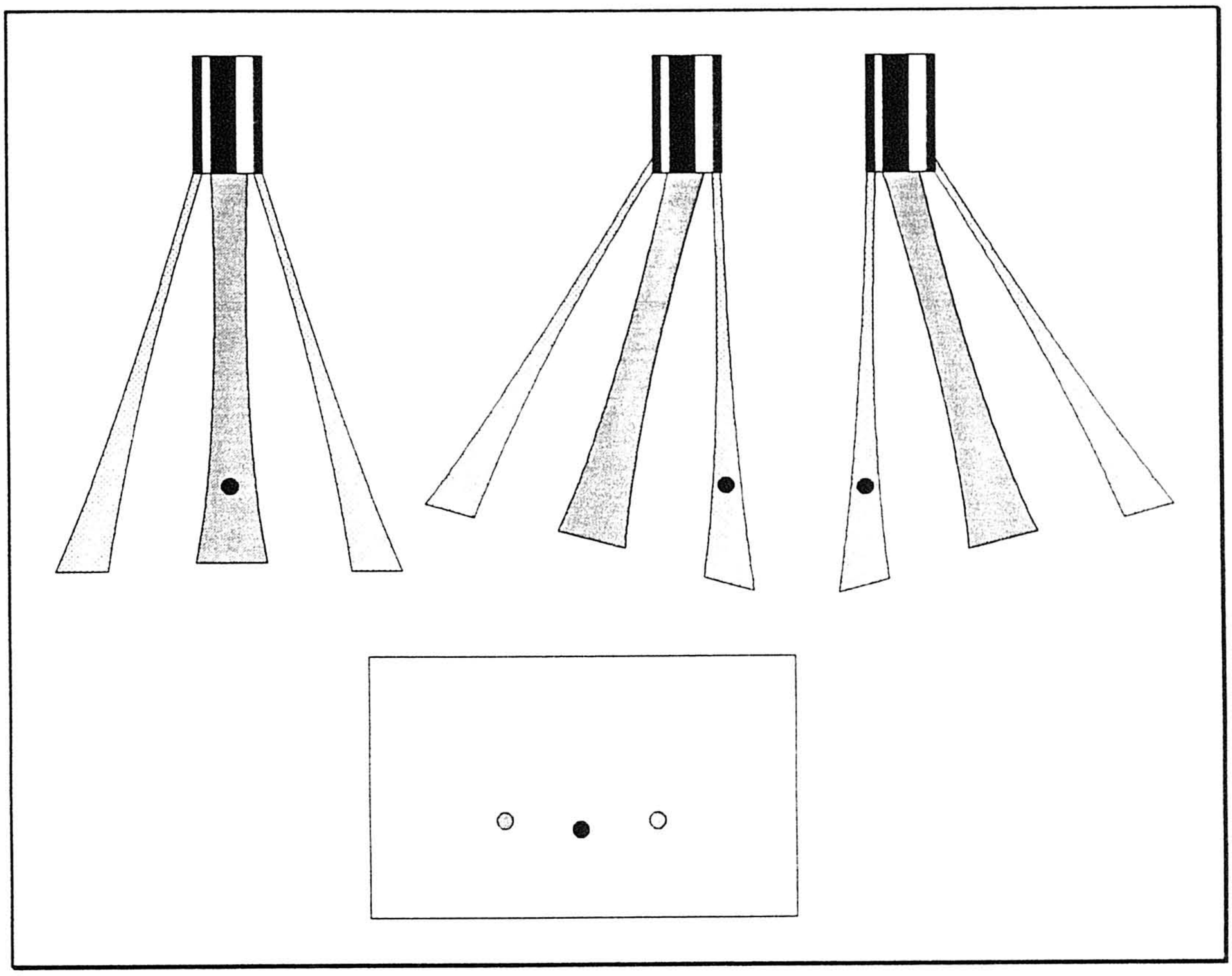


Figura 21 - Artefactos devidos aos lobos laterais

2.4.3.2. Reverberações

As reverberações podem também ser uma causa potencial do aparecimento de falsos ecos nas imagens ecocardiográficas. Surgem quando existem duas superfícies fortemente reflectoras em posições aproximadamente paralelas, dando origem a múltiplas reflexões do mesmo feixe ultrassónico. Pode ver-se na figura seguinte o princípio deste fenómeno.

Após uma primeira reflexão no alvo mais distante poderá haver uma outra, num alvo mais próximo, que reconduza o impulso ultrassónico na direcção inicial, dando origem a uma segunda, ou mais, reflexões no alvo mais distante. Quando os ecos destas sucessivas reflexões no mesmo alvo atingem o transdutor, são interpretados como provindo de múltiplos objectos a distâncias duas, três, etc, vezes a profundidade do objecto real, podendo aparecer na imagem produzida se tiverem a intensidade necessária.

2.4.3.3. Sombras acústicas

Uma estrutura fortemente reflectora ou que cause uma grande atenuação das ondas ultrassónicas irá ocultar outras estruturas que se situem atrás dela na direcção de propagação, por impedimento no prosseguimento da propagação do feixe, pelo menos com uma amplitude significativa. Diz-se que essas estruturas se situam na sombra.

Os tecidos calcificados ou fibrosos estão nas condições de produzirem sombras acústicas por possuirem impedâncias características bastante mais elevadas que os tecidos normais. Uma situação que por vezes ocorre é a calcificação das válvulas cardíacas, que impede a boa visualização das estruturas que se encontrem atrás delas, na direcção de propagação do feixe ultrassónico, projectando um cone de sombra acústica nessa direcção.

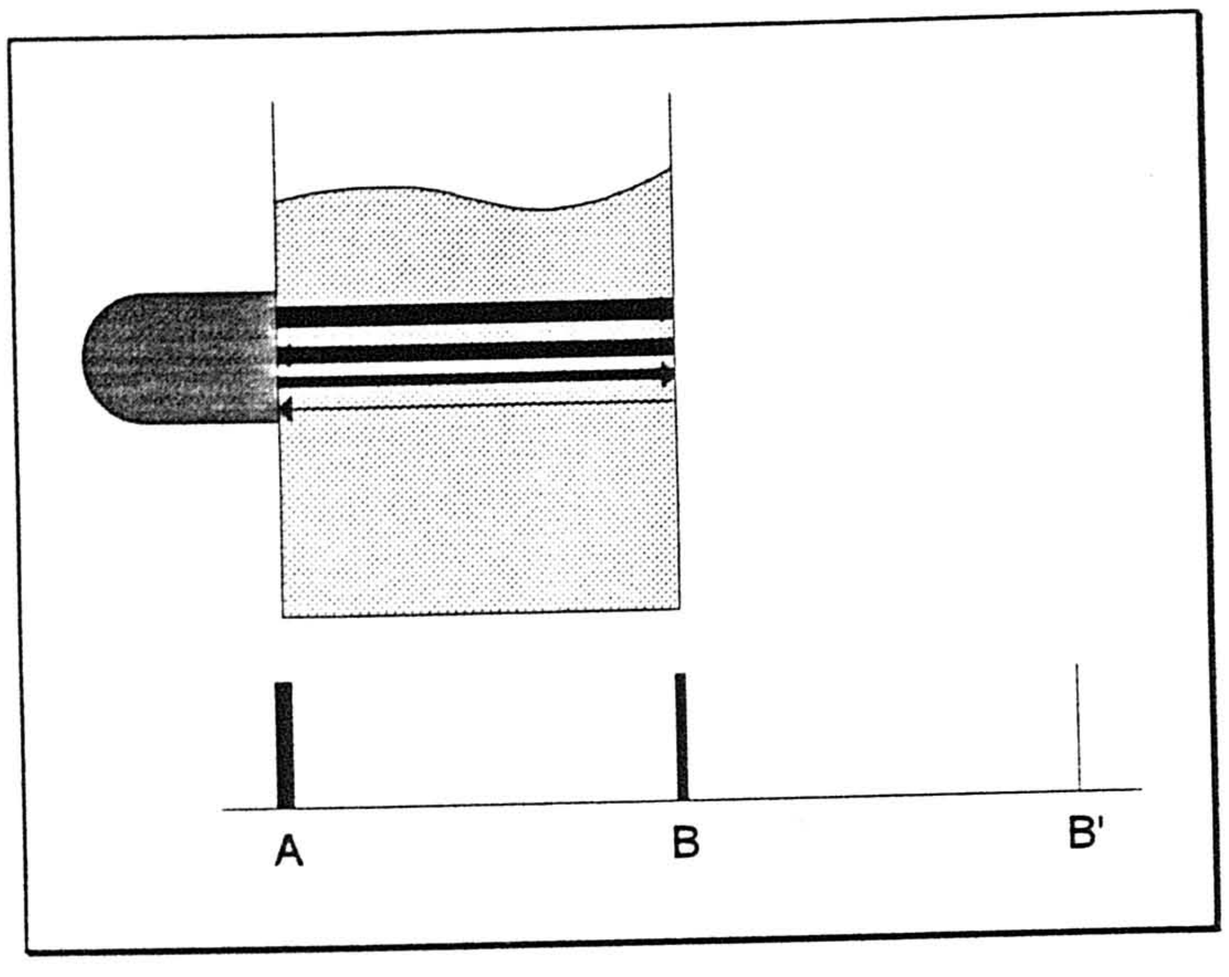
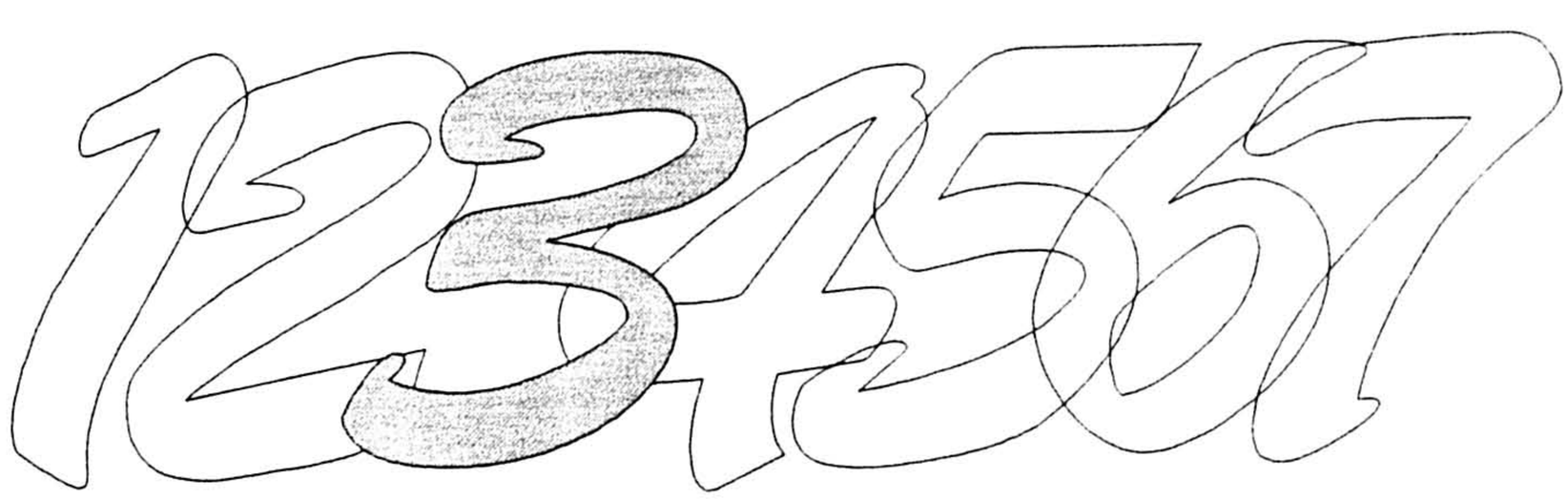


Figura 22 - Artefactos produzidos por reverberações

Capítulo



Possibilidades, Objectivos e Meios

3. POSSIBILIDADES, OBJECTIVOS E MEIOS

3.1. Quantificação dos exames ecocardiográficos

O aparecimento de comunicações e resultados de experiências afirmando que a ecocardiografia poderia ser utilizada para a avaliação quantitativa da função do ventrículo esquerdo foi provavelmente um dos factores principais a despoletar o rápido crescimento e interesse mundial que actualmente se dedica a esta técnica.

3.1.1. Medições em modo M

Até meados da década de 70 o exame ecocardiográfico utilizando o modo M era bastante comum, por a qualidade das imagens obtidas ser superior à do modo B bidimensional. À medida que o equipamento foi evoluindo e se foram conseguindo taxas de amostragem maiores, este último modo foi ganhando crescentes adeptos, embora o modo M se continue ainda a utilizar.

Várias tentativas de quantificação surgiram ainda quando praticamente se utilizava exclusivamente o modo M, como o demonstram inúmeras comunicações da altura. Foram propostas uma grande variedade de medições que acompanhavam a utilização crescente dos computadores para esse fim. Muitos desses métodos deram origem a recomendações prospostas pela *American Society of Echocardiography* [40].

As medições propostas em modo M incluem, entre outras, a avaliação das dimensões das cavidades cardíacas [41, 47, 58, 118, 119], a avaliação da espessura das paredes e medidas temporais.

Uma das distâncias mais utilizadas para a avaliação das dimensões do ventrículo esquerdo é a que vai do septo interventricular ao seu endocárdio posterior, quer na diástole quer na sístole. Esta medição deve ser feita quando o feixe ultrassónico é colocado entre a válvula mitral e os músculos papilares.

Depois de obtida esta medição existem várias maneiras de se tirar partido dela. Pode-se, por exemplo, usá-la sem mais modificações. Com a prática crescente muitos cardiologistas vão ganhando a sensibilidade necessária para tirarem conclusões apenas a partir da medição directa. No entanto, é de uso corrente converter estas medições para termos comummente usados na prática angiográfica, isto é volumes e fracção de ejecção.

Apesar de se ter demonstrado uma correlação entre aquela medição e o volume da câmara obtido por métodos angiográficos [41], só em casos excepcionais existe uma concordância perfeita.

O modelo utilizado pela maior parte dos autores para a estimação do volume da câmara a partir de uma única distância, baseia-se no facto de que o ventrículo esquerdo, em indíviduos normais, poderia ser descrito como um elipsóide alongado onde os dois eixos menores são aproximadamente iguais e o maior cerca do dobro dos anteriores. A medição efectuada corresponderia à dimensão de um dos eixos menores, aceitando-se ainda que existiria uma contracção uniforme das paredes ventriculares [p. ex. 48]. Na figura 23 ilustra-se a configuração deste modelo.

Infelizmente, muitas destas suposições não são verdadeiras em muitos casos e mesmo com a introdução de correcções, entretanto sugeridas [157], não é recomendável a estimação do volume da câmara baseada apenas numa distância [40].

Outro parâmetro medido a partir da mesma distância[23] é o chamado encurtamento

---

[23] que é vulgarmente conhecida como "dimensão interna do ventrículo esquerdo" ou LVID - *left ventricular internal dimension*, ou ainda como distância septal-posterolateral.

fraccionário[24], calculado como:

$$\frac{LVID_d - LVID_s}{LVID_d} \times 100\ \% \qquad (9)$$

onde os índices **d** e **s** se referem à diástole e sístole respectivamente.

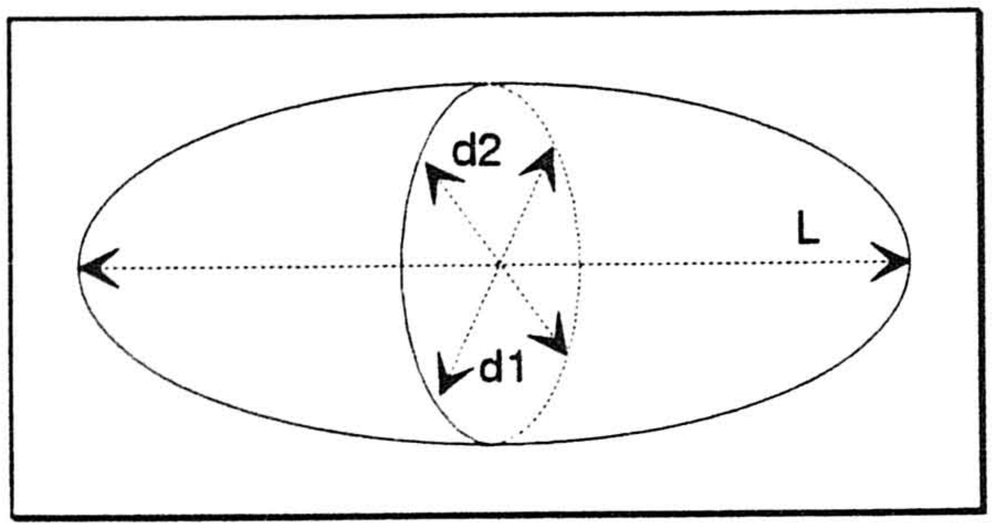


Figura 23 - Modelo do elipsóide para a estimação do volume ventricular esquerdo

Trata-se de uma outra forma de descrever a qualidade das contracções ventriculares. No entanto, se existirem anormalidades na contracção das paredes ventriculares em zonas não examinadas, o valor a que se chega não é representativo da função de todo o ventrículo esquerdo.

Dispondo-se de uma medida do tempo de ejecção[25], pode ainda calcular-se a taxa média do encurtamento fraccionário, com interesse em algumas situações [123]:

$$\frac{LVID_d - LVID_s}{LVID_d \cdot TE}\ (s^{-1}) \qquad (10)$$

onde TE é o tempo de ejecção.

Foram também efectuados diversos estudos no que diz respeito à mobilidade das paredes cardíacas. É possível medir directamente a amplitude de movimento das paredes anterior e posterior do ventrículo, bem assim como a sua velocidade média durante a contracção. Apesar da facilidade de efectuar medidas temporais, o modo M não é adequado para a avaliação regional da mobilidade parietal uma vez que em cada visualização apenas se dispõem de dois pontos do endocárdio, um anterior e outro posterior.

Parâmetros com interesse para diversos diagnósticos são também a espessura das paredes ventriculares e a sua variação ao longo do ciclo cardíaco. Em modo M é relativamente simples medir a espessura da parede posterior e da parede septal em qualquer altura do ciclo cardíaco.

Com estas medidas, houve até quem tentasse estimar a massa ventricular a partir da diferença do volume epicárdico e do volume da cavidade [160]. A massa ventricular está, na maior parte dos casos, directamente relacionada com a pressão interna. A razão entre espessura ou massa e o volume da cavidade pode ser um parâmetro muito útil na determinação da severidade de estados crónicos de excesso de volume ou pressão [40].

3.1.2. Medições em modo B bidimensional

À medida que os transdutores e a aparelhagem de ultrasonografia em geral foram sendo aperfeiçoados, o modo B bidimensional foi também ganhando crescente utilização e

---

24 *Fractional shortening.*

25 tempo de esvaziamento do ventrículo; é o intervalo de tempo que medeia entre o fim da diástole e o fim da sístole.

qualidade, abrindo novas perpectivas na quantificação dos exames.

De facto, com as múltiplas vistas de que é possível dispor num exame bidimensional, esta técnica permite a visualização mais completa do ventrículo esquerdo correntemente disponível entre as utilizadas mais rotineiramente, incluindo a angiografia ou os estudos com rádio-nuclidos [40].

Os cortes bidimensionais obtidos nestes exames permitem resolver muitas das limitações inerentes ao carácter unidimensional do modo M. Assim, como era de esperar, surgiram rapidamente vários métodos para o cálculo dos volumes ventriculares e parâmetros relacionados, espessura e massa das paredes e ainda estudos envolvendo medições do movimento e espessamento das paredes ao longo do ciclo cardíaco. Com algum esforço, houve ainda tentativas para a reconstrução tridimensional do ventrículo esquerdo [147, 148, 161].

3.1.2.1. Estimação do volume do ventrículo esquerdo

Praticamente todos os métodos desenvolvidos para a medição do volume ventricular esquerdo derivaram directamente da experiência já adquirida com as mesmas medições na angiocardiografia. Nestas medições, considera-se a cavidade do ventrículo esquerdo como tendo a forma de um elipsóide. Esta pretensão é corroborada por uma quantidade grande de dados angiográficos acumulados ao longo dos anos [40].

Assumindo então o modelo do elipsóide, temos que o seu volume pode ser calculado através dos comprimentos dos seus eixos, um eixo longo e dois pequenos, como se ilustra na figura 23. Estes comprimentos podem ser obtidos por medição directa, em convenientes cortes bidimensionais. Outra alternativa é a medição directa do eixo longo e da área de um corte perpendicular. Esta segunda técnica designa-se habitualmente por método da área-comprimento.

Em qualquer dos métodos descritos, a medição do eixo longo do ventrículo esquerdo é usualmente efectuada a partir da vista apical de duas ou quatro câmaras. Os dois eixos curtos, ou a área da secção média, normal ao eixo longo, podem ser obtidos directamente a partir de uma das vistas parasternais de pequeno eixo, usualmente ao nível das cordas tendíneas ou músculos papilares.

Obtidas estas medidas poderá então calcular-se o volume da cavidade através da equação:

$$V = \frac{4}{3}\pi\frac{L}{2}\frac{d_1}{2}\frac{d_2}{2} \tag{11}$$

onde L, d_1 e d_2 são os comprimentos dos três eixos do elipsóide, mostrados na figura 23.

Alternativamente poderá utilizar-se uma área de pequeno eixo que substituída na equação acima nos dá a relação:

$$V = \frac{4}{3}\frac{L}{2}A \tag{12}$$

onde A é a área da secção média normal ao eixo longo.

Apesar da grande aceitação deste modelo tem-se verificado que nem sempre conduz a resultados muito correctos, principalmente em pacientes com deformações importantes das câmaras cardíacas como são os que sofrem de discinésia ou de dilatação aneurísmica.

Para obviar a esse problema, muitos investigadores procuraram técnicas de cálculo do volume ventricular que não necessitassem de um modelo geométrico. A que obteve mais aceitação é baseada na regra de Simpson. A base desta regra para a medida de volumes é a divisão do objecto em fatias de espessura conhecida, obtendo-se o volume pela soma dos

volumes das fatias [40, 46]. Ilustra-se o processo na figura seguinte. O volume de cada fatia pode ser calculado pela medida da área das suas superfícies planas e pela medida ou estimação da sua espessura.

Para a medida de volumes de formas irregulares são necessárias mais fatias do que para formas mais regulares e suaves, como seria de esperar.

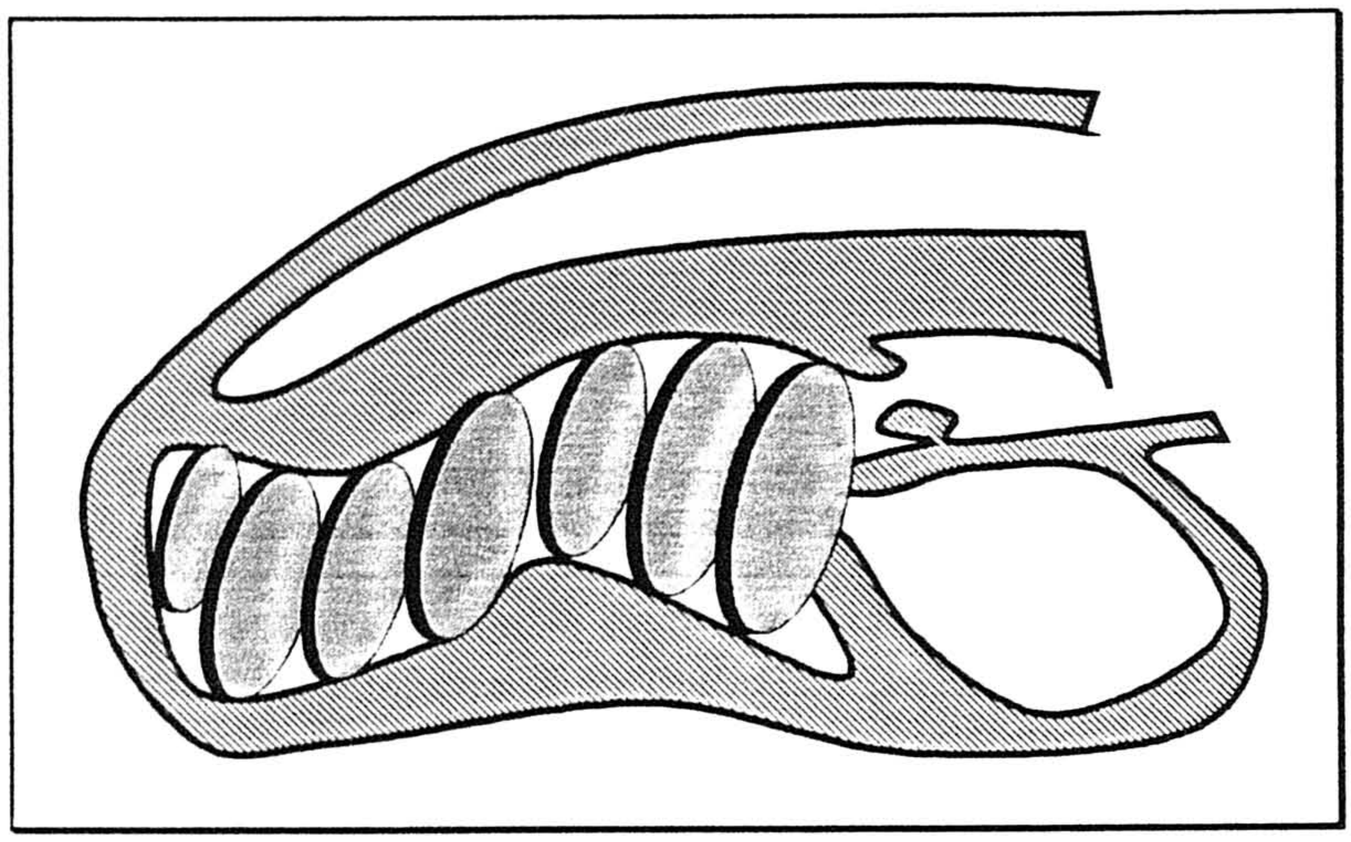


Figura 24 - Aplicação da regra de Simpson ao cálculo de um volume

Infelizmente, e devido à interferência do tecido ósseo das costelas, não é possível obter muitas secções paralelas de pequeno eixo do ventrículo esquerdo, tendo sido usual limitar o número de secções a duas ou três, aplicando-se o que é conhecido na literatura como regra de Simpson modificada. Apesar disso, muitos autores mostraram ser esse o método mais preciso [45, 46, 112].

Outros modelos geométricos têm sido descritos e aplicados no cálculo do volume ventricular, no sentido de minimizar o número de imagens e medições necessárias e consequentemente minimizar o tempo que o médico terá de dispender para efectuar o seu diagnóstico. Alguns desses modelos descrevem o ventrículo como tendo a forma de uma 'bala', constituída por um cilindro seguido de uma meia esfera ou de um meio elipsóide. Tais modelos exigem apenas o conhecimento de uma área de pequeno eixo e do comprimento axial do ventrículo, conduzindo a fórmulas de cálculo do volume tão simples como:

$$V = \frac{5}{6} A\, L \tag{13}$$

onde A é a área transversal e L o comprimento axial.

3.1.2.2. Modelos para o cálculo do volume do ventrículo esquerdo

Resultando das diversas propostas feitas por vários autores, ficaram consagrados hoje em dia para o cálculo dos volumes ventriculares seis modelos distintos, compilados por Folland e Parisi [45, 46, 112], e que têm sido aplicados directamente ou com ligeiras variações em diversas situações. Segue-se uma breve descrição.

- ***Modelo baseado na regra de Simpson modificada***

Neste modelo, o comprimento do eixo longo do ventrículo esquerdo considera-se dividido em três partes iguais e o seu volume modelizado como sendo a soma de dois troncos de cone, para as duas primeiras secções e um cone para a terceira secção, como se vê na figura 25.

Sendo o volume do tronco de cone dado por:

$$V = \frac{1}{3}(A_1 + A_2 + \sqrt{A_1 A_2})\ h \tag{14}$$

ou, mais simplificadamente:

$$V \approx \frac{A_1 + A_2}{2} h \tag{15}$$

onde A_1 e A_2 são as áreas das bases e h a altura ou distância entre as bases, e o volume de um cone dado por:

$$V = \frac{1}{3} A\ h \tag{16}$$

o volume total do ventrículo será, conhecidas as três áreas e o comprimento total L, dado por:

$$V = (\ A_1 + 2A_2 + 2A_3 + \sqrt{A2} \cdot (\sqrt{A_1} + \sqrt{A_3})\ )\ \ \frac{L}{9} \tag{17}$$

ou aproximadamente:

$$V \approx (\ \frac{1}{2} A_1 + A_2 + \frac{5}{6} A_3\ )\ \frac{L}{3} \tag{18}$$

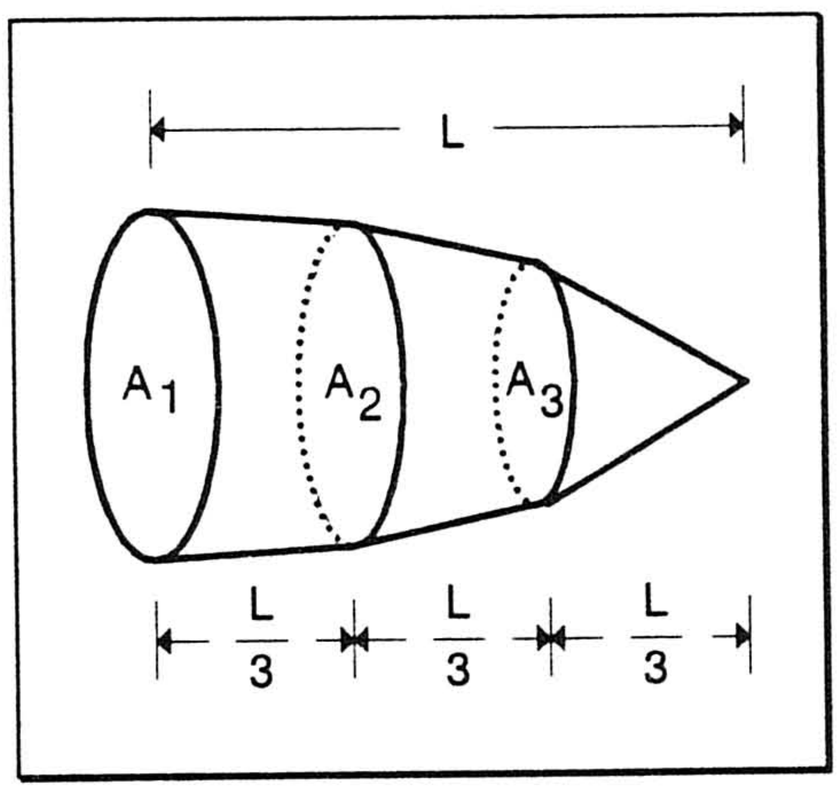


Figura 25 - Regra de Simpson modificada

As áreas A_1, A_2 e A_3 são as de cortes transversais do ventrículo esquerdo, obtidas em vistas parasternais ao nível da válvula mitral, cordas tendíneas e músculos papilares, ou semelhantes se não se dispuser destas. O comprimento L pode obter-se de uma vista apical de 2 ou 4 cavidades.

Este modelo é o que utiliza mais informação retirada do exame ecocardiográfico, sendo também por isso o mais preciso.

- ***Modelo do cilindro-hemisfério***

Trata-se de um modelo geométrico extremamente simples, requerendo apenas uma área e um comprimento. Neste modelo assume-se que o eixo longo do ventrículo está dividido em 2 partes iguais, sendo a primeira um cilindro e a segunda uma meia esfera, como se pode ver na figura 26.

A área transversal necessária ao modelo é a área obtida ao nível da válvula mitral ou cordas tendíneas, servindo de base tanto para o cilindro como para a semi-esfera.

Calculando os volumes das duas partes e somando obtém-se:

$$V = A\frac{L}{2} + \frac{2}{3}A\frac{L}{2} = \frac{5}{6}A\,L \qquad (19)$$

onde A é a área transversal e L o comprimento total do eixo longo.

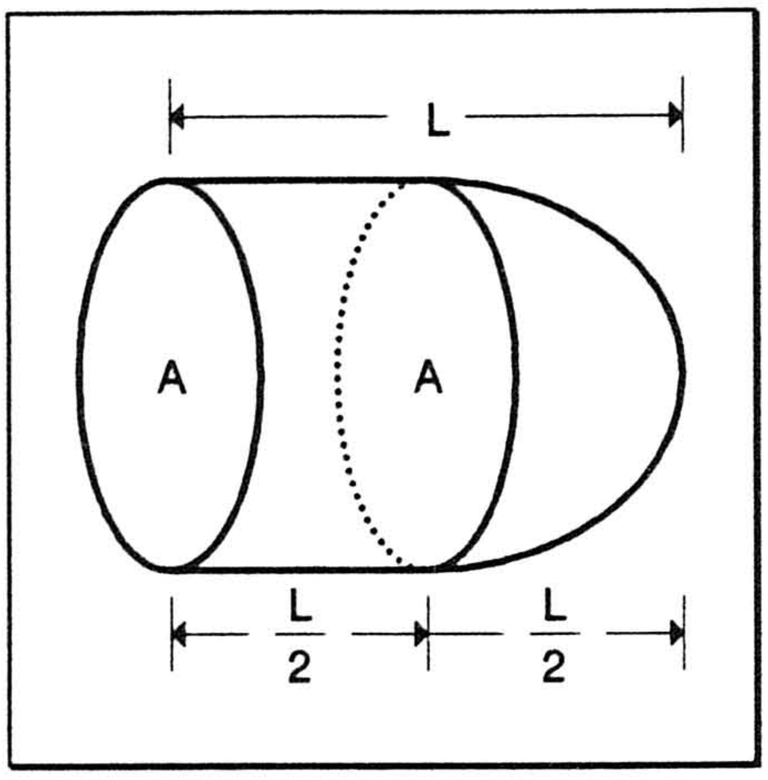


Figura 26 - Modelo do cilindro-hemisfério

- ***Modelo do elipsóide biplano***

Trata-se de um modelo directamente derivado dos exames angiocardiográficos. Desenvolvido e aplicado por Dodge e Sandler [35] é ainda hoje o modelo mais aplicado e considerado mais preciso no que diz respeito à angiografia. É este modelo o que é considerado padrão nos estudos comparativos entre as várias técnicas de medida do volume ventricular esquerdo.

Na adaptação deste modelo à ecocardiografia, as projecções angiográficas mutuamente perpendiculares, anteroposterior e lateral[26], são substituídas pelas vistas apical de 2 ou 4 cavidades e parasternal ao nível da válvula mitral ou cordas tendíneas. Ver a figura 27.

Para este modelo é necessário conhecer o comprimento do eixo longo (L) que é medido directamente da vista apical. O eixo contido no mesmo plano, mas perpendicular ao eixo longo, é estimado a partir da área da vista apical (A_{ap}) e do comprimento do eixo (L), partindo da expressão da área de uma elipse:

$$d = \frac{4\,A_{ap}}{\pi\,L} \qquad (20)$$

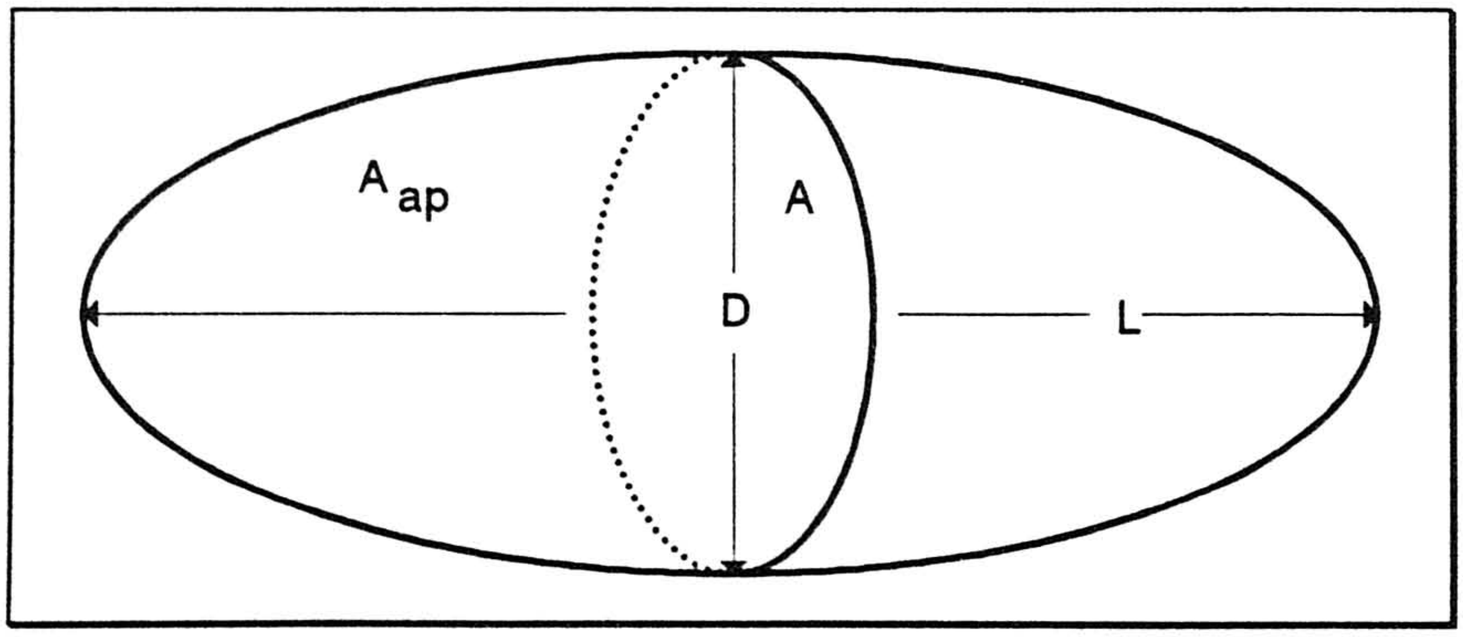


Figura 27 - Modelo do elipsóide biplano

[26] designadas habitualmente na literatura médica por projecções AP e LAT, respectivamente.

O eixo contido na vista parasternal, que deverá ser perpendicular aos dois anteriores, é estimado de uma forma semelhante partindo da área parasternal (A) e da medida directa da distância septal-posterolateral[27] (D). Esta distância (D) é essencialmente equivalente ao eixo (d) estimado anteriormente.

Estando de posse dos valores dos comprimentos dos três eixos mutuamente perpendiculares e assumindo o modelo do elipsóide (equação (11)), o seu volume é então calculado como sendo:

$$V = \frac{\pi}{6} L \left(\frac{4 A}{\pi D}\right)\left(\frac{4 A_{ap}}{\pi L}\right) \qquad (21)$$

- ***Modelo do elipsóide mono-plano***

Este modelo é também baseado naqueles que foram desenvolvidos para a angiocardiografia, sendo muito utilizado. Necessita apenas de um plano de eixo longo, que se admite ser elíptico, sendo toda a cavidade ventricular obtida por revolução, em torno do eixo longo, desse plano. Nos exames angiográficos utiliza-se a projecção anteroposterior ou a projecção oblíqua anterior direita[28] [79, 171].

Nos exames ecocardiográficos, o eixo menor da elipse de revolução é estimado, de forma semelhante à apresentada na equação (20), a partir da área de uma vista apical (A_{ap}) e do seu eixo maior (L), medido directamente. Aplicando agora a equação do volume do elipsóide, obtém-se:

$$V = \frac{\pi}{6} L \left(\frac{4 A_{ap}}{\pi L}\right)^2 = \frac{8 A_{ap}^{\ 2}}{3 \pi L} \qquad (22)$$

Na figura seguinte podem ver-se os elementos necessários à aplicação deste modelo.

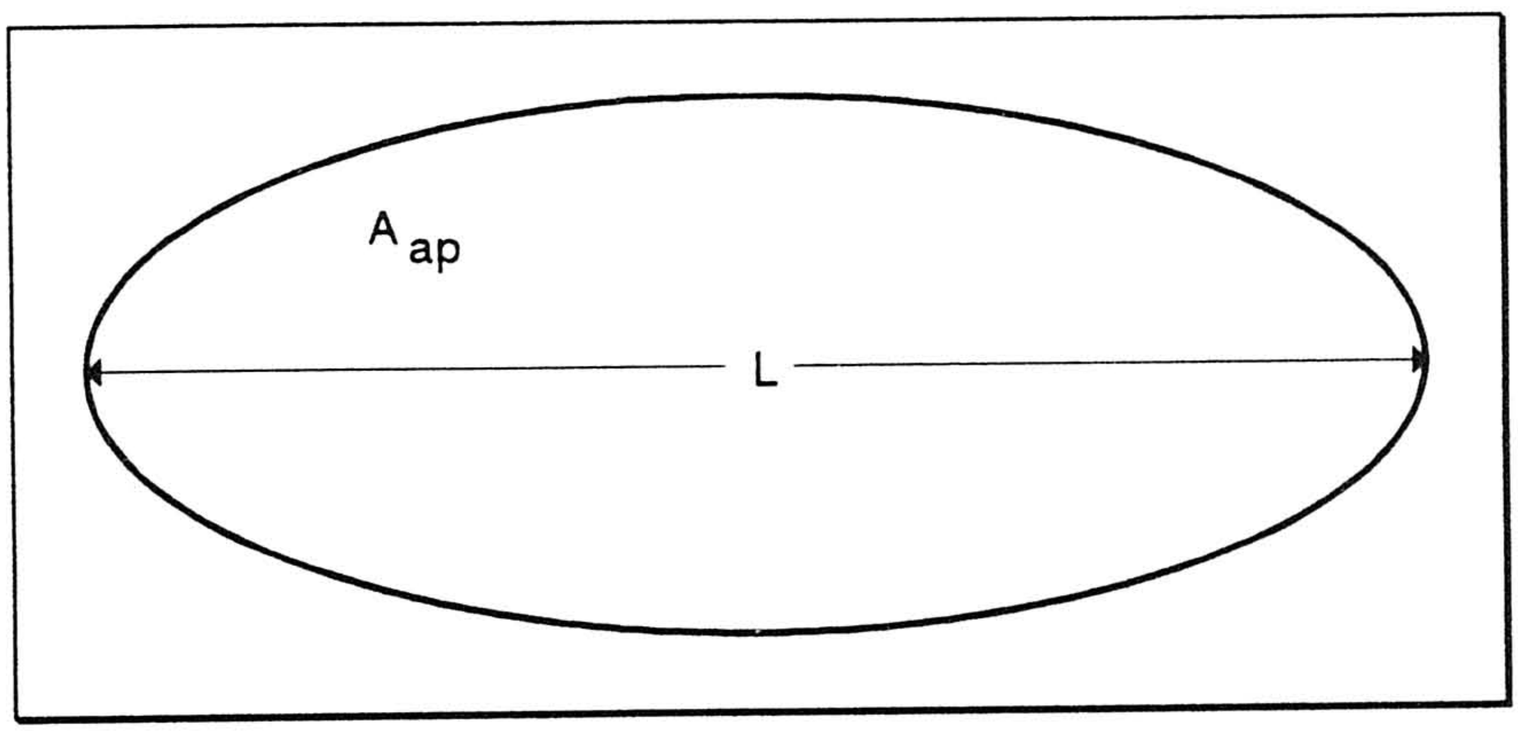


Figura 28 - Modelo do elipsóide mono-plano

- ***Modelo do elipsóide modificado***

Este modelo usa também apenas informação relativa a um plano de corte do ventrículo esquerdo. Ao contrário do anterior, o plano agora utilizado é um plano transversal obtido de uma vista parasternal de pequeno eixo.

Da área deste corte transversal (A), estima-se o comprimento do eixo longo (L) como sua função, de tal modo a que a razão entre o comprimento do eixo longo e dos eixos pequenos seja 2:1, nos ventrículos de tamanho normal. Para ventrículos de dimensão mais

---

[27] distância que vai do septo interventricular à parede oposta.

[28] designada habitualmente por projecção RAO (*right anterior oblique*).

pequena aquela razão deve aumentar, correspondendo à forma mais elongada destes, enquanto que deverá diminuir para os ventrículos de dimensões maiores, correspondendo a uma forma mais esférica.

Esta compensação corresponde ao desvio das proporções típicas do elipsóide que se observa em ventrículos anormalmente grandes e pequenos, e também ao facto de que a contracção sistólica se faz predominantemente no perímetro transversal em relação ao longitudinal.

Assim toma-se para comprimento do eixo longo, o seguinte:

$$L = 2\left(\frac{45 + A}{15 + A}\right)\sqrt{\frac{A}{\pi}} \tag{23}$$

onde A deve ser expresso em cm^2.

A vista parasternal da qual se mede o valor da área deve ser ao nível da válvula mitral ou cordas tendíneas.

Se apenas se dispuser da vista ao nível dos músculos papilares, que possui uma área tipicamente inferior à das duas anteriores, o modelo pode ainda ser aplicado substituindo as constantes 45 e 15 por 36 e 12, respectivamente.

Assim, o volume total será, assumindo a forma elipsóide:

$$V = \frac{4}{3\sqrt{\pi}}\left(\frac{45 + A}{15 + A}\right)A^{3/2} \tag{24}$$

para cortes ao nível da válvula mitral ou das cordas tendíneas, ou fazendo a substituição das constantes sugerida em cima, se o corte for ao nível dos músculos papilares.

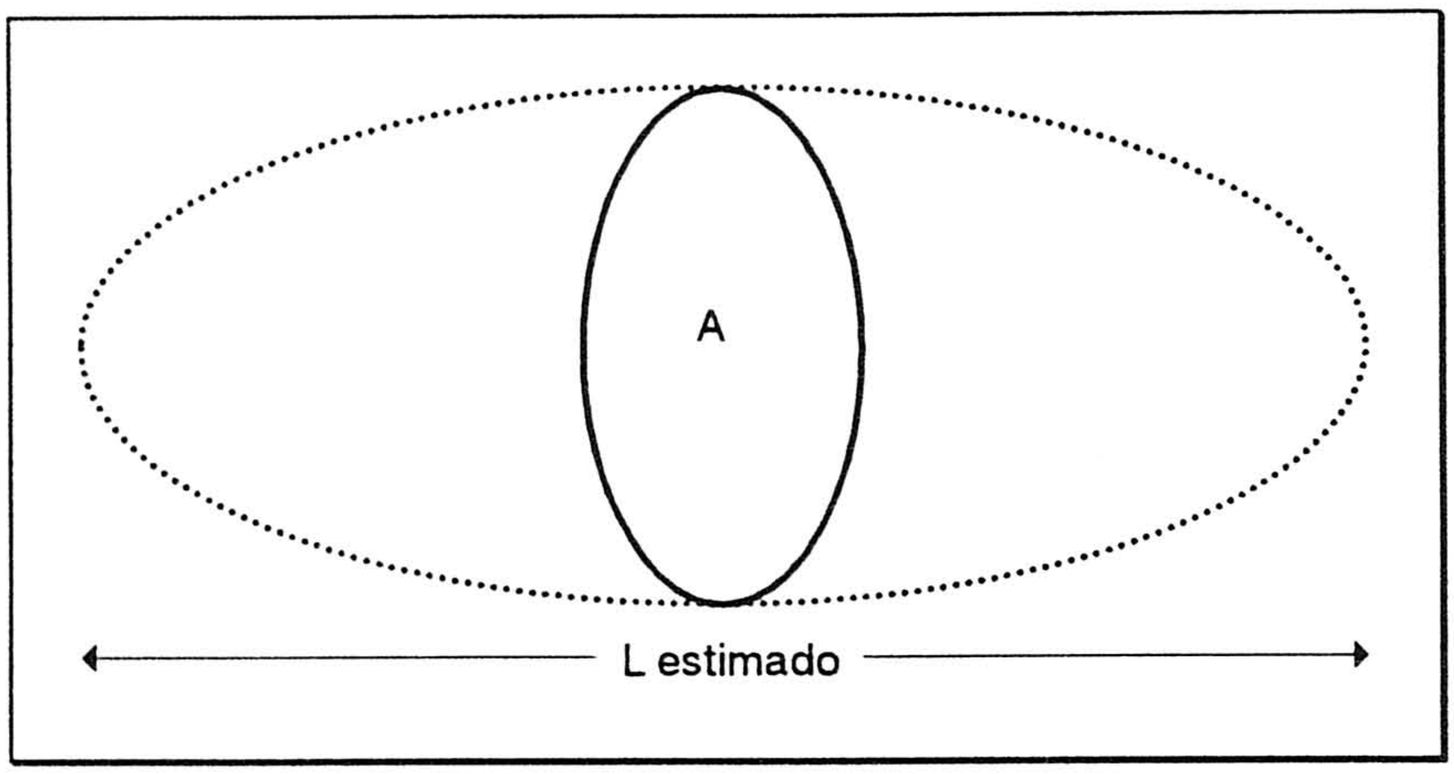


Figura 29 - Modelo do elipsóide modificado

- ***Modelo de Teichholz***

Trata-se de um modelo, introduzido por Teichholz, que estima o volume baseado apenas na medida de uma distância. Este modelo é geralmente aplicado nos estudos ecocardiográficos em modo M, onde se mede com facilidade a distância septal-posterolateral (D) [157].

Ora, esta distância pode também ser obtida no modo bidimensional quer a partir de vistas de pequeno eixo, quer a partir da vista apical de 4 cavidades.

Obtida esta dimensão, estima-se o comprimento do eixo longo (L) aplicando uma fórmula que também faz compensações relativas às variações observadas nas proporções do elipsóide que serve de modelo, para ventrículos anormalmente grandes ou pequenos.

Temos então:

$$L = 2\left(\frac{7.0}{2.4 + D}\right) D \tag{25}$$

Para o volume, com algumas simplificações, obtém-se:

$$V = \left(\frac{7.0}{2.4 + D}\right) D^3 \tag{26}$$

onde o valor de D deve ser expresso em cm.

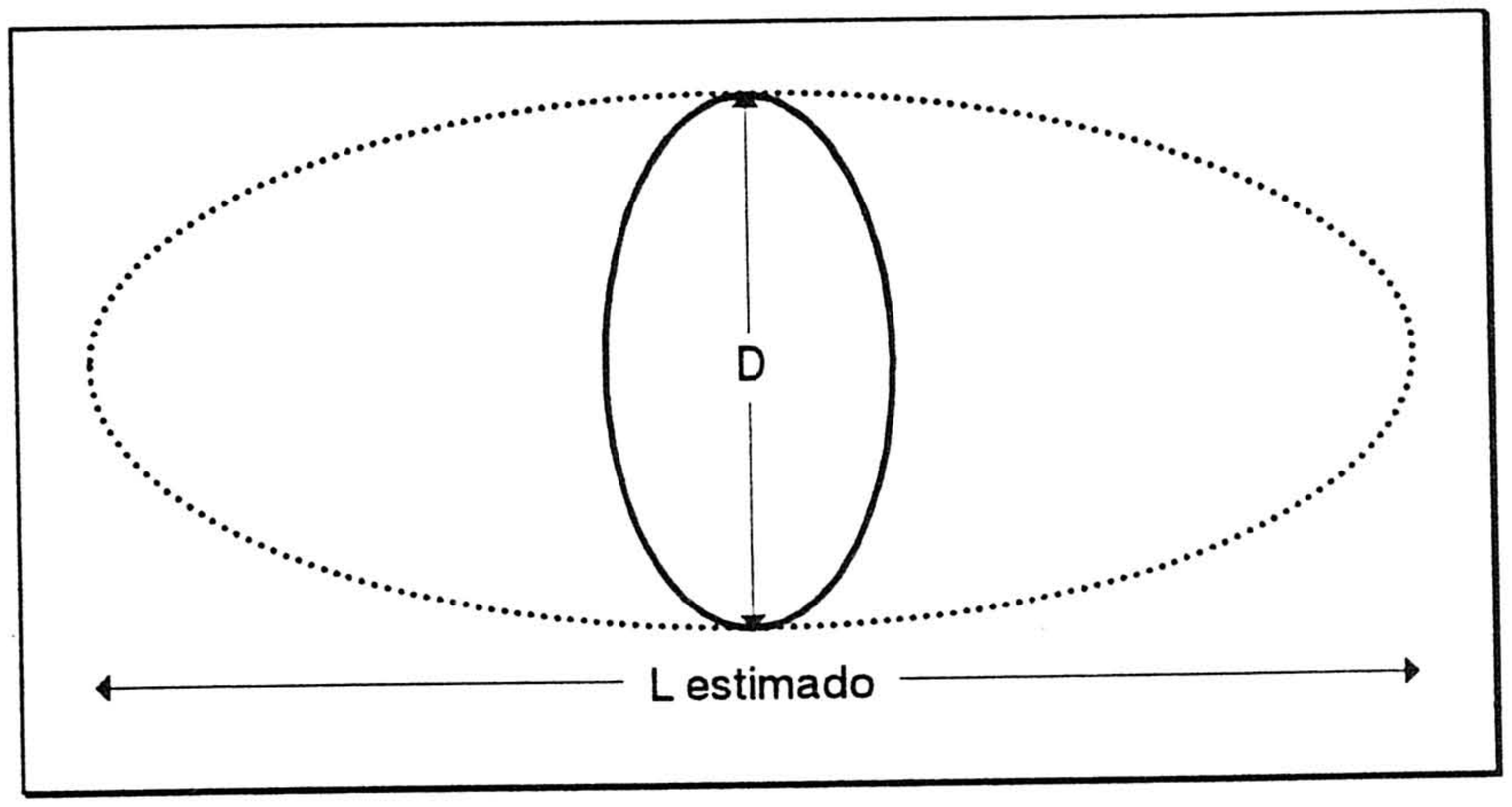


Figura 30 - Modelo de Teichholz

3.1.2.3. Fracção de ejecção

A fracção de ejecção é o parâmetro mais bem aceite como sendo uma medida quantitativa, com significado clínico, do funcionamento global do ventrículo esquerdo [128].

A fracção de ejecção define-se como sendo a razão entre o volume deslocado de sangue em cada contracção e o volume diastólico do ventrículo esquerdo, ou seja:

$$EF = \frac{V_{dias} - V_{sist}}{V_{dias}} \times 100\% \tag{27}$$

onde V_{dias} e V_{sist} são os volumes diastólico e sistólico, respectivamente. A fracção de ejecção[29] é geralmente apresentada em percentagem.

A utilização da fracção de ejecção para avaliar a função do ventrículo esquerdo generalizou-se com a grande difusão da cateterização cardíaca e da angiografia, sendo um dos parâmetros cujo cálculo era exigido antes de qualquer cirurgia cardíaca. O seu cálculo é relativamente simples e está clinicamente demonstrada a sua utilidade como antecipadora da resposta do sistema cardiovascular a situações anormais de esforço.

Embora requerendo a utilização de equipamento volumoso, a angiografia de rádio-nuclidos eliminou a necessidade da cateterização mas perdeu precisão morfológica e geométrica. Com o surgimento da ecocardiografia, praticamente agora universalmente utilizada, eliminou-se o risco da exposição à radiação, quando eram exigidos múltiplos exames ou quando havia necessidade de seguimento da evolução da condição cardíaca de um paciente.

A ecocardiografia permite, além disso, efectuar exames durante intervenções

---

[29] designada por EF - *ejection fraction*, na literatura especializada.

cirúrgicas de cavidade torácica exposta, colocando o transdutor directamente sobre o coração, ou, como já é prática corrente, utilizando transdutores transesofágicos.

As observações empíricas da fracção de ejecção, em condições normais, permitem verificar que o sistema cardiovascular tende a manter o seu valor à volta de 60%. Modelos baseados na elastância dos sistemas ventricular e arterial permitem provar que o rendimento mecânico óptimo se situa no ponto em que a fracção de ejecção vale 67% [128]. Consideram-se valores normais os situados entre 55% e 75%.

3.1.2.4. Avaliação da função ventricular esquerda regional

Embora muito úteis na avaliação do estado global do ventrículo esquerdo, os cálculos dos volumes e fracção de ejecção nem sempre mostram pequenas anormalidades regionais que por vezes surgem. Esses distúrbios regionais, que aparecem por exemplo na isquemia aguda e crónica, manifestam-se por movimentos anormais das paredes cardíacas em regiões localizadas [46]. Estudos do movimento parietal têm importância capital na previsão da evolução de certas doenças em que os volumes e a fracção de ejecção por si sós não são decisivos [p. ex. 43, 127].

Desde cedo se procurou uma forma de avaliar o estado do movimento de vários segmentos da parede do ventrículo esquerdo ao longo do ciclo cardíaco, tendo sido a angiocardiografia a primeira técnica utilizada para o efeito. Para fins clínicos, tem bastado uma classificação do estado de movimento de diversos segmentos em quatro classes: normal, hipocinético, acinético e discinético[30] ou paradóxico. No entanto, as fronteiras entre as várias classes nunca foram bem definidas, dependendo do observador.

Para eliminar possíveis ambiguidades foram sendo propostas diversas formas de quantificar o movimento parietal, primeiro para as técnicas angiográficas, e depois, com o surgimento da ecocardiografia bidimensional, para esta última.

A grande proliferação de técnicas quantitativas actualmente existente é o resultado da dificuldade que há em descrever o movimento e forma complexos do ventrículo esquerdo, o qual interactua mecanicamente com outros objectos elásticos tais como os pulmões, o diafragma, o pericárdio, a aorta, etc [99, 9]. Actualmente ainda não se chegou a um modelo padrão, suficientemente simples e universalmente aceite, para ser aplicado rotineiramente.

- ***Definição do movimento parietal em cortes de longo eixo***

No que diz respeito às vistas ou projecções de longo eixo [171], a contracção segmentar pode ser medida em relação a um ponto central[31], a um eixo longitudinal[32], ou ainda por um processo de emparelhamento de pontos nos contornos sistólico e diastólico .

No primeiro método, escolhe-se um ponto central, em geral o centróide do contorno diastólico[33], em direcção ao qual se assume que todas as partes se movem, durante a sístole. O movimento é medido a partir do encurtamento de vários raios emanando desse ponto central, desde o contorno diastólico até ao sistólico. Ver a figura 31.

No segundo método assume-se que a contracção do ventrículo se faz em direcção ao eixo longo como se se tratasse do fecho de um compartimento por movimento de duas paredes opostas. Neste modelo, o encurtamento próprio do eixo longo é ignorado.

Para complicar a situação não há acordo quanto à forma de definir o eixo longo. Tem sido proposto como ponto basal do eixo, quer o ponto de junção das válvulas aórtica e mitral,

---

30 movimento da parede no sentido exterior, durante a contracção do ventrículo.

31 assumindo portanto um movimento radial.

32 onde se assume um movimento lateral das paredes.

33 outras variações são o centróide do contorno sistólico ou o ponto médio do eixo longo.

quer o ponto médio da válvula aórtica, quer ainda um ponto na válvula mitral. Como segundo ponto pode escolher-se o centróide da cavidade ou o ápex, também com algumas variações quanto à definição deste. Este tipo de movimento perpendicular ao eixo longo pode ser visto na figura 32.

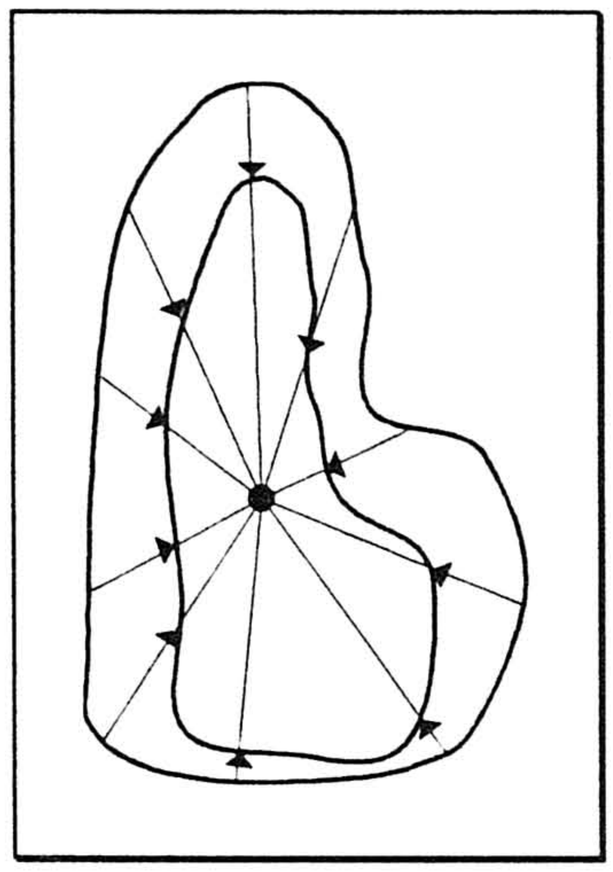


Figura 31 - Modelo do ponto central

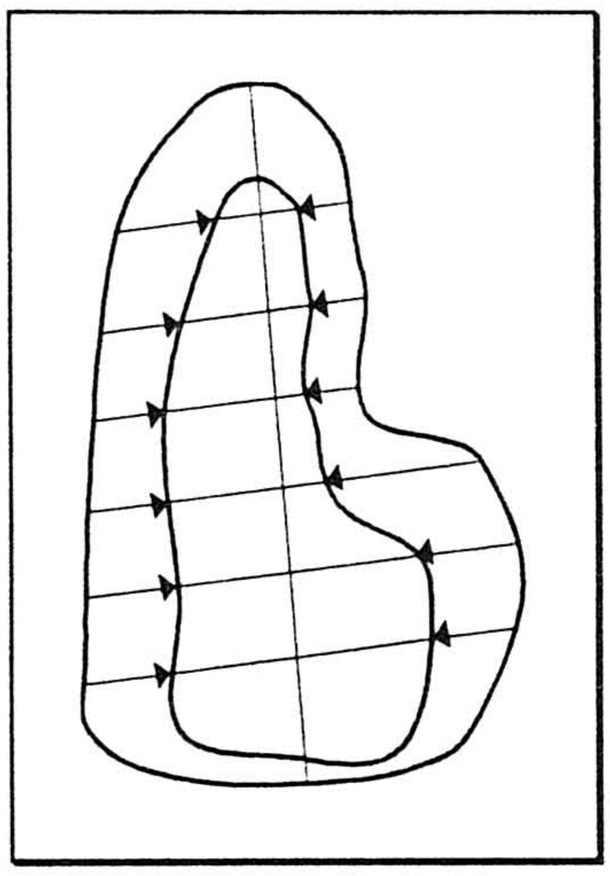


Figura 32 - Modelo do movimento lateral

No terceiro método o movimento das paredes ventriculares é medido entre pares de pontos situados nos dois contornos diastólico e sistólico e obtidos de maneira diferente dos métodos anteriores.

Num desses processos começa-se por obter a linha central entre os dois contornos. Seguidamente essa linha é dividida num certo número de segmentos de igual comprimento. Em cada ponto de divisão traça-se a perpendicular à linha central e determina-se o par de pontos de intersecção com os contornos diastólico e sistólico. Toma-se para movimento da parede nesse ponto a distância entre as intersecções.

Neste modelo não existe ponto de referencia central ou qualquer eixo em direcção ao qual se postula que as paredes ventriculares se movem. Em vez disso assume-se que cada ponto do contorno se move a menor distância possível. Na figura 33 pode ver-se a definição dos pares de pontos.

Outra forma de emparelhar os dois contornos é a identificação em cada um deles de

pontos com correspondência anatómica. Identificados um certo número destes pares de pontos, os segmentos assim definidos são divididos em partes igualmente espaçadas ao longo dos contornos e emparelhados.

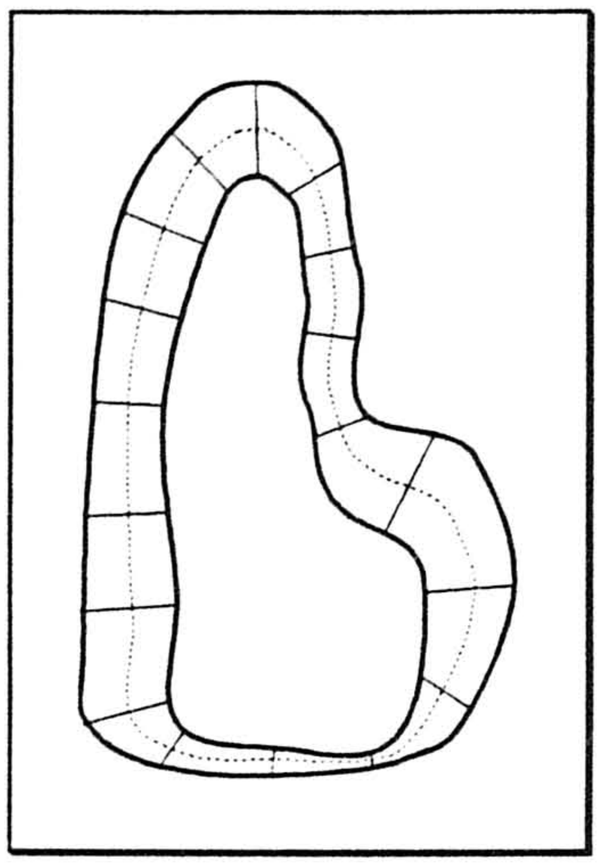


Figura 33 - Modelo da linha central

- ***Definição do movimento parietal em cortes de pequeno eixo***

Para as vistas de pequeno eixo utilizam-se essencialmente os mesmos modelos já descritos para a definição do movimento em vistas de longo eixo, com a excepção do modelo axial.

No modelo do ponto central, a escolha do centro de movimento pode variar. Alguns autores advogam que esse ponto deve ser o ponto médio do eixo que sai a meio do septo interventricular e divide a área da secção cavitária exactamente a meio [46, 102]. Outras escolhas possíveis são o centro de massa geométrico ou o ponto médio de eixos que traduzem a medida da distância septal-posterolateral [149].

O modelo da linha central também pode ser aplicado nos cortes de pequeno eixo de forma semelhante à sua aplicação nas vistas apicais de eixo longo já descrita.

- ***Sistemas de referência e alinhamento dos contornos cavitários***

É sabido que o coração como um todo tem movimentos complexos ao longo do ciclo cardíaco [99] que dão origem a translações e rotações importantes do contorno cavitário sistólico em relação ao diastólico. Inclusivamente, mantendo o transdutor bem apoiado sobre o tórax do paciente e imóvel em relação a este, o plano tomográfico visualizado muda ligeiramente ao longo do ciclo cardíaco. Se se entrar em linha de conta com os movimentos respiratórios, de menor frequência, a situação torna-se ainda mais complicada.

Como acontece com a definição do movimento das paredes também não existe nenhum modelo simples e de aceitação geral para o estabelecimento de uma referência comum aos dois contornos, em relação à qual se efectuem as medidas de movimento estabelecidas nos modelos anteriores.

Como habitualmente, têm surgido na literatura médica da especialidade variadas propostas para o estabelecimento de um sistema de referência comum. Schnittger et al. compilaram 44 desses sistemas de referência propostos, podendo no entanto ser divididos em três grandes classes [138].

A primeira e mais simples de todas, pura e simplesmente sobrepõe os contornos sistólico e diastólico sem qualquer correcção. Este sistema de referência, conhecido por fixo externo, assume que não existe qualquer movimento, com excepção da contracção, entre os

vários contornos. Na definição da medida de distância, seguindo o modelo do ponto central, pode depois escolher-se o contorno diastólico ou sistólico como definidor desse ponto. Pode ver-se na figura seguinte este sistema.

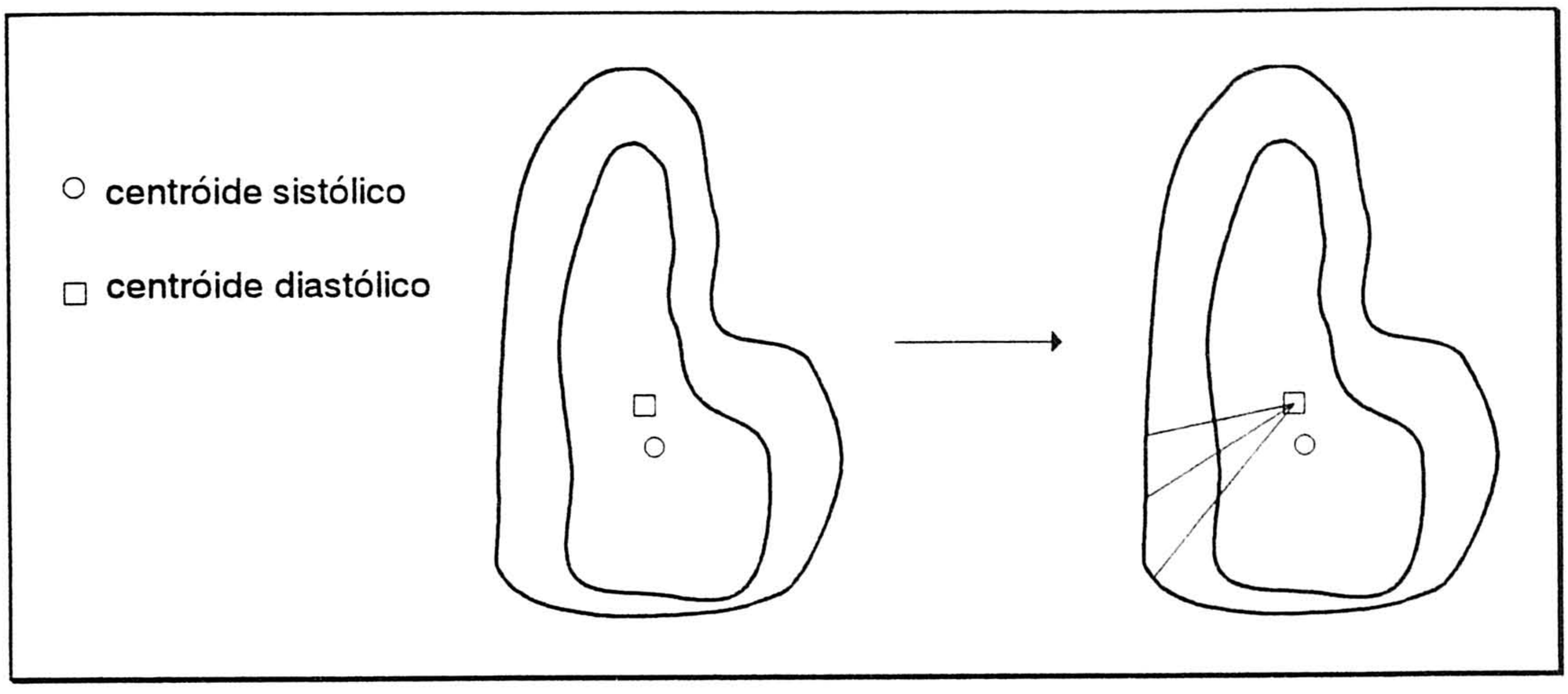


Figura 34 - Sistema de referência fixo externo

A segunda classe de sistemas de referência faz uma tentativa de correcção do movimento de translação global do coração entre a sístole e diástole. Para isso faz-se o alinhamento entre apenas um ponto fiducial nas imagens dos contornos sistólico e diastólico. Designam-se a estes sistemas como sistemas de referência flutuantes com translação.

Normalmente o ponto alinhado é o centro de massa geométrico dos dois contornos, embora haja outras variações. Na figura seguinte apresenta-se um exemplo.

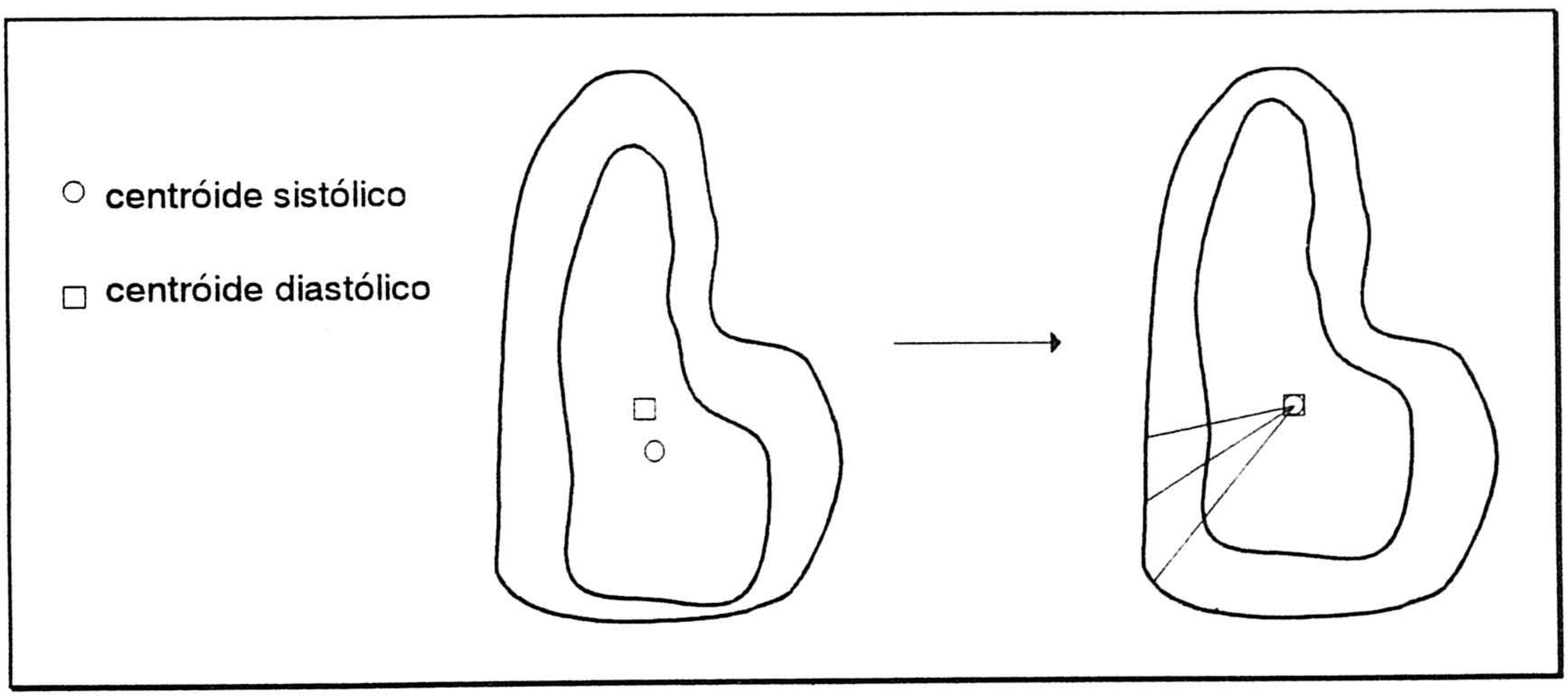


Figura 35 - Sistema de referência flutuante com translação

Na terceira e última classe de sistemas de referência faz-se uma correcção quer da translação quer da rotação globais do coração. Essa correcção é habitualmente levada a cabo por sobreposição de um eixo bem definido nos dois contornos. Por exemplo, para os cortes apicais o eixo longo pode servir para tal fim. Define-se assim o que se chama um sistema de referência flutuante com translação e rotação.

Um exemplo de tal sistema mostra-se na figura 36.

Reconhece-se geralmente vantagem para os sistemas flutuantes no caso da função

cardíaca regional ser normal, uma vez que as medições não ficam afectadas pelos movimentos globais do coração. No entanto, a correcção de translação que normalmente se faz, pode introduzir erros nos casos em que há deformação anormal da forma do ventrículo, uma vez que o centróide tem tendência a se deslocar em direcção ao segmento anormal. Sendo assim, a severidade do movimento anormal tem tendência a ser subestimada, enquanto que a extensão da zona afectada pode ser sobreavaliada.

Uma forma de minimizar este efeito é deslocar todos os centróides para a sua posição média ao longo do ciclo cardíaco [146]. No entanto, este procedimento exige o cálculo do centróide para múltiplas imagens da mesma vista em instantes diferentes do ciclo cardíaco.

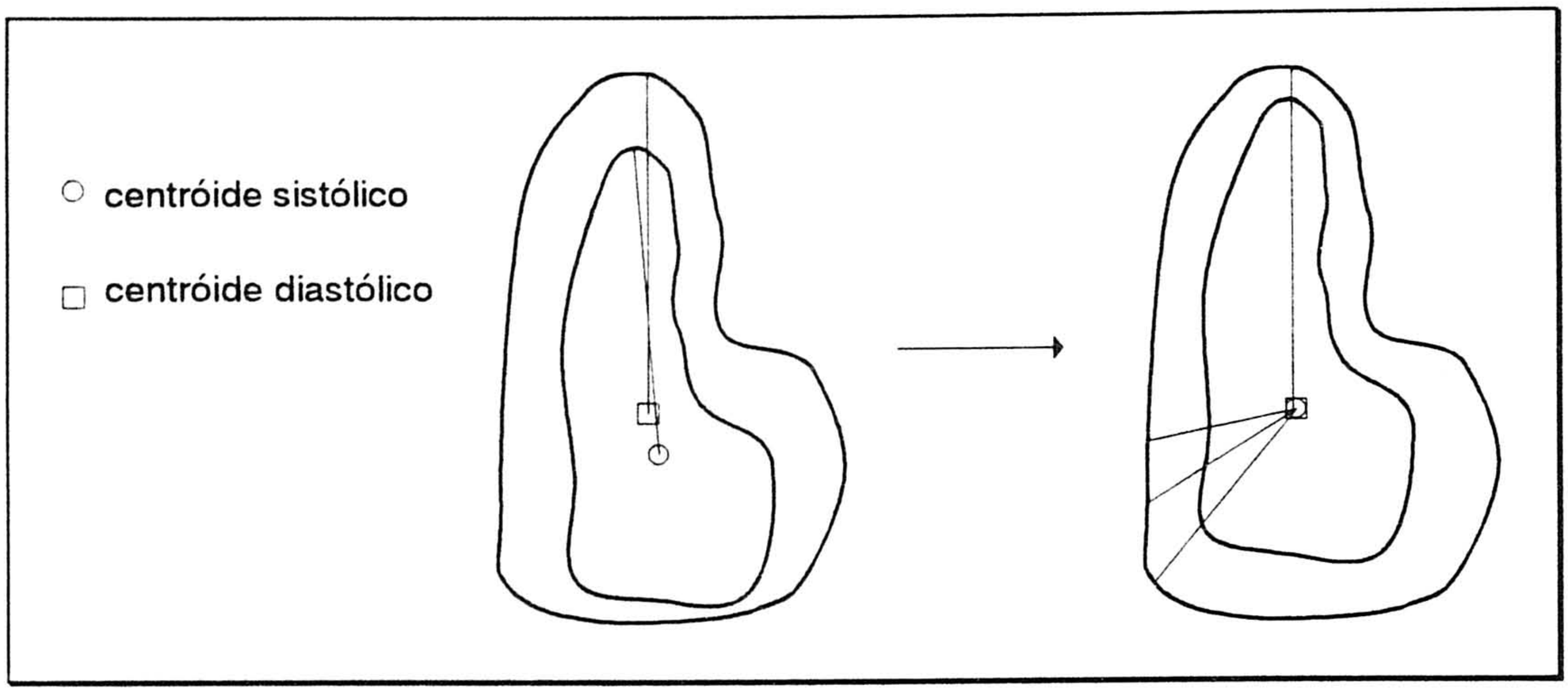


Figura 36 - Sistema de referência flutuante com translação e rotação

- ***Quantificação da função regional***

Escolhido um método de medida do movimento parietal e um sistema de referência para concretizar aquelas medidas, falta ainda definir um índice que caracterize a função de cada segmento ou ponto do contorno ventricular.

Têm sido sugeridas várias formas de caracterização da eficiência regional das paredes cardíacas na sua contracção. Uma dessas formas é através da chamada contractilidade de cada ponto da parede. Define-se a contractilidade como sendo o quociente entre o deslocamento de cada ponto da diástole para a sístole e a distância ao centróide no contorno diastólico. O deslocamento é medido seguindo uma das definições apresentadas anteriormente para o movimento parietal. A contractilidade é geralmente apresentada em percentagem.

$$\text{contractilidade} = \frac{\text{deslocamento}}{\text{distância central diastólica}} \times 100\% \qquad (28)$$

Outra forma de caracterizar a contracção do ventrículo esquerdo é através da diminuição regional da área de um sector. Nos modelos de movimento radial e lateral cada vista é dividida em sectores, definidos por linhas que vão do centro até ao contorno, ou por linhas perpendiculares ao eixo central. Medindo as áreas de sectores homólogos na diástole e na sístole pode construir-se um índice que mede a eficiência da contracção. É geralmente definido como:

$$\text{ras}^{34} = \frac{\text{área sectorial diastólica} - \text{área sectorial sistólica}}{\text{área sectorial diastólica}} \times 100\% \qquad (29)$$

---

[34] ras - abreviatura de *regional area shrinkage*.

Alguns autores usam ainda um terceiro índice para caracterizar a função regional do ventrículo esquerdo, principalmente quando lançam mão do modelo radial [102]. Este outro índice está relacionado com o encurtamento do comprimento do arco periférico definido por cada um dos sectores em que se divide a cavidade, no modelo radial. Assim, este índice designado por contracção do perímetro, é definido como:

$$pc^{35} = \frac{\text{arco segmentar diastólico - arco segmentar sistólico}}{\text{arco segmentar diastólico}} \times 100\% \qquad (30)$$

Na figura seguinte podem ver-se as grandezas que se alteram na contracção e que servem de base para a definição destes três índices.

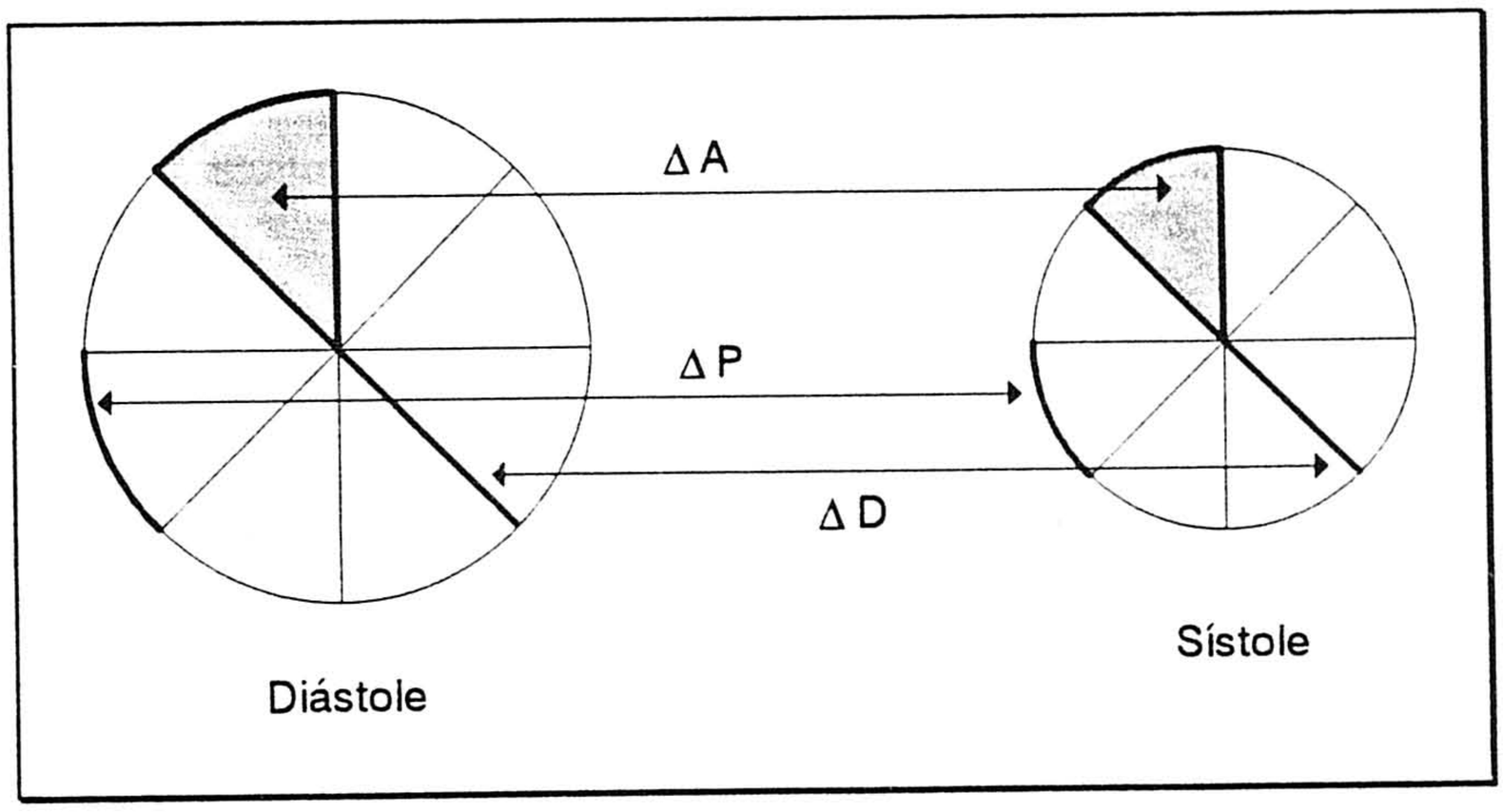


Figura 37 - Várias formas de caracterizar a contracção de uma cavidade cardíaca

3.1.2.5. Precisão e validação das medidas ecocardiográficas

Devido às limitações apontadas no capítulo anterior, poderão existir problemas técnicos no que diz respeito à extracção fiável de informação dimensional das imagens ecocardiográficas. Recordando, esses problemas consistem na resolução limitada intrínseca ao processo de formação do feixe de ultrassons, ao ruído de *speckle* resultante do espalhamento do feixe quando encontra as estruturas celulares, e ainda da reduzida intensidade com que são visualizadas as superfícies não perpendiculares à direcção de penetração do feixe ultrassónico, o que dificulta a sua detecção.

Para tentar avaliar todos esses efeitos, diversos estudos têm sido conduzidos por vários autores no sentido de comparar resultados obtidos ecograficamente com resultados obtidos de outra forma.

Um dos primeiros padrões utilizados nas comparações foram resultados semelhantes obtidos através da técnica angiocardiográfica ou da ventriculografia de rádio-nuclidos [45, 46, 149]. Os resultados reportados têm alguma variação, mas em geral concordam em que existe uma boa correlação[36] entre as medições de áreas, volumes e fracção de ejecção obtidos pelas várias modalidades.

Verifica-se também que as áreas e volumes calculados ecograficamente são mais pequenos que os equivalentes obtidos através da angiografia. A explicação avançada para o efeito consiste na verificação de que as imagens angiográficas são projecções de todo o ventrículo, correspondendo sempre e por isso, a uma secção máxima da cavidade, tendendo a

---

35 pc - abreviatura de *perimeter contraction*.

36 vários autores obtiveram coeficientes de correlação entre 0.78 e 0.92 para as várias comparações.

aí incluir, como parte integrante, pequenas irregularidades das paredes, como por exemplo as trabéculas. As imagens ecocardiográficas são verdadeiros cortes tomográficos, nem sempre abrangendo a secção máxima, e onde se tende a englobar na parede cardíaca as suas irregularidades, por estas se comportarem como bons geradores de ecos.

Outros estudos tentaram validar as medidas obtidas ecograficamente com espécimes anatómicos reais, utilizando cães para o efeito. Os resultados obtidos em imagens de boa qualidade, em que a cavidade do ventrículo se media por traçagem manual, ou através de detecção computorizada, foram bastante bons, comparados com a medição directa [175]. Obtiveram-se coeficientes de correlação que atingiram os 95%.

Efectuaram-se também validações de medições e detecções de contornos, manuais ou por computador, utilizando modelos artificiais do coração, onde se procurou incorporar muitas das propriedades dos tecidos normalmente atravessados pelos feixes ultrassónicos nos exames ecocardiográficos [169]. Os resultados obtidos, em imagens de boa qualidade e devidamente calibradas, foram excelentes. Conseguiu-se um erro quadrático médio de 0.44 mm para cavidades possuindo um raio verdadeiro de 15 a 25 mm.

Relacionadas com a precisão das medidas estão a sua repetibilidade e variabilidade, que caracterizam medições efectuadas em instantes diferentes para o mesmo paciente, ou nas mesmas imagens por diversos operadores. Há diversos factores que podem afectar estes parâmetros, sendo, sem dúvida, a qualidade das imagens o principal. Outros factores foram sendo identificados, como por exemplo o efeito da respiração na formação e qualidade das imagens [10, 82].

Por tudo isto é seguro concluir da fiabilidade de efectuar exames quantitativos usando a técnica ecocardiográfica, desde que as imagens utilizadas sejam obtidas com as devidas precauções, no que diz respeito à sua qualidade, condições de aquisição e posicionamento espacial. Só com as devidas imagens, com boa correspondência às vistas teoricamente necessárias, é possível aplicar os modelos que foram sendo desenvolvidos e validados, dependendo aquelas, em grande parte, da experiência e habilidade do operador [170].

3.2. Proposta de trabalho

Com a certeza da possibilidade e utilidade do uso da ecocardiografia para a avaliação quantitativa de vários parâmetros funcionais do sistema cardio-vascular, pretende-se estudar e desenvolver um posto de trabalho capaz de efectuar rotineiramente, e de forma tão automática quanto possível, um grande número de análises e cálculos relativos a um exame ecocardiográfico de um paciente.

Como já se referiu, a ecocardiografia constitui a técnica mais confortável e segura para o paciente, e também a menos onerosa, capaz de obter imagens em tempo real da estrutura anatómica do coração, e em especial do funcionamento do ventrículo esquerdo.

Devido a algumas limitações do processo físico de obtenção das imagens, estas poderão não ser de tão boa qualidade como as que são obtidas por outros meios e técnicas, o que tem tornado muito difícil a completa automatização do processo de detecção e medição das características necessárias à quantificação da função cardíaca.

Ainda hoje se requer em muitas situações o traçado manual da fronteira endocárdio--cavidade para depois ser possível a aplicação dos modelos funcionais apropriados. Sendo esta uma tarefa morosa e sujeita a erros, tanto mais quando se necessita de analisar um ciclo cardíaco completo, ou quando a aplicação de certo modelo exige um elevado número de secções, muito se faz sentir a necessidade de um meio fiável de efectuar aquele traçado automaticamente. Além do mais, um método automático poderá melhorar a fiabilidade e a repetibilidade das detecções, assim como eliminar a subjectividade e variabilidade associadas ao traçado manual. É a necessidade e morosidade de muitas operações manuais que tem vindo a inibir a aplicação rotineira de algumas das análises quantitativas possíveis na

ecocardiografia, quer nos hospitais, quer em clínica privada, levando a que em muitos casos se disponha apenas de uma análise qualitativa, forçosamente subjectiva.

Assim, e para obviar a este problema, propõe-se o desenvolvimento de um sistema computorizado autónomo, do tipo posto de trabalho, capaz de adquirir, catalogar, processar e apresentar resultados relativos a imagens, agrupadas em exames ecocardiográficos de pacientes. A aquisição das imagens, com a respectiva transformação do formato analógico para o digital, deverá ser orientada, facilitando a escolha correcta do conjunto necessário a certas análises, e permitir a recolha directa do sinal de vídeo do ecocardiógrafo ou de outra qualquer fonte de sinal de vídeo. Deverá ser possível uma catalogação das imagens por exame e paciente, por forma a permitir a avaliação de um paciente através de um único exame, ou através de um estudo de evolução do seu estado nos seus vários exames. O processamento do conjunto de imagens de um exame deverá ser tão automático quanto possível, minimizando a intervenção do utilizador, e levando sempre à detecção dos contornos endocárdicos do ventrículo esquerdo e à avaliação, a partir de medições efectuadas após essa detecção, de vários parâmetros funcionais, por aplicação de vários modelos. Os resultados deverão ser apresentados de forma facilmente apreensível, utilizando informação gráfica, permitindo a emissão de relatórios clínicos, e ainda o seguimento de um caso clínico nos seus vários exames.

Incorporando o conjunto de facilidades exposto, os objectivos a atingir com o desenvolvimento de tal sistema seriam:

- a constituição de um poderoso auxiliar de diagnóstico que possa ser associado a qualquer tipo de ecocardiógrafo;
- a automatização total ou da maior parte do trabalho manual que ususalmente teria de ser feito para a aplicação de vários modelos quantitativos, desenvolvidos para os exames ecocardiográficos;
- a realização de várias medições e análises quantitativas de grande aceitação, que passariam a ser efectuadas rotineiramente e que presentemente não o são por excesso de morosidade;
- a constituição de uma ferramenta de investigação médica onde poderiam ser testadas certas hipóteses relacionadas com a capacidade de distinção dos modelos implementados.

Complementando os objectivos enunciados, existe um outro conjunto de características cuja presença torna a sua utilização e aceitação bastante mais fáceis, a saber:

- baixo custo e baixo porte - destinando-se o sistema a ser um auxiliar de diagnóstico de rotina, deverá estar presente junto dos ecocardiógrafos, ou pelo menos próximo, promovendo-se a sua utilização quer nos hospitais, quer na prática da clínica privada do cardiologista;
- utilização confortável e fácil - destinando-se a ser utilizado por não especialistas em informática, a interface com o utilizador deverá ser simples, intuitiva e atractiva;
- rapidez - após a aquisição das imagens de um exame, o seu processamento e a apresentação de resultados deverá ser tão rápida quanto possível, o que leva ao estudo e à selecção de algoritmos de processamento e modelos de quantificação simples e eficazes;
- eficácia - a detecção dos contornos endocárdicos, passo fundamental a toda a quantificação, deverá conduzir a um número mínimo de falhanços, minimizando assim a intervenção do operador;
- flexibilidade e abertura - os procedimentos disponíveis para o processamento das imagens deverão poder ser facilmente alterados, quer nos seus parâmetros, quer na

sua ordem de aplicação; além disso, deverá ser possível acrescentar de forma fácil novos procedimentos de processamento e novos modelos de quantificação.

3.3. Caracterização física do sistema

Como já se disse, pretendia-se desenvolver um sistema de baixo porte e custo, capaz de ser utilizado quer em ambientes hospitalares, quer na clínica privada, constituindo uma ferramenta para o auxílio ao diagnóstico de rotina e para a investigação médica.

Optou-se então pela construção em torno de um computador pessoal do tipo 'PC - AT compatível' contendo pelo menos o processador *intel 80286*, recomendando-se embora os processadores das gerações seguintes que tornam a sua operação bastante mais rápida.

A memória mínima necessária é de apenas 1 Mbyte, mas, para uma maior taxa de aquisição, na análise de sequências de imagens, recomenda-se vivamente a existência de 2 Mbytes.

Outros componentes indispensáveis, relacionados com o computador central, são:

- um coprocessador matemático[37];
- uma carta gráfica VGA[38] suportando uma resolução mínima de 640 × 480 pontos a 16 cores e respectivo monitor;
- um disco rígido com capacidade suficiente para o armazenamento de algumas imagens e eventualmente sequências[39];
- um rato;

No que diz respeito à aquisição, processamento e visualização das imagens ecocardiográficas são utilizadas duas cartas comerciais, bastante empregues em aplicações envolvendo imagem, e de custo não muito elevado. Uma delas tem apenas as funções de digitalização do sinal vídeo, armazenamento na forma digital e visualização do conteúdo das memórias de imagem, enquanto que a outra é capaz de executar operações de processamento, aritméticas e lógicas, a uma taxa idêntica à cadência de aquisição[40].

A visualização das imagens requer a utilização de um segundo monitor, aceitando como entrada sinal de vídeo com temporização conforme com as normas CCIR[41], no formato RGB analógico.

O equipamento poderá incluir ainda mais alguns periféricos adicionais, como os que se mencionam a seguir:

- dispositivos de armazenamento de massa, de preferência com meios de gravação amovíveis, para se poderem reter, na forma digital, as imagens ou sequências de imagens resultantes dos exames ecocardiográficos; com a crescente vulgarização das tecnologias de gravação óptica ou magneto-óptica é possível satisfazer a relativo baixo custo este requisito, propiciando um grande espaço de armazenamento ao sistema;
- impressora de imagem, capaz de gerar imagens em papel, reproduzindo aquilo que

---

37 alguns algoritmos foram codificados em linguagem *Assembly*, utilizando directamente as instruções matemáticas dos coprocessadores, para uma maior eficiência.

38 VGA - *Video Graphics Array*, padrão da IBM.

39 cada imagem simples ocupa um espaço de 256 Kbytes em disco, enquanto que as sequências, no seu formato reduzido, ocupam 512 Kbytes.

40 que é de 10 MHz.

41 50 Hz de frequência vertical e 15,625 KHz de frequência horizontal, com afixação entrelaçada.

se visualiza no monitor de imagem, directamente a partir do sinal de vídeo; este tipo de equipamento constitui uma importante fonte de documentação no estudo e acompanhamento da evolução dos casos clínicos;

- impressora de texto, directamente ligada ao sistema, permitindo a produção de documentação relativa aos pacientes, exames e seus resultados, bem como relativa a aspectos de operação do sistema;
- um leitor-gravador de vídeo, de preferência de tecnologia digital para permitir um congelamento perfeito de imagens gravadas, cujo objectivo será permitir a melhor escolha de imagens de um exame previamente gravado; alternativamente poderá servir também para o armazenamento de imagens individuais ou sequências sob a forma de sinal de vídeo.

Na figura 38 pode ver-se um diagrama de blocos da constituição geral do sistema e suas interligações, incluindo todos os periféricos.

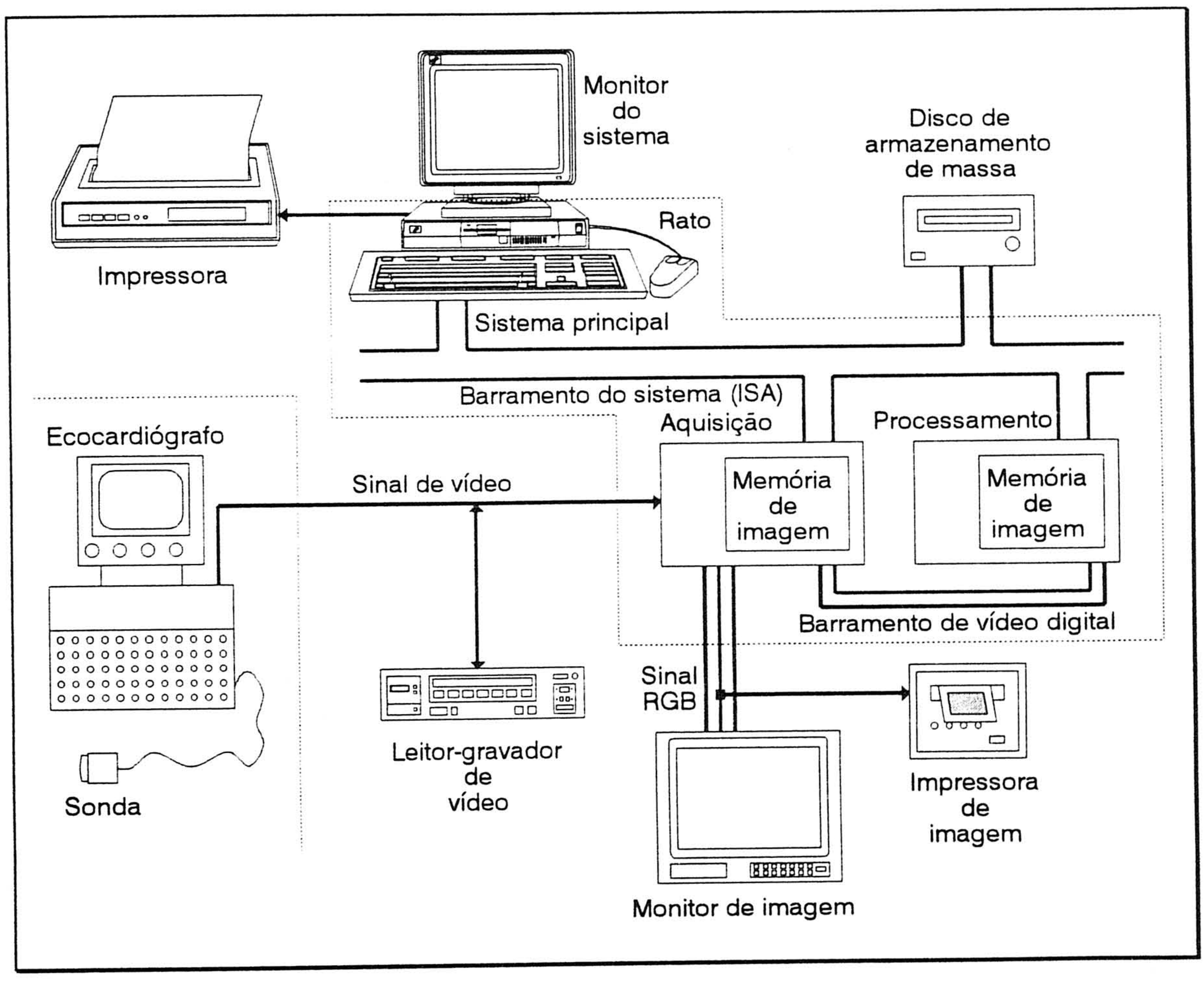


Figura 38 - Constituição geral do sistema

3.3.1. A carta de aquisição de imagem

Trata-se de uma carta do fabricante *Data Translation*, modelo DT2851, cuja principal função é a amostragem e codificação digital de sinais de vídeo conformes com as normas europeias CCIR ou PAL. Além disso, contém também a memória necessária para o armazenamento de duas imagens completas na forma digital, e ainda os componentes que permitem a visualização das imagens digitalizadas num monitor de vídeo [4].

É constituída essencialmente por cinco blocos:

- circuitos de condicionamento do sinal vídeo de entrada, seguidos de um conversor analógico-digital com uma frequência de amostragem de 10 MHz e produzindo códigos de 8 bits;
- tabelas de transformação do fluxo de códigos vindos do conversor à taxa a que são produzidos;
- memória de armazenamento dos códigos digitais, com capacidade para duas imagens completas;
- tabelas de transformação do fluxo de códigos lidos da memória de armazenamento e que se destinam à reconstrução de um sinal de vídeo que permita a visualização das imagens armazenadas; estas tabelas existem em triplicado para permitirem a produção independente das três componentes vermelha, verde e azul, do formato RGB com que as imagens são visualizadas; desta forma é possível a produção de pseudo cor;
- conversores digital-analógicos, em número de três, transformando os fluxos de códigos em sinais analógicos; cada conversor está encarregado de uma das componentes do formato RGB do sinal de vídeo de saída; existem ainda os circuitos necessários à adição dos impulsos de sincronismo indispensáveis nos sinais de vídeo.

A frequência de amostragem e comprimento de palavra do conversor analógico-digital da entrada é a necessária e suficiente para a produção de imagens digitalizadas com uma resolução de 512 × 512 pontos ou elementos de imagem (*pixels*), discriminando 256 níveis de intensidade luminosa, igualmente espaçados entre o preto e o branco.

Cada *pixel*, codificado em 8 bits, antes de ser armazenado na memória seleccionada, passa através de uma tabela de transformação[42] da entrada, capaz de, em tempo real, substituir o código de entrada produzido pelo conversor, por um outro previamente programado. Existem oito destas tabelas mas, em cada momento, só uma delas se encontra activa. Veja-se a figura 39.

A memória de armazenamento presente tem uma capacidade total de 512 Kbytes e é por isso suficiente para a retenção de 2 imagens completas à resolução máxima. Trata-se de memória de acesso rápido e com duplo porto de leitura/escrita, o que permite a existência simultânea de dois fluxos de *pixels* de entrada e saída entrelaçados por um lado, e o acesso aleatório do processador central, via barramento do sistema, por outro. Para este último tipo de acesso todas as suas posições são mapeadas no espaço de endereçamento do processador, a partir de um endereço absoluto configurável, situado entre 1 e 15,5 Mbytes, na zona designada por memória estendida.

Para a conversão de uma imagem digitalizada novamente para o formato de sinal de vídeo analógico, o fluxo de *pixels* proveniente de uma das memórias presentes é dirigido para três caminhos paralelos conducentes a outras tantas tabelas de transformação, idênticas à que intervém no percurso de entrada. Cada tabela de transformação permite realizar qualquer função inteira arbitrária de [0, 255] → [0, 255], previamente programada na tabela. Cada um dos três valores modificados, provenientes de um único *pixel*, é agora encaminhado para um conversor digital-analógico, possibilitando a visualização em pseudo-cor da imagem digitalizada e armazenada, por síntese das componentes vermelha, verde e azul do sinal de vídeo no formato RGB.

É ainda possível nesta carta a realização em tempo real de operações simples de processamento ponto a ponto, em qualquer uma das duas imagens armazenadas. Essas

---

[42] as tabelas de transformação são vulgarmente designadas por *LUT's - Look-up Tables*, na literatura anglo-saxónica.

operações são realizadas utilizando um percurso de realimentação interna, que conduz o fluxo de *pixels* de saída novamente para a entrada da mesma ou da outra memória de armazenamento, mas atravessando uma das tabelas de transformação de entrada. Estas operações ponto a ponto consistem na transformação dos vários *pixels* de uma imagem por uma função inteira, previamente definida numa das tabelas de transformação de entrada.

Como última característica cita-se a existência de dois portos, um de entrada e outro de saída, capazes de transferir a alta velocidade os valores armazenados nas memórias de imagem de e para outras cartas de processamento adicional, como aquela que também existe no sistema e se descreve a seguir.

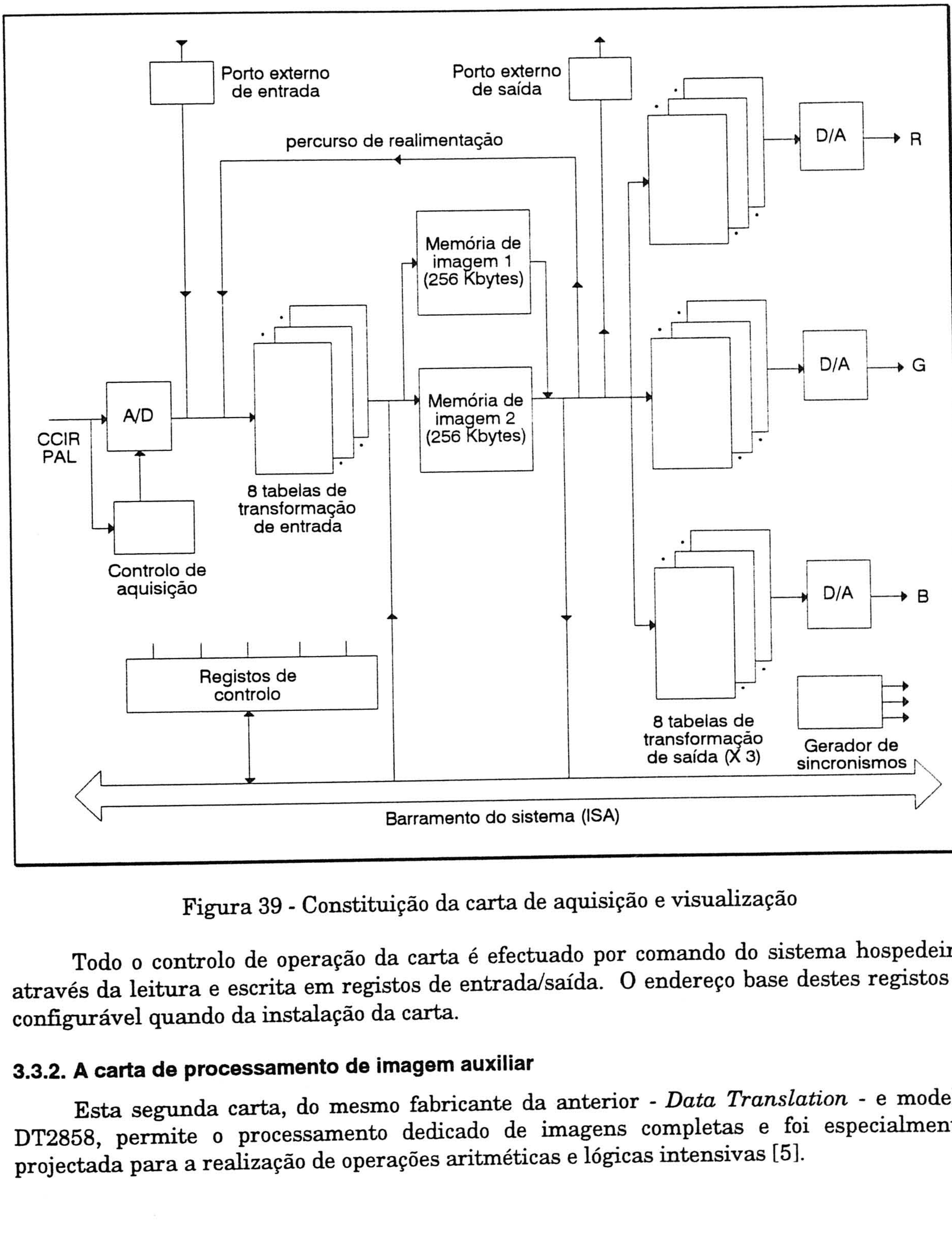


Figura 39 - Constituição da carta de aquisição e visualização

Todo o controlo de operação da carta é efectuado por comando do sistema hospedeiro através da leitura e escrita em registos de entrada/saída. O endereço base destes registos é configurável quando da instalação da carta.

3.3.2. A carta de processamento de imagem auxiliar

Esta segunda carta, do mesmo fabricante da anterior - *Data Translation* - e modelo DT2858, permite o processamento dedicado de imagens completas e foi especialmente projectada para a realização de operações aritméticas e lógicas intensivas [5].

Os *pixels* de cada imagem operando são recebidos através de um porto externo de entrada, completamente independente do barramento do sistema, e atingindo uma velocidade de transferência bastante superior. Após processamento, a imagem resultado pode ser reenviada para o exterior através de um outro porto externo de saída. Estes portos externos são completamente compatíveis com os existentes na carta de aquisição e visualização.

Os principais componentes desta carta de processamento auxiliar são, além dos dois portos de entrada e saída, os seguintes:

- um conjunto de tabelas de transformação, com a particularidade de poderem transformar valores de 8 bits em valores de 16 bits;
- uma unidade aritmética e lógica (ALU), capaz de efectuar, a cadência elevada, diversas operações aritméticas e lógicas entre operandos de 16 bits e produzindo também 16 bits de resultado;
- uma memória de armazenamento de resultados intermédios com a capacidade de 512 Kbytes; esta capacidade é suficiente para manter uma imagem à resolução máxima de 512 × 512 *pixels*, mas com a profundidade de 16 bits;
- circuitos para a geração rápida de um histograma da imagem presente na memória auxiliar;
- circuitos capazes de efectuar divisões por constantes, ou outra acção de normalização, de modo a transformar a imagem da memória auxiliar de 16 bits numa outra de 8 bits, pronta a ser transferida para o exterior;

Os valores de 8 bits, provenientes do porto externo de entrada, são imediatamente convertidos num número de 16 bits pela passagem através de uma das tabelas de transformação com 256 entradas, presentes na carta. Veja-se a figura 40. Estas tabelas constituem o primeiro dos dois elementos processadores principais da carta DT2858.

Da saída da tabela, o fluxo de *pixels* é depois dirigido para a unidade aritmética e lógica de 16 bits e com duas entradas. A ALU é o segundo elemento processador a transformar o fluxo de *pixels*. A segunda entrada da ALU provém da memória interna, que fornece um outro fluxo de *pixels* já com 16 bits, a partir dos valores aí armazenados.

Os resultados da operação programada na ALU são conduzidos para a mesma memória donde provém o segundo operando, destruindo-o portanto.

A ALU pode realizar, a par de outras, operações aritméticas entre duas imagens tais como a adição, subtracção, incremento e decremento e ainda operações lógicas como o *AND*, *OR*, *XOR*, *NOT*, a passagem directa do operando proveniente do exterior ou o resultado constante 0 ou 1 [43].

Operações de uma constante sobre os *pixels* de uma imagem vinda do exterior, como por exemplo a multiplicação, deverão ser efectuadas através de uma das tabelas de transformação de 8 para 16 bits, já referidas, e previamente carregada com os valores convenientes.

A memória interna da carta, contendo resultados intermédios reutilizáveis noutras operações como um dos operandos, pode ser também acedida directamente pelo processador do sistema hospedeiro. Para isso a memória é mapeada no espaço de endereçamento estendido do processador, com endereço base configurável entre 1 e 15,5 Mbytes.

Outras operações que a carta DT2858 está apta a efectuar incluem a possibilidade de realizar deslocamentos 'circulares' da imagem presente na memória de resultados

---

[43] em 16 bits.

intermédios, tanto horizontais como verticais[44]. Estes deslocamentos facilitam bastante a implementação de operações de vizinhança tais como a convolução.

Há ainda a possibilidade de efectuar uma divisão do conteúdo da memória de imagem por qualquer valor constante, ou outra operação de normalização (conversão de 16 para 8 bits), e ainda de efectuar o cálculo rápido de um histograma dos valores constituídos pelos 8 bits menos significativos da imagem resultado armazenada. Estas operações são efectuadas em circuitos dedicados.

Em qualquer momento, a imagem constituída pelos 8 bits menos significativos dos valores contidos na memória da carta pode ser transferida para o exterior, via o respectivo porto externo de saída. Esta operação é necessária para a visualização do resultado, uma vez que esta carta não dispõe desses circuitos.

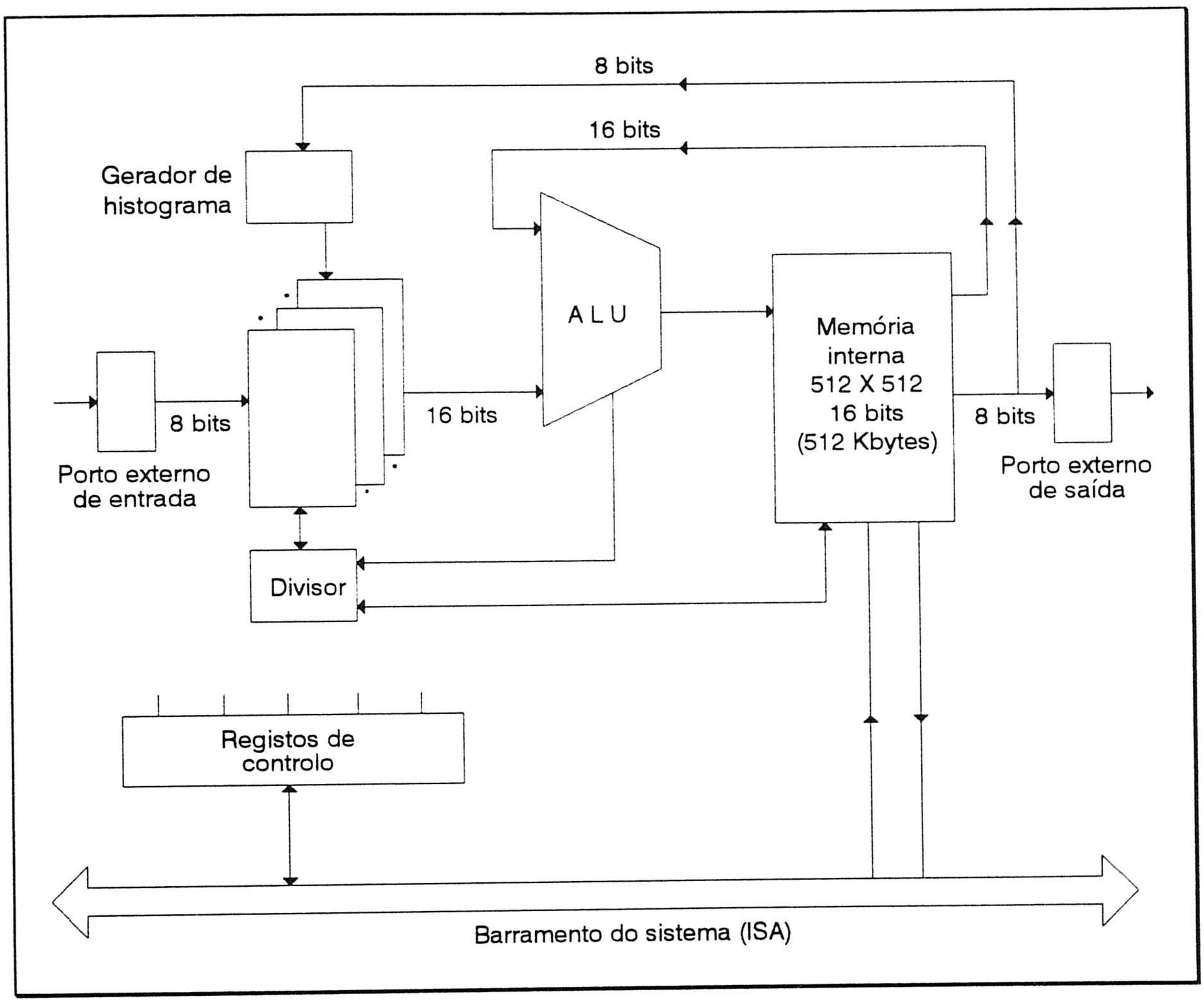


Figura 40 - Constituição da carta de processamento auxiliar

Tal como na carta DT2851, todo o controlo de operação é efectuado por comando do sistema hospedeiro através da leitura e escrita em registos de entrada/saída, incluindo as transferências de imagens, que devem ser sincronizadas com operações contrárias na carta emissora/receptora. O endereço base destes registos é configurável quando da instalação da carta.

---

[44] operações vulgarmente designadas por *pan* e *scroll* na literatura anglo-saxónica.

3.3.3. *Software* de controlo

Junto com as duas cartas atrás descritas, o fabricante também forneceu um conjunto de subrotinas e um controlador de periférico[45] para auxílio ao desenvolvimento de aplicações que utilizem as cartas [3].

As subrotinas incluídas permitem a inicialização das cartas para um estado conhecido, o controlo das mesmas através da leitura e escrita nos seus registos de entrada/saída, e ainda a realização de algumas operações de mais alto nível, como por exemplo a realização de convoluções. No entanto, com a detecção de alguns erros nesta última classe de subrotinas e com a verificação de que outras foram implementadas de forma bastante ineficiente, o seu uso restringiu-se practicamente à inicialização e ao controlo através dos registos de entrada/saída.

As ineficiências mais graves foram detectadas principalmente nas operações que envolviam o acesso directo à memória de imagem por parte do processador central. Como se viu, essa memória fica mapeada no espaço de endereçamento do processador, mas na zona dita estendida, ou seja com endereços acima de 1 Mbyte.

No sistema operativo MS-DOS, que funciona com os processadores no chamado modo real, apenas se tem acesso ao primeiro Mbyte da memória instalada. Para se aceder para além desse endereço há absoluta necessidade de se proceder a uma mudança do modo de funcionamento do processador para o chamado modo protegido. Após o acesso terá de se regressar ao modo real para se continuar a dispor dos serviços do sistema operativo. Esta dupla mudança de modo de funcionamento demora o seu tempo.

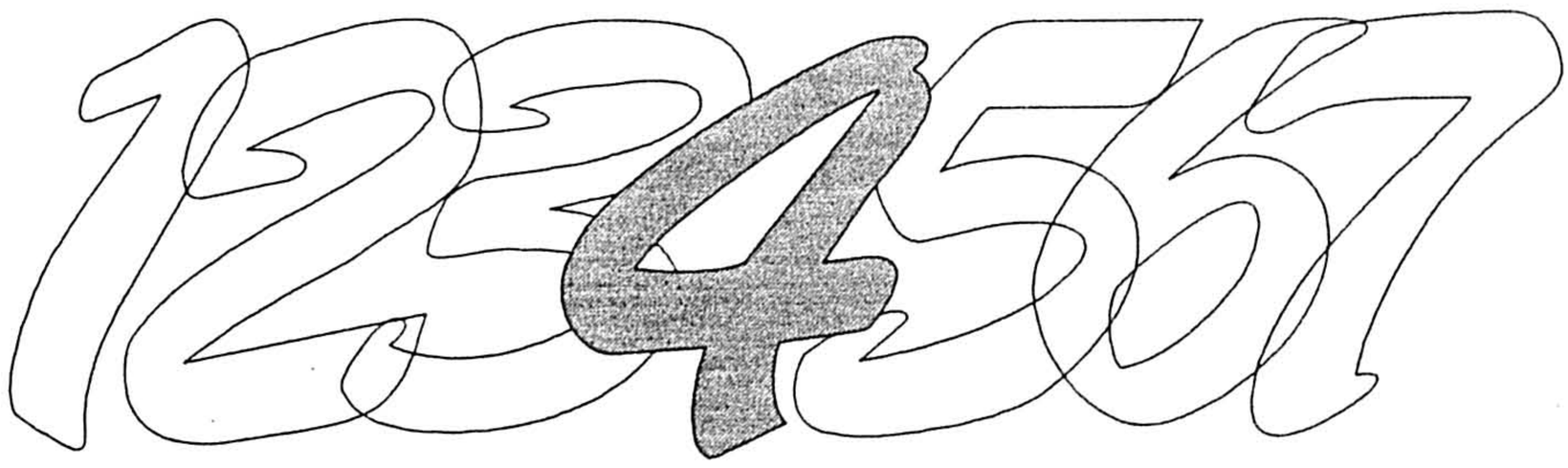
Aparentemente, as subrotinas fornecidas executam esta dupla mudança por cada *pixel* acedido, o que torna a sua utilização visivelmente lenta em certas situações.

Houve pois necessidade de desenvolver todo um outro conjunto de subrotinas para a execução das operações que envolvem o acesso directo à memória de imagem, o que teve de ser feito em linguagem *Assembly*. No apêndice B descreve-se mais pormenorizadamente a solução encontrada para o acesso a essa memória.

---

[45] usualmente designado por *device driver* na literatura anglo-saxónica.

Capítulo



Realização: Aquisição e Processamento

4. REALIZAÇÃO - AQUISIÇÃO E PROCESSAMENTO

Procurando tirar o máximo partido do equipamento referenciado no capítulo anterior[46], realizou-se o sistema descrito neste e no próximo capítulos por forma a atingir os objectivos propostos.

Além da capacidade de efectuar de forma rápida e eficaz várias medições e análises quantitativas da função cardíaca, deu-se também especial atenção ao conforto de utilização, à flexibilidade, permitindo ensaiar novos métodos de processamento, e à abertura, permitindo ao programador acrescentar facilmente novas funções ao sistema, ou alterar as já existentes, sem quebrar ou modificar a funcionalidade já presente.

4.1. Características gerais

No estado de realização actual, o sistema, denominado SIPAFE - Sistema Interactivo de Processamento e Análise Funcional de Ecocardiogramas, é capaz de efectuar as seguintes tarefas principais:

- a sua calibração, para vários ecocardiógrafos e para as várias profundidades destes; a operação de calibração[47] pode efectuar-se a partir de imagens adquiridas individualmente; os resultados são mantidos em ficheiros de calibração individuais para cada ecocardiógrafo;
- a aquisição, visualização e selecção de imagens ecocardiográficas, directamente a partir do ecocardiógrafo ou previamente gravadas no formato de vídeo convencional; é possível a aquisição de imagens individuais ou de sequências de 16 imagens;
- a gestão dos ficheiros contendo informação relativa aos pacientes, exames e imagens, cuja relação é também mantida; os resultados do processamento efectuado são também gravados nos ficheiros de exame;
- o processamento automático ou passo a passo das várias imagens associadas a um exame clínico; o grau de interactividade do processamento pode ser escolhido pelo utilizador;
- a extracção e a apresentação gráfica de vários parâmetros funcionais do ventrículo esquerdo, tais como áreas, perímetros, distâncias axiais, volumes e fracções de ejecção a partir das imagens processadas de um exame;
- estudos da mobilidade parietal do ventrículo esquerdo, utilizando vários métodos de medida de deslocamento e alinhamento das imagens e contornos;
- a inspecção e visualização melhorada das imagens e sequências adquiridas, com a possibilidade de comparação de várias imagens individuais (2 ou 4) ou duas sequências, afixadas e postas em movimento simultaneamente; as imagens podem ser visualizadas com ou sem o contorno detectado sobreposto e ainda com melhoria de contraste ou adição de pseudo-cor;
- a geração de uma imagem-relatório contendo partes de duas imagens seleccionadas de um exame, os resultados de processamento do mesmo e ainda uma apreciação global feita pelo utilizador.

Todo o *software* de exploração do SIPAFE está organizado numa estrutura hierárquica e modular tendo sido totalmente desenvolvido para o fim em vista. Utilizaram-se apenas as bibliotecas das linguagens usadas e algumas (poucas) das subrotinas de controlo fornecidas

---

[46] no parágrafo 3.3.

[47] que consiste na determinação das dimensões reais dos *pixels* das imagens adquiridas.

pelo fabricante das cartas de aquisição e processamento incluídas no sistema.

As linguagens utilizadas para o desenvolvimento foram o *C* e o *Assembly* dos processadores *intel* da família 80x86.

Escolheu-se a linguagem *C* pelas suas facilidades mistas de desenvolvimento em alto nível e também de acesso quase directo aos componentes físicos do sistema[48]. Tratando-se de uma linguagem estruturada, é possível fazer o desenvolvimento de programas de dimensão apreciável sem grande dificuldade. Contendo também na sua definição mecanismos próprios das linguagens de mais baixo nível, possibilita igualmente de modo fácil a manipulação directa de *hardware* específico presente no sistema. Desenhada com um protocolo simples de chamada das suas funções tem ainda a vantagem de permitir sem dificuldade a incorporação de código escrito em linguagem *Assembly*, indispensável em certas situações mais críticas e utilizada extensamente no SIPAFE.

Procurou-se fazer todo o desenvolvimento do *software* em níveis de funcionalidade crescente. No nível inferior situam-se as rotinas de manipulação directa do *hardware*, tais como as cartas de aquisição e processamento de imagem, e os dispositivos de entrada/saída que para maior rapidez e eficiência necessitaram de programação directa[49]. Os níveis superiores baseiam-se no conjunto de rotinas fornecido pelos mais baixos, procurando-se mantê-los independentes do *hardware*. Assim, uma eventual alteração física do sistema apenas implicará mudanças no nível inferior.

Na figura seguinte mostra-se a distribuição dos vários módulos que compõem o SIPAFE pelos cinco níveis de funcionalidade, assim como uma breve identificação das suas funções e a linguagem empregue na sua escrita.

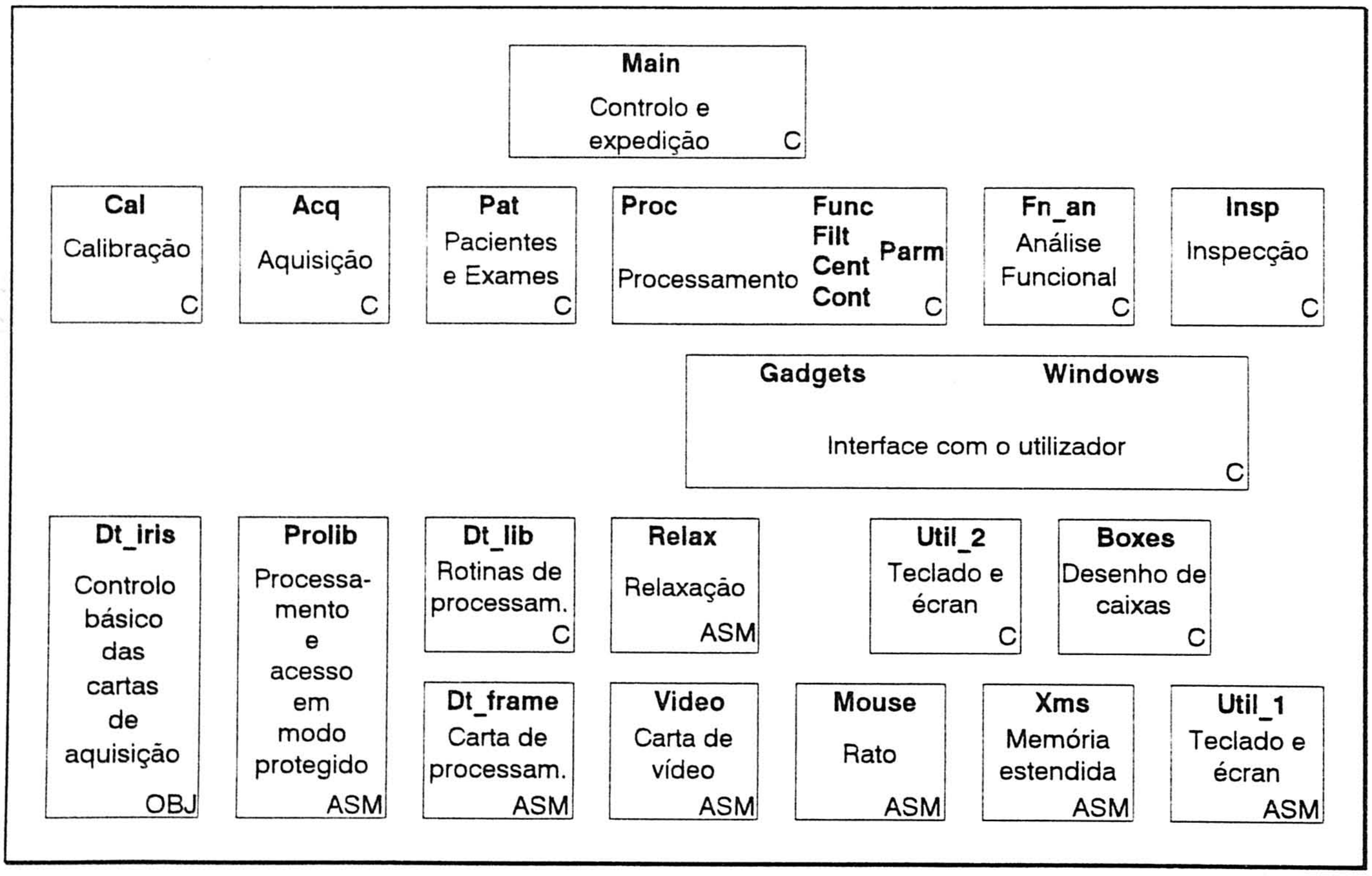


Figura 41 - Níveis e módulos do *software* do SIPAFE

---

[48] posições de memória com endereços especificados e portos de entrada/saída.

[49] écran do sistema, através da sua carta de vídeo, teclado e rato.

Na figura 42 pode ver-se a organização e funções dos módulos pertencentes aos dois níveis superiores e a sua interacção com alguns dos ficheiros de informação gerados e mantidos pelo sistema.

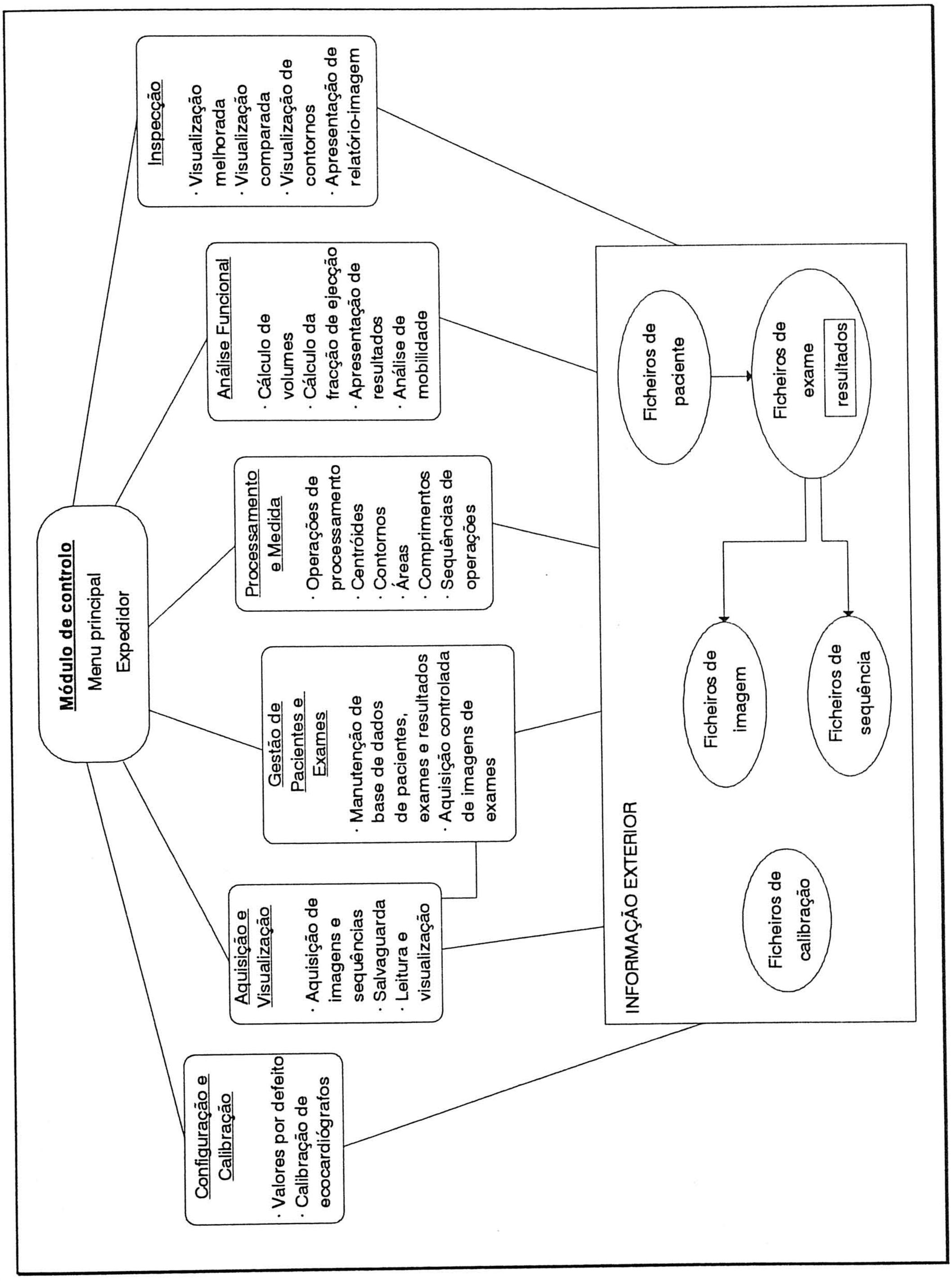


Figura 42 - Organização dos módulos dos níveis superiores

Deu-se ainda especial atenção à segurança de execução, por forma a evitar, tanto

quanto possível, a saída intempestiva do programa para o sistema operativo, em resultado de erros de operação. Assim, toda a informação solicitada ao utilizador é validada antes de ser transferida para as rotinas de processamento, quer quanto ao seu tipo, quer ainda quanto à gama de valores aceitável. Procurou-se também interceptar todos os erros provenientes de faltas momentâneas de recursos do sistema, tais como memória ou espaço em disco, dando-se indicações ao utilizador da forma de prosseguir, caso alguma destas situações surja durante a normal operação do sistema. Erros na sequência de operação e a inexistência de algum dos componentes do sistema são também devidamente interceptados e assinalados.

Além disso, procura-se em cada momento, mostrar ao utilizador apenas o conjunto de acções válidas na situação em que o sistema se encontra nesse instante, o que contribui para a sua facilidade de operação e robustez geral.

4.2. Operação e interface com o utilizador

Alguns dos objectivos a atingir quando do projecto de uma interface com o utilizador são o seu conforto, simplicidade e utilização intuitiva por parte de não especialistas em informática.

No sentido de contribuir para a cabal realização desse objectivo, optou-se por uma operação do sistema totalmente baseada numa estrutura de menus, sub-menus, janelas de diálogo e janelas de resultados ou de informação. Todos estes elementos de comunicação com o utilizador são constituídos por janelas sobreponíveis e aparecem e desaparecem do écran consoante as necessidades de diálogo que vão surgindo ao longo da execução do SIPAFE.

Em cada instante apenas se encontra activo um menu ou janela de diálogo, conduzindo-se naturalmente o utilizador para a acção que é necessário executar de seguida. Embora não seja totalmente indispensável, a utilização de um rato facilita muito a interacção com estes elementos de comunicação, respondendo todos eles de forma intuitiva às suas acções.

No início da execução do SIPAFE e após um certo número de inicializações, surge no écran a primeira janela contendo o menu principal. As opções possíveis a este nível correspondem, *grosso modo*, aos seis grandes módulos apresentados na figura 42.

À medida que se vão seleccionando estas acções, irão surgir novos sub-menus contendo novas opções válidas para a operação anterior, ou janelas de diálogo solicitando informação indispensável ao prosseguimento da função em execução. Em qualquer ponto de execução do sistema procura-se sempre apresentar ao utilizador apenas as acções válidas que poderão ser seleccionadas a partir desse ponto. Quando uma operação que produza resultados estiver concluída, estes serão apresentados igualmente numa janela. Além disso, certas operações vão apresentando o seu estado de evolução também em janelas apropriadas para o efeito.

Em qualquer local da hierarquia de menus e sub-menus, ou quando do preenchimento de uma janela de diálogo, é sempre possível cancelar a operação actual e voltar atrás um nível na hierarquia, permitindo assim o anulamento de qualquer engano cometido pelo utilizador.

Como já se referiu, procurou-se prevenir e interceptar todo o tipo de erros que causassem a terminação da execução do SIPAFE. Quando estes erros são detectados emite-se uma mensagem para o utilizador[50] indicando a ocorrência, e sugerindo as acções que deverão ser tentadas para os corrigir, se não for possível uma total recuperação pelo próprio sistema.

No anexo "SIPAFE - Sistema Interactivo de Processamento e Análise Funcional de Ecocardiogramas - Manual do Utilizador", descreve-se de forma exaustiva toda a operação e

---

[50] numa janela apropriada.

interface do SIPAFE, dando-se uma boa ideia das suas actuais possibilidades, pelo que não se prosseguirá na sua descrição.

4.3. Calibração do SIPAFE

Para ser possível efectuar qualquer medição de área ou comprimento em imagens digitalizadas é necessário conhecer previamente quais as dimensões de cada *pixel* e ter uma garantia da linearidade e regularidade do processo de formação da imagem e sua aquisição.

A operação de calibração consiste na obtenção daquelas dimensões a partir de imagens com marcações de distâncias reais. Todos os ecocardiógrafos comerciais são capazes de produzir esse tipo de imagens.

4.3.1. Processo de digitalização e reconstrução de imagem

Uma imagem pode ser modelizada como uma função contínua bidimensional f(x, y), onde os argumentos x e y são em geral coordenadas cartesianas de um plano. A função f(·) representa uma medida da variação da intensidade luminosa, num dado instante e numa dada banda espectral, incidente num determinado plano, dito imagem. Sendo uma intensidade, o contra-domínio de f(·) é essencialmente não negativo. Se a banda espectral onde se efectua a medida abranger uma parte muito significativa da gama visível teremos uma imagem em níveis de cinzento[51] [15, 121].

Uma imagem multiespectral **f**(·) é uma função de contra-domínio vectorial com um certo número de componentes ($f_1(\cdot)$, ..., $f_n(\cdot)$). Uma imagem a cores é um caso especial de uma imagem multiespectral, onde, por exemplo, as componentes medem a intensidade luminosa de três comprimentos de onda, de acordo com o modelo tricromático:

$$\mathbf{f}(x, y) = [\, f_{red}(x, y); f_{green}(x, y); f_{blue}(x, y) \,] \tag{31}$$

As imagens digitais obtêm-se em geral a partir das funções f(·) ou **f**(·), submetendo-as a uma operação de amostragem espacial bidimensional no plano-imagem e a uma quantificação dos valores da intensidade luminosa nos pontos de amostragem.

A operação de amostragem realiza-se segundo uma grelha regular caracterizada por dois vectores $\vec{r}_1$ e $\vec{r}_2$, não colineares e definidos no plano imagem. Estes vectores poderão ou não ter comprimentos idênticos e ser ou não perpendiculares entre si. Na figura seguinte mostram-se duas grelhas de amostragem muito utilizadas.

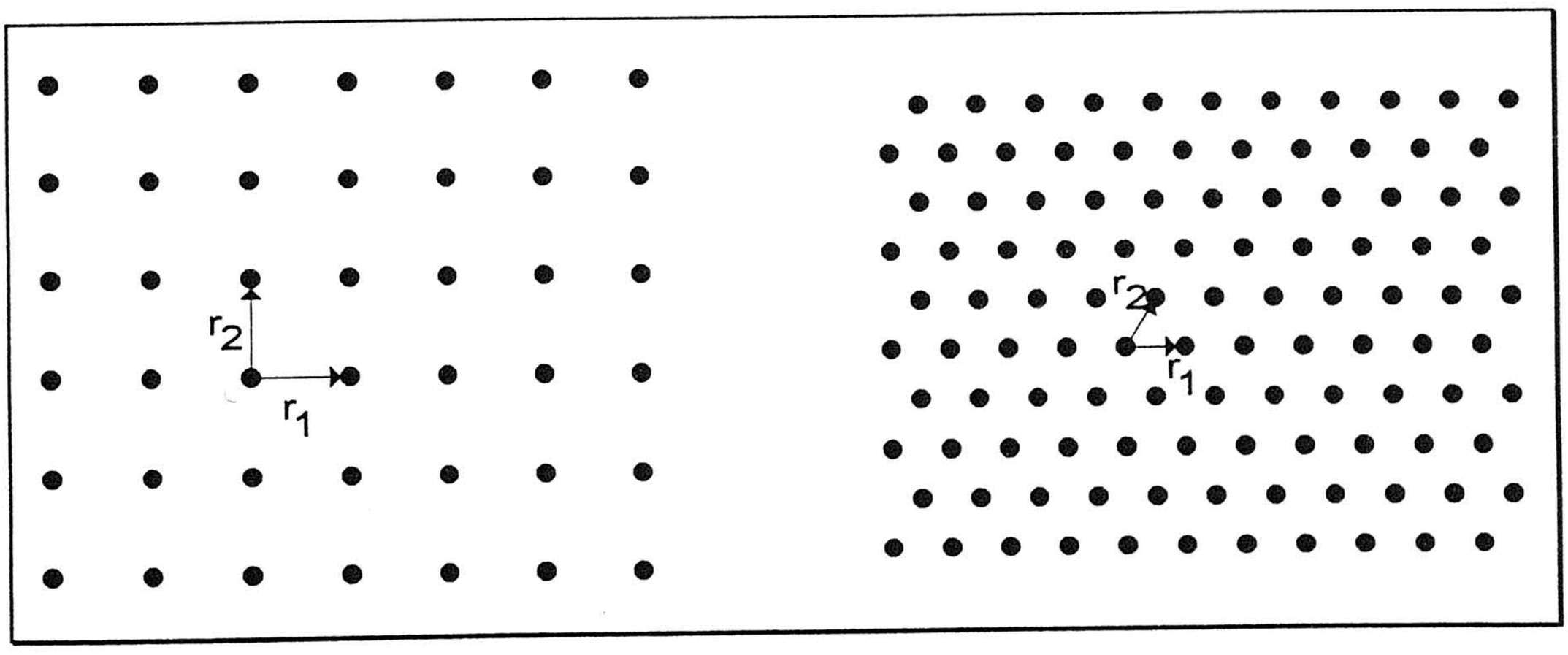


Figura 43 - Exemplos de grelhas de amostragem

---

[51] ou monocromática.

No SIPAFE, a amostragem das imagens é feita segundo uma grelha semelhante ao primeiro exemplo mostrado na figura 43, em que os comprimentos de $\bar{r}_1$ e $\bar{r}_2$ são diferentes. Assim sendo, poderemos dizer que a imagem após amostragem é representada pela seguinte função:

$$f_a(i, j) = f(i \cdot \Delta x, j \cdot \Delta y),\ i \text{ e } j \text{ inteiros} \tag{32}$$

onde Δx e Δy são respectivamente os comprimentos de $\bar{r}_1$ e $\bar{r}_2$.

Após a amostragem, a intensidade luminosa representada pela função $f_a(\cdot)$ é quantificada num número finito de níveis, em geral igualmente espaçados, por forma a poderem ser armazenados digitalmente com alguma economia de representação. O número de níveis deve ser escolhido por forma a que um observador humano não distinga facilmente a diferença entre dois níveis consecutivos[52]. Para imagens monocromáticas, tem-se considerado suficiente a existência de 64 a 256 níveis uniformemente distribuídos na gama dinâmica vulgarmente presente na intensidade luminosa observada pela visão humana, dependendo do tipo de imagem [136, 59].

Sendo uma imagem digitalizada uma amostragem de uma função contínua bidimensional, tem aplicação tudo aquilo que se sabe relativamente à amostragem de sinais unidimensionais, com as devidas adaptações, nomeadamente o teorema da amostragem [108]. Assim, é possível a reconstrução exacta da imagem original (f(x, y)), se as frequências de amostragem forem maiores ou iguais que o dobro da maior frequência espacial presente na imagem original. Para esta reconstrução exacta deverá usar-se, como se sabe, uma função seno cardinal bidimensional como função interpoladora:

$$\operatorname{sinc}(x, y) = \frac{\operatorname{sen}\left(\frac{\pi x}{\Delta x}\right)}{\frac{\pi x}{\Delta x}} \cdot \frac{\operatorname{sen}\left(\frac{\pi y}{\Delta y}\right)}{\frac{\pi y}{\Delta y}} \tag{33}$$

No entanto, a grande maioria dos dispositivos reconstrutores utiliza apenas aproximações a esta função interpoladora, dando origem à perda de algum detalhe na imagem reconstruída.

4.3.2. Fontes de distorsão

Como se viu no capítulo 2., as imagens ecocardiográficas[53] são geradas a partir da emissão e detecção de feixes ultrassónicos em várias direcções situadas num determinado plano. O processo de síntese desta imagem, além das limitações de resolução próprias da técnica utrassónica, pode ainda apresentar erros de localização ou distorsões se a direcção assumida para a conversão vídeo polar - vídeo convencional[54], não corresponder à direcção real do feixe. Veja-se a figura 44.

Com a utilização dos transdutores mecânicos este tipo de distorsão é geralmente mais acentuado do que com a utilização dos mais recentes transdutores electrónicos. No entanto, pela consulta das folhas de características de alguns equipamentos [p. ex. 1], verifica-se que este tipo de erros é actualmente bastante pequeno variando entre 0,1 % de distorsão máxima para os transdutores electrónicos até cerca de 1,0 % para os mecânicos. Numa imagem digitalizada com 512 × 512 *pixels*, o erro de distorsão é inferior a 1 *pixel* em qualquer posição.

Os erros resultantes de deficientes temporizações das conversões digital-analógico, no caso da síntese da imagem ecocardiográfica, e analógico-digital quando da aquisição do sinal

---

52 no caso contrário teremos a observação de falsos contornos entre zonas quantificadas em níveis consecutivos.

53 e as ultrassónicas em geral.

54 ver o parágrafo 2.2.2.

de vídeo pelo sistema de imagem, são, em geral, desprezáveis face a todos os outros erros, em virtude da grande precisão com que é possível construir os relógios electrónicos que comandam essas operações.

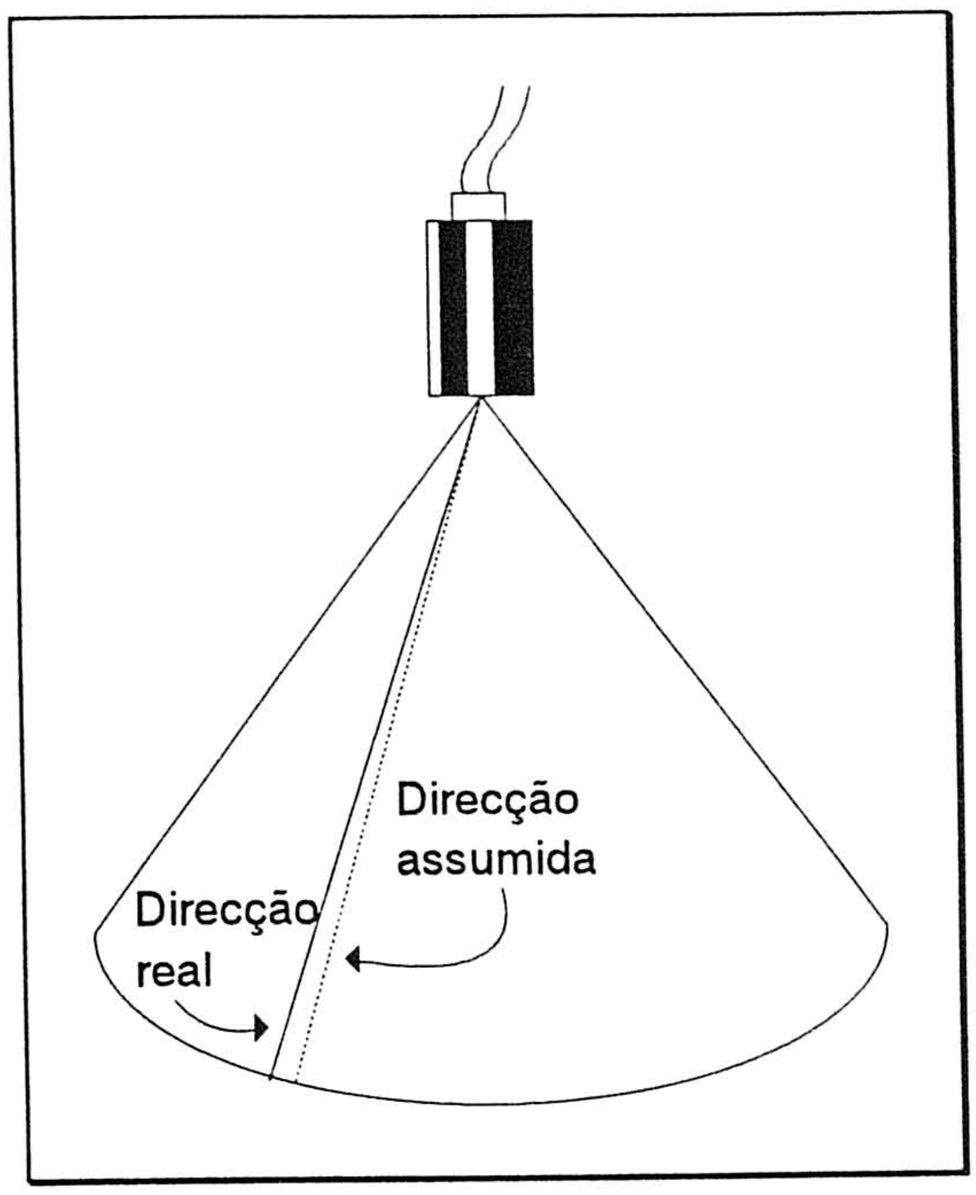


Figura 44 - Possível distorsão causada pelo transdutor

Resulta destas considerações a garantia de uma boa formação e aquisição das imagens ecocardiográficas, com pouca ou nenhuma distorsão, face à resolução intrínseca do processo ultrassónico. Assim sendo, não será necessário qualquer meio de correcção de distorsão, pelo que se assume, sem grande perigo, que todos os *pixels* resultantes da digitalização têm as mesmas dimensões.

4.3.3. Obtenção das dimensões reais de um *pixel*

Para calcular as dimensões reais de um *pixel*, basta conhecer duas distâncias reais, não colineares, numa imagem ecocardiográfica. Em geral, todos os ecocardiógrafos geram uma escala horizontal, ao longo da parte inferior da imagem. Além disso, também apresentam marcas, a distâncias regulares e conhecidas, ao longo dos dois raios fronteiriços do sector circular que contém a informação ecográfica.

A operação de calibração consiste pois em obter, directamente do écran de imagem do SIPAFE, as posições dos extremos de dois segmentos de recta não paralelos e o respectivo comprimento real. Através de um cálculo simples obtêm-se de seguida os valores de Δx e Δy:

$$(x_1-x_2)^2\Delta x^2 + (y_1-y_2)^2\Delta y^2 = l_1^2 \quad (34)$$

$$(x_3-x_4)^2\Delta x^2 + (y_3-y_4)^2\Delta y^2 = l_2^2 \quad (35)$$

onde x_1 a x_4 e y_1 a y_4 são as coordenadas dos quatro *pixels* envolvidos e l_1 e l_2 os comprimentos reais dos dois segmentos de recta, como se pode observar na figura 45.

A operação de calibração deverá ser efectuada para cada ecocardiógrafo com que o sistema trabalhe, mantendo ele próprio uma base de dados a esse respeito. Cada ecocardiógrafo pode, por sua vez, gerar imagens em que se visualizam profundidades máximas diferentes. São vulgares valores de 6, 9, 12, 15, 18, 21 e 24 cm [1]. Feita a calibração para uma determinada profundidade, facilmente se calculam os valores Δx e Δy

para as outras, no mesmo aparelho. No entanto, e a fim de minimizar os erros, nada impede que se execute uma operação de calibração para cada uma das profundidades suportadas pelo ecocardiógrafo, o que é permitido pelo SIPAFE.

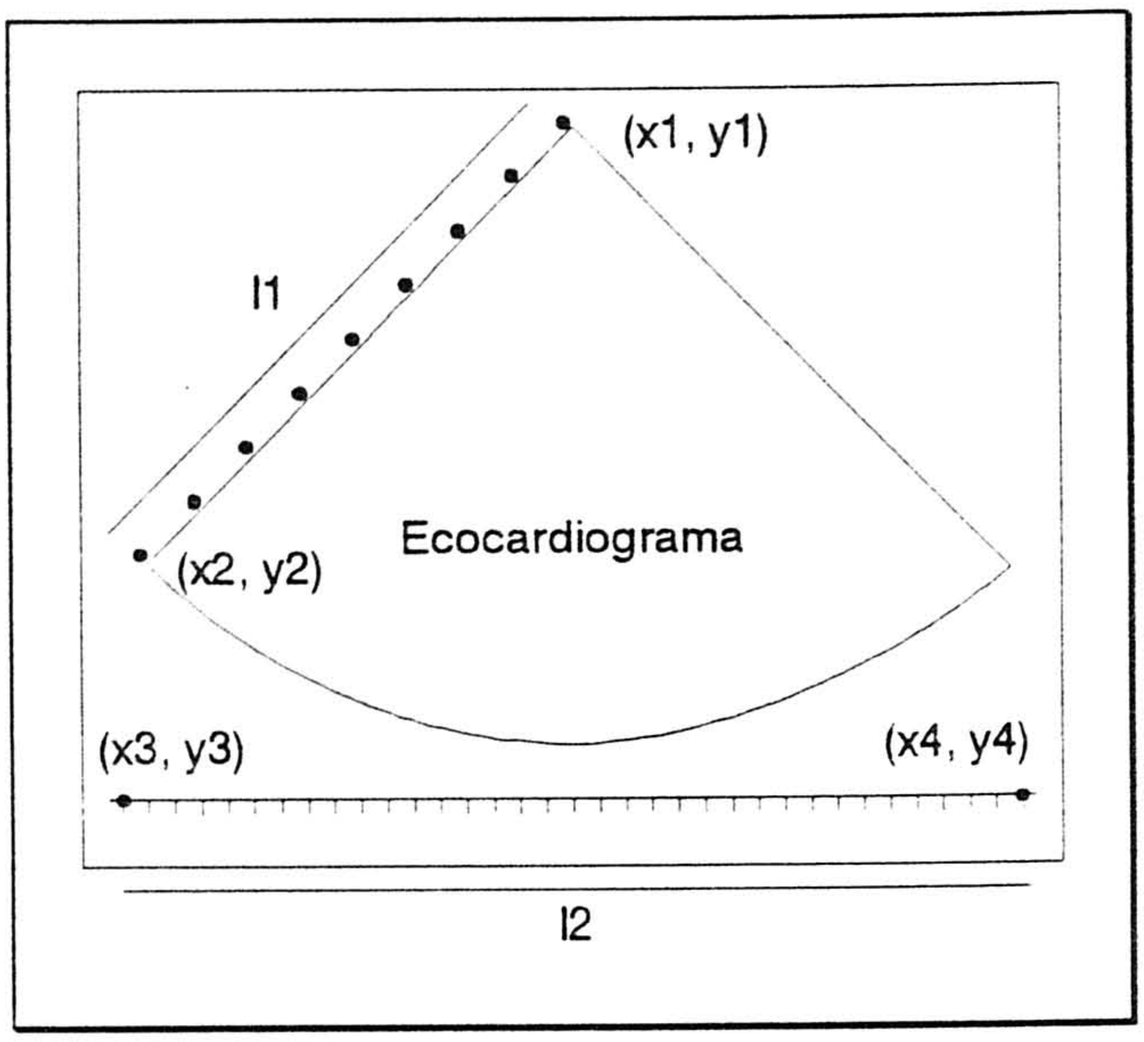


Figura 45 - Operação de calibração

4.4. A aquisição

A aquisição consiste na digitalização do sinal de vídeo, contendo imagens ecocardiográficas, produzido directamente pelo ecocardiógrafo ou previamente registado e posteriormente reproduzido num gravador de vídeo.

4.4.1. Características

No SIPAFE, a aquisição faz-se com as características da sua carta de aquisição e visualização. São digitalizadas um total de 512 das linhas centrais de uma imagem vídeo[55], nos seus dois quadros entrelaçados[56]. Em cada uma dessas linhas tomam-se 512 amostras que são colocadas em endereços apropriados de uma memória de imagem localizada no interior da carta de aquisição. Cada amostra é quantificada em 256 níveis igualmente espaçados no intervalo de tensões do sinal de vídeo que vai desde o preto até ao branco, dando origem a um número inteiro, representável em 8 bits, no intervalo [0..255]. Temos assim uma imagem representada digitalmente por uma matriz de valores numéricos de dimensão 512 × 512.

Estes valores, em geral, excedem[57] as características dos ecocardiógrafos comerciais no que diz respeito à sua memória digital interna para a conversão do sinal de vídeo polar em vídeo convencional. Como exemplo, as características de um tal ecocardiógrafo são as seguintes [1]:

- dimensão da memória de conversão: 512 × 256
- número de níveis de intensidade dos ecos detectados: 64 (6 bits)
- número de direcções num sector circular: 64 a 128 (seleccionável)

---

55 conforme com as normas CCIR ou PAL.

56 256 linhas em cada quadro.

57 ou são pelo menos semelhantes.

- amplitude do sector circular: 80°
- ritmo de actualização da memória de conversão: 11 a 30 imagens/s (consoante a profundidade)

Uma vez que o número de níveis de intensidade que a maior parte dos ecocardiógrafos utiliza é inferior aos 256 disponíveis na carta de aquisição, foi possível, em algumas situações, utilizar o bit menos significativo da memória de imagem para o desenho de gráficos sobrepostos, sem perda de informação. Esse bit foi usado, por exemplo, para o desenho de um cursor que se desloca com os movimentos do rato, ou ainda para sobrepor um contorno já determinado.

4.4.2. Exames ecocardiográficos

O SIPAFE permite a aquisição, processamento e visualização de imagens individuais, mas foi, no entanto, especialmente desenhado para fazer o agrupamento e catalogação das imagens adquiridas em exames ecocardiográficos pertencentes a pacientes. Neste modo de funcionamento, o utilizador é guiado durante a fase de aquisição, como é amplamente descrito no manual do utilizador anexo. As características de cada imagem[58], que o utilizador deve fornecer preenchendo uma janela de diálogo, ficam automaticamente registadas no ficheiro de exame e são posteriormente utilizadas durante o processamento e determinação dos parâmetros funcionais.

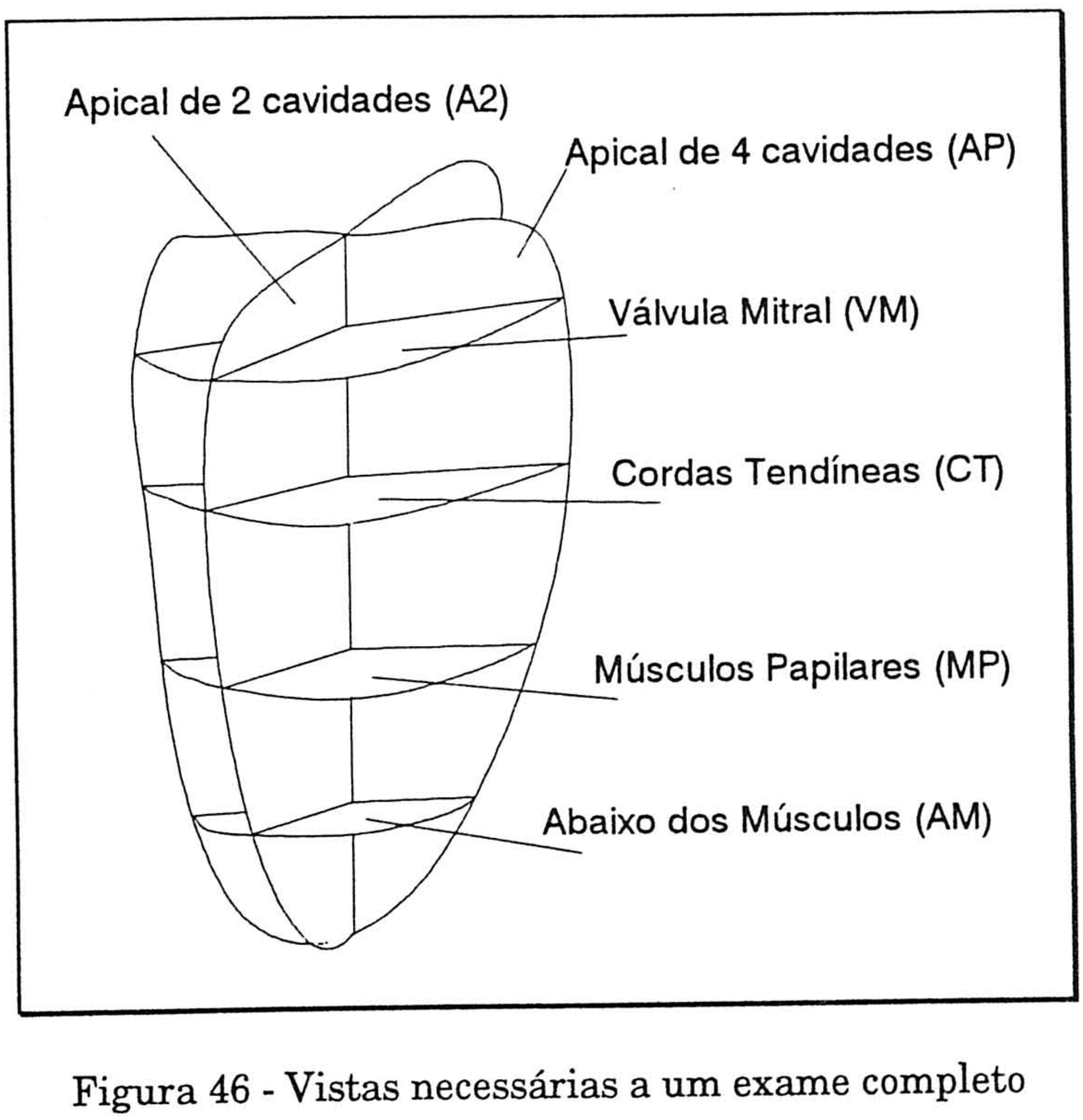


Figura 46 - Vistas necessárias a um exame completo

Cabe ao utilizador seleccionar as imagens a serem adquiridas e incorporadas no exame. Estas deverão ser da melhor qualidade possível e corresponder aos planos do ventrículo esquerdo indispensáveis para a aplicação dos modelos pretendidos na avaliação dos volumes e fracção de ejecção ou do estudo da mobilidade parietal. Para um exame completo deverão ser incorporadas três ou quatro níveis de pequeno eixo[59] e uma ou as duas posições comuns

---

58 tais como o tipo de imagem, ecocardiógrafo utilizado e profundidade do sector ecográfico.

59 em geral, vistas parasternais de pequeno eixo, o mais perpendicularmente possível ao eixo que vai do ápex até (*continua*)

de grande eixo[60], pelo menos no fim da sístole e da diástole. A relação entre estas posições pode ver-se na figura 46. Para estudos mais completos da mobilidade parietal, poderão ser incorporadas imagens de uma determinada vista a espaços regulares de um ciclo cardíaco.

Os ficheiros de exame têm uma estrutura modular, facilmente expansível, permitindo por isso remover ou acrescentar novas imagens a um exame, numa sessão posterior à sua criação, se se dispuser de uma gravação vídeo. Após o processamento, os resultados relativos a cada imagem e à globalidade do exame são registados no ficheiro de exame, permitindo a sua consulta sem necessidade de novo processamento.

4.4.3. Sequências de imagens

Embora a carta de aquisição e visualização do SIPAFE não tivesse sido projectada para adquirir sequências de imagens a cadência rápida, é possível fazê-lo se se limitar a resolução, e por isso também a quantidade de informação que é necessário transferir da memória de imagem, antes desta ser preenchida por um novo quadro.

A aquisição e visualização em ciclo de sequências de imagens pode ser importante na avaliação de certas patologias e ainda mais se for possível comparar no mesmo écran duas dessas sequências, adquiridas em alturas diferentes. Como já se disse, para isso ser possível com o *hardware* disponível, foi necessário reduzir a resolução, o que de qualquer modo seria indispensável se se pretendesse afixar simultaneamente duas das imagens, o que efectivamente acontece.

Assim, adquire-se apenas um pedaço da totalidade de cada imagem correspondente a uma área de 256 × 256 pontos[61], posicionada em qualquer local. Dessa área apenas se adquirem as linhas pares, pertencentes ao primeiro quadro da imagem vídeo entrelaçada. Quando da afixação de cada imagem, cada uma das linhas é repetida, por forma a se preencher a área completa de 256 × 256 pontos.

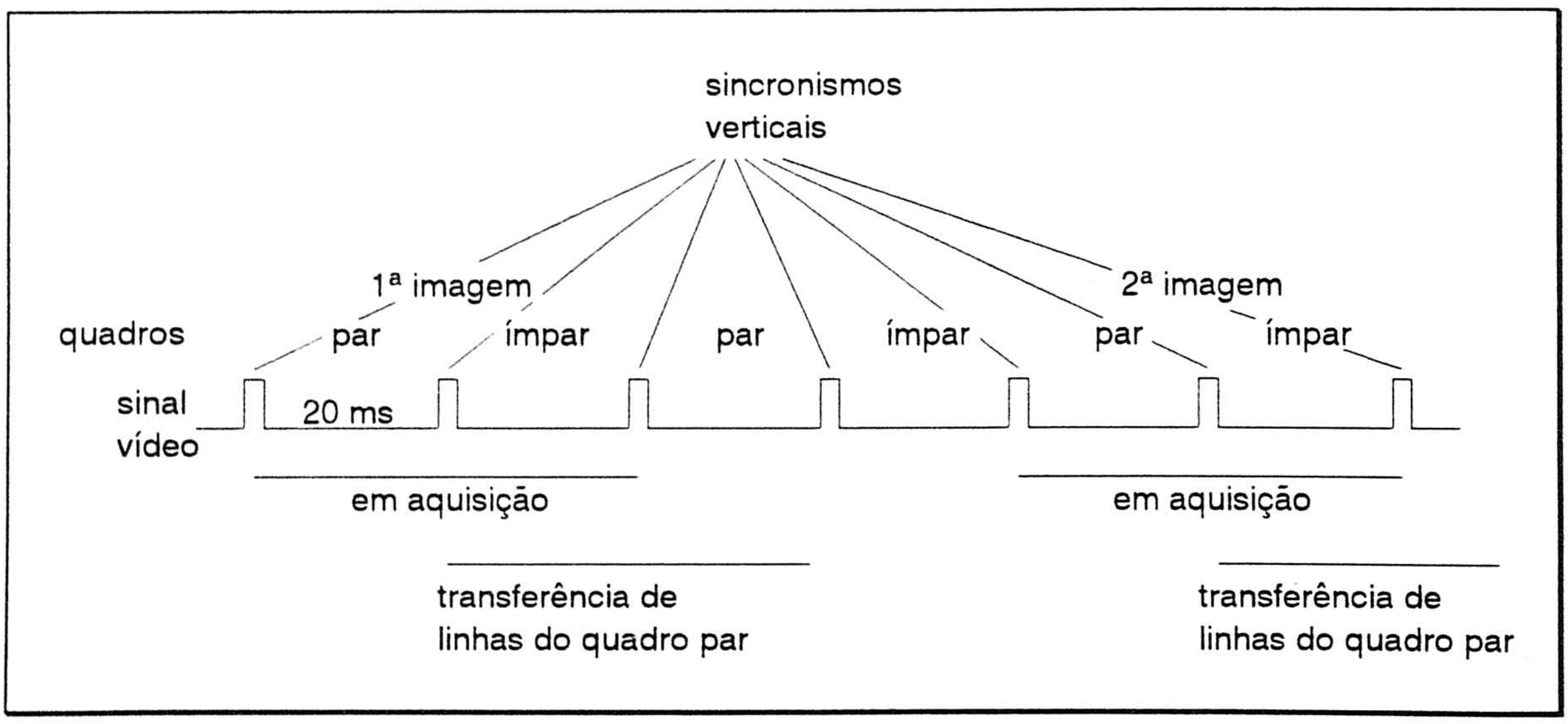


Figura 47 - Aquisição de sequências de imagens

A aquisição das imagens de uma sequência consegue-se fazer assim a intervalos

---

cerca do meio da zona que contém a válvula mitral.

[60] vistas apicais de duas e quatro cavidades.

[61] que é 1/4 da área total do écran.

regulares de 80 ms, capturando-se 16 imagens de cada vez. Uma sequência corresponde assim a um intervalo de tempo de cerca de 1,3 s. A transferência dos *pixels* capturados da memória de imagem para uma outra zona da memória estendida do processador tem de ser efectuada em modo protegido[62], ocupando a totalidade das 32 imagens de duas sequências um espaço de 1 Mbyte. Na figura anterior pode ver-se um esquema da temporização da aquisição e transferência de informação.

Se não se dispuser de 1 Mbyte de memória estendida para o armazenamento das duas sequências o SIPAFE usará os 512 Kbytes da carta de processamento DT2858, mais os 256 Kbytes da 2ª memória de imagem da carta de aquisição e ainda 256 Kbytes de memória estendida, sempre presentes nos sistemas com 1 Mbyte total[63]. No entanto, esta solução pode não permitir os intervalos de 80 ms entre a aquisição de imagens uma vez que o acesso à memória das cartas é bastante mais lento que o acesso à memória estendida[64].

4.5. Processamento das imagens ecocardiográficas

O processamento das imagens ecocardiográficas, associadas ou não a um exame, tem por objectivo final a determinação de um contorno endocárdico da cavidade presente[65], e a medição de três valores relacionados com a secção detectada. Os três valores medidos, logo após a determinação de um contorno, são a área, o perímetro e um comprimento axial. Nas vistas apicais mede-se o eixo longitudinal, enquanto que nas restantes se mede um eixo transversal correspondente à distância septal-posterolateral.

Para se poder atingir o objectivo final atrás enunciado é necessário efectuar um certo número de operações de processamento de imagem que vão transformando a imagem original numa outra mais apropriada para a detecção de arestas[66], essenciais na determinação do contorno endocárdico. Em virtude do sempre presente ruído de *speckle* e outros artefactos habituais nas imagens ultrassónicas, a detecção de arestas não poderia ser feita com grande fiabilidade directamente na imagem original.

Para melhor se poder efectuar a detecção referida é conveniente submeter previamente as imagens a uma série de operações cuja finalidade é a remoção do ruído e a melhoria do contraste, sem destruir a informação relevante à determinação final do contorno endocárdico. Essas operações, ditas de pré-processamento, são em geral filtragens de carácter passa-baixo[67] e manipulações globais dos níveis de cinzento dos *pixels* da imagem, sem modificação da forma da sua distribuição. Por vezes, incluem-se ainda nesta classe operações de acentuação de declives[68], facilitando posteriormente a tarefa da detecção de arestas.

O SIPAFE está dotado de um conjunto razoável de operações de pré-processamento de entre as inúmeras que seria possível considerar.

A aplicação dessas operações e as de detecção propriamente dita, cujo culminar deverá ser a obtenção de um contorno e a medição dos três valores atrás referidos, pode efectuar-se através de duas formas distintas. A primeira forma permite a aplicação passo a passo das

---

62 para ser possível o acesso directo quer à memória de imagem, situada na carta de aquisição, quer à zona que irá conter a totalidade da sequência.

63 1 Mbyte = 640 Kbytes de memória acedida em modo real mais 384 Kbytes de memória estendida.

64 o acesso à memória das cartas é efectuado via o barramento de expansão ISA, que tem velocidade limitada, enquanto que a memória estendida é acedida directamente pelo processador central, utilizando a sua própria frequência de relógio.

65 usualmente o ventrículo esquerdo.

66 *edges*, na literatura anglo-saxónica.

67 uma vez que, em geral, o ruído presente possui características de mais alta frequência espacial do que a informação que se pretende preservar.

68 *edge enhancement.*

várias operações de processamento disponíveis a imagens individuais adquiridas no momento, lidas de um ficheiro de imagem, ou já catalogadas como pertencentes a um exame. A segunda forma executa uma sequência de operações pré-definida sobre uma imagem individual, ou sobre a totalidade das imagens pertencentes a um exame ecocardiográfico.

No caso da aplicação passo a passo é o utilizador o responsável pelo sequenciamento correcto das operações a executar e pela especificação dos seus parâmetros, tendo assim total controlo sobre o modo de preparação da imagem para a obtenção de um contorno. Existe assim a possibilidade de se desenvolverem e testarem novas sequências de operações, que permitam resolver alguns casos mais específicos.

No processamento através da aplicação de uma sequência de operações previamente definida permite-se a automação quase completa da obtenção de contornos e medição dos valores associados. A mesma sequência de operações pode ser aplicada a todo o conjunto de imagens de um exame ecocardiográfico e se o resultado[69] for considerado válido, este será gravado no ficheiro de exame, ficando disponível para posterior análise sem necessidade de novo processamento. O grau de interactividade durante a execução da sequência de operações pode ser controlado pelo utilizador. Consoante o nível de interactividade escolhido, será pedida, em maior ou menor grau, informação adicional assim como a possível validação de passos intermédios. Uma validação final será sempre necessária.

O SIPAFE possui sempre uma sequência de operações inalterável conhecida por 'sequência por defeito'. Esta sequência está sempre disponível e tentou-se optimizá-la de forma a produzir bons resultados na maior parte das imagens. Existem também já definidas algumas outras sequências alternativas, que poderão ser modificadas pelo utilizador, com maior ou menor número de operações de pré-processamento, produzindo bons resultados em alguns casos mais específicos. Para além destas, o sistema permite a definição e manutenção de novas sequências de processamento, totalmente definidas pelo utilizador, podendo incorporar qualquer operação suportada.

O modo de efectuar as operações de processamento, quer passo a passo, quer por execução de uma sequência, assim como a forma de definir e manter novas sequências, está amplamente descrito no anexo 'Manual do Utilizador'.

4.5.1. A sequência por defeito

A sequência de processamento por defeito inclui todas as operações necessárias para a determinação de um contorno e dos parâmetros característicos da cavidade assim detectada. Pode ser dividida em cinco fases distintas, por sua vez compostas de uma ou mais operações individuais. Temos então:

- fase de pré-processamento, onde se faz a detecção do sector ecográfico, filtragem e normalização dos níveis de cinzento das imagens;
- fase de determinação do centróide, onde se procura o local da principal cavidade e de um ponto no seu interior[70], assim como uma região de interesse rectangular, tão pequena quanto possível, mas incluindo a totalidade da cavidade;[71]
- fase de acentuação de declives, onde se procura facilitar a detecção das fronteiras entre as zonas claras e escuras, tornando os declives entre elas mais abruptos;
- fase de determinação de um contorno, onde através da detecção de arestas e de várias correcções possíveis, efectuadas localmente, se chega a uma fronteira da

---

[69] contorno endocárdico e parâmetros associados.

[70] próximo do seu centro de massa geométrico, ou centróide.

[71] esta fase contém apenas uma operação, baseada num algoritmo desenvolvido e testado pelo Prof. J. P. Marques de Sá da FEUP, como mais à frente se descreverá.

cavidade contida numa região de interesse da imagem;

- fase de medição de parâmetros, onde, após a determinação de um contorno, se efectuam as medições dos três parâmetros relacionados com o presente corte tomográfico da cavidade detectada.

Algumas das operações têm obrigatoriamente de ser efectuadas por uma ordem bem definida. Assim, a determinação do centróide exije o conhecimento do local onde se encontra o sector com a informação ecográfica, que é detectado na fase de pré-processamento.

Por sua vez a operação de acentuação de declives incluída no SIPAFE, por ser de execução bastante onerosa em termos computacionais, tem toda a conveniência em ser aplicada apenas numa pequena região, pelo que deverá seguir-se à definição dessa região na fase de determinação do centróide.

A determinação de um contorno, na forma implementada, exije o conhecimento de um ponto interior da cavidade e fica bastante facilitada se existir uma boa distinção entre as zonas claras e escuras da imagem, pelo que obviamente deverá aplicar-se apenas após essas condições estarem satisfeitas. Exije pois a aplicação prévia da determinação do centróide e da acentuação de declives.

Por último, a medição da área, perímetro e distância axial da cavidade contida na secção ecografada só pode ser feita depois do conhecimento da fronteira ou contorno dessa cavidade.

A fase de pré-processamento tem bastante influência na maior ou menor facilidade com que posteriormente se determina um contorno da cavidade presente na imagem. É também nesta fase que, nas sequências definidas pelo utilizador, existe maior liberdade de acção.

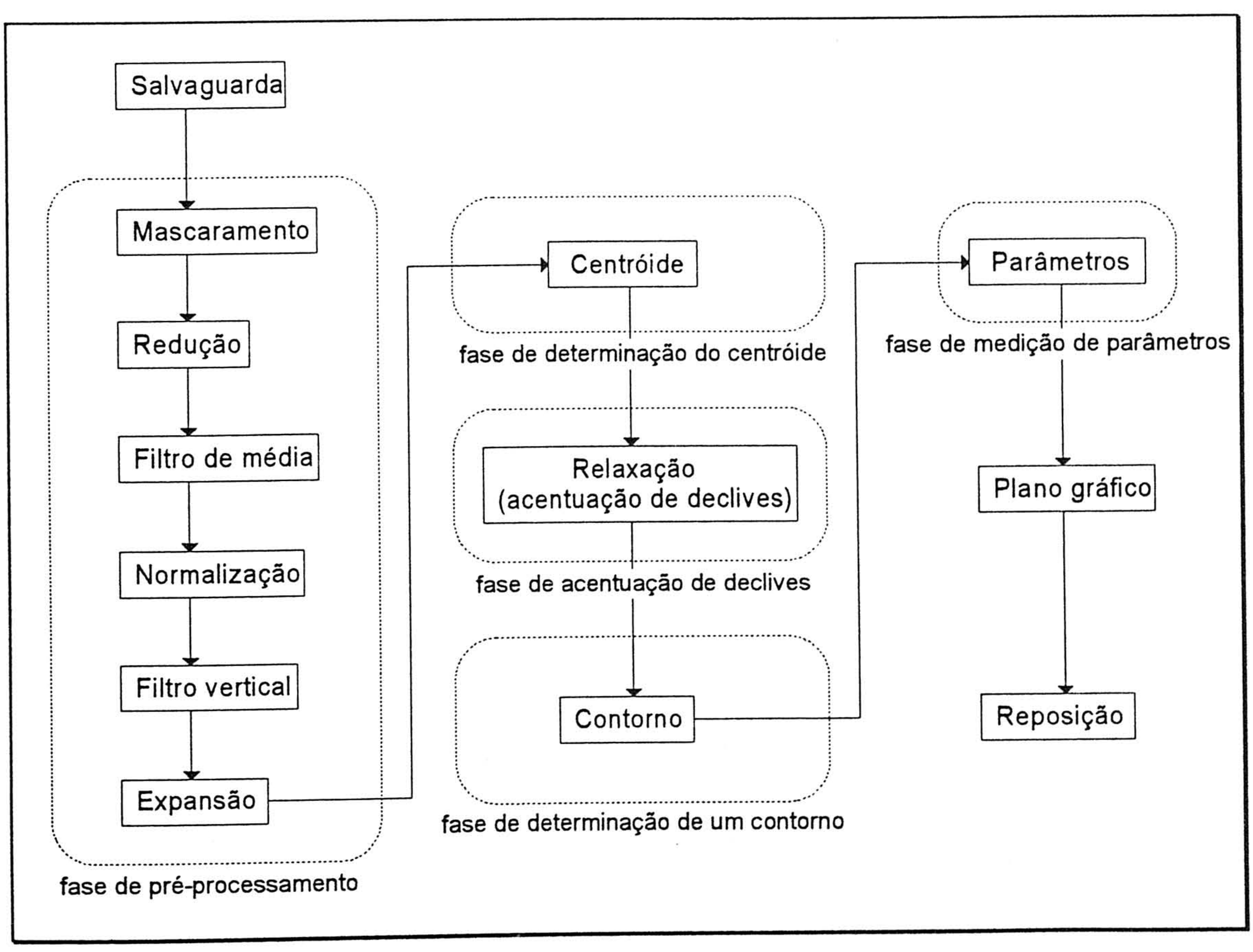


Figura 48 - Sequência de processamento por defeito

No entanto, as operações escolhidas deverão garantir, por um lado, uma boa remoção do ruído de mais alta frequência por forma a evitar ao máximo a detecção de falsas arestas na fase de determinação de um contorno, e por outro lado, evitar a destruição de declives de pequena amplitude, característicos das paredes paralelas à direcção de incidência dos feixes ultrassónicos. Este duplo objectivo é difícil de conseguir simultanemente por, de certa forma, o que contribui para um ser desfavorável para o outro. Apesar de tudo crê-se que se chegou a um bom compromisso com o conjunto de operações que se escolheu para a sequência por defeito e que se mostra na figura 48. Esta sequência chega a bons contornos na grande maioria das imagens em que foi testada.

Para além das operações utilizadas na sequência por defeito, o SIPAFE possui ainda as seguintes, que poderão ser usadas noutras sequências:

- Filtro geral, implementando uma convolução linear genérica, com dimensões e elementos a poderem ser escolhidos arbitrariamente;
- Filtro de mediana, com núcleo rectangular de dimensões a definir pelo utilizador como parâmetros;
- Filtro de máximo, em 4 ou 8 vizinhos;
- Filtro de mínimo, em 4 ou 8 vizinhos;

e ainda algumas outras operações, ditas de manutenção, que têm a ver com a gestão da memória da carta de aquisição:

- Cópia de quadrante ou imagem, na memória activa ou entre memórias de imagem;
- Troca de memória activa, que torna activa e visível a outra memória de imagem presente na carta de aquisição;
- Salvaguarda da imagem actual em memória exterior auxiliar;
- Reposição de uma imagem previamente salvaguardada a ler da memória exterior para a memória de imagem activa;
- Troca do estado de activação do plano gráfico, que permite usar ou não o bit menos significativo como plano de sobreposição de gráficos.

4.5.2. Fase de pré-processamento

Como já se depreendeu, as operações desta fase têm como principal objectivo a preparação das imagens ecocardiográficas para, com maior facilidade, se extrair um contorno válido da cavidade cardíaca presente, usualmente o ventrículo esquerdo.

É operação obrigatória desta fase a detecção do sector circular contendo a informação resultante da reflexão do feixe ultrassónico, uma vez que a sua localização vai ser posteriormente utilizada na fase de determinação do centróide. A atenuação do ruído de mais alta frequência e o aumento do contraste da imagem são também objectivos quase obrigatórios desta fase, que se satisfeitos facilitarão grandemente o desempenho das fases que se seguem.

4.5.2.1. Operação de mascaramento

A operação de mascaramento deverá ser sempre a primeira a ser executada na fase de pré-processamento em qualquer sequência de operações, mesmo nas definidas pelo utilizador, uma vez que depende dos níveis de cinzento originais da imagem.

O seu principal objectivo é estabelecer a fronteira do sector ecográfico e uma primeira região de interesse, suficientemente abrangente para conter a totalidade do ventrículo esquerdo, quer nas vistas de pequeno eixo, quer nas de grande eixo. Outras funções da operação de mascaramento são a eliminação de quaisquer outros elementos perturbadores

presentes na imagem, tais como escalas e indicações de vária ordem, e ainda, em certos casos, o reposicionamento do sector circular para a sua configuração padronizada[72].

Assumindo que a informação ecográfica contém o ponto central da imagem[73], a detecção do respectivo sector circular processa-se nos seguintes passos:

- detecção das rectas laterais do sector circular, através da pesquisa de 11 dos seus pontos, situados em outros tantos níveis;
- obtenção da fronteira circular inferior[74];
- construção de uma máscara, na 2ª memória da carta de aquisição, com a forma do sector circular detectado;
- eliminação da informação supérflua efectuando uma operação de *e* lógico entre a máscara e a imagem original;
- eventual rotação do sector circular para a posição padrão;
- estabelecimento de uma região de interesse.

Há alguns pormenores interessantes acerca da forma como as fronteiras do sector circular são detectadas e determinadas.

Partindo do ponto médio de 11 linhas horizontais situadas na zona central da imagem, pesquisa-se, na direcção dos bordos, a fronteira do sector ecográfico, aproveitando o facto de que os níveis de cinzento dos seus *pixels* são mais elevados, mesmo na total ausência de ecos, do que o fundo da imagem. No entanto, devido ao ruído, pode acontecer que pontualmente essa característica não se verifique.

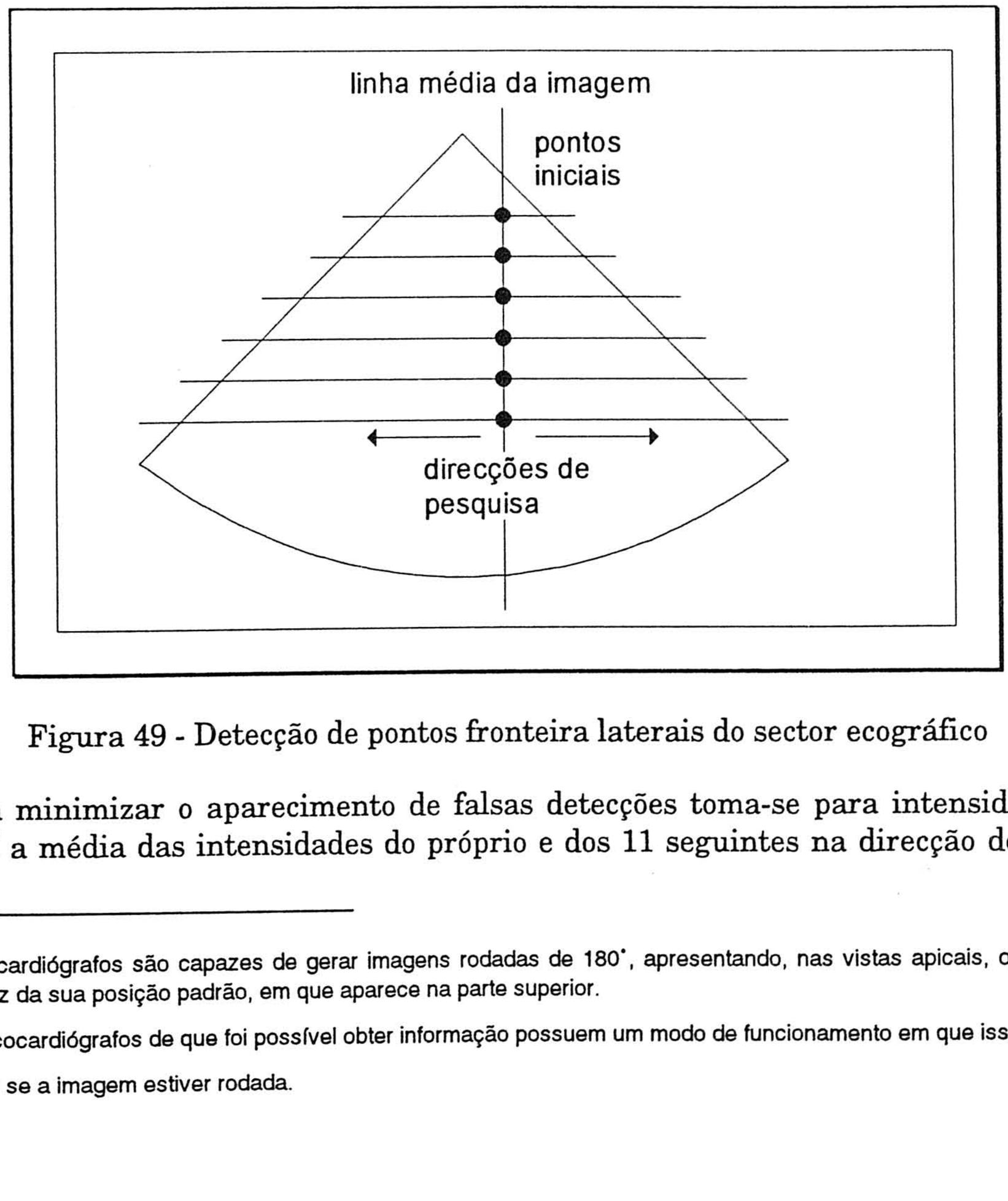


Figura 49 - Detecção de pontos fronteira laterais do sector ecográfico

Para minimizar o aparecimento de falsas detecções toma-se para intensidade de um dado *pixel* a média das intensidades do próprio e dos 11 seguintes na direcção de pesquisa.

---

[72] certos ecocardiógrafos são capazes de gerar imagens rodadas de 180°, apresentando, nas vistas apicais, o ápex na parte inferior, em vez da sua posição padrão, em que aparece na parte superior.

[73] todos os ecocardiógrafos de que foi possível obter informação possuem um modo de funcionamento em que isso acontece.

[74] ou superior se a imagem estiver rodada.

Isto permite atenuar fortemente pequenas flutuações locais. Considera-se que há uma detecção de fronteira válida no local onde aparecerem 3 valores consecutivos inferiores ao valor mínimo, encontrado numa primeira passagem, adicionado de um pequeno deslocamento. Na figura seguinte pode ver-se um exemplo de uma boa detecção de um ponto fronteira.

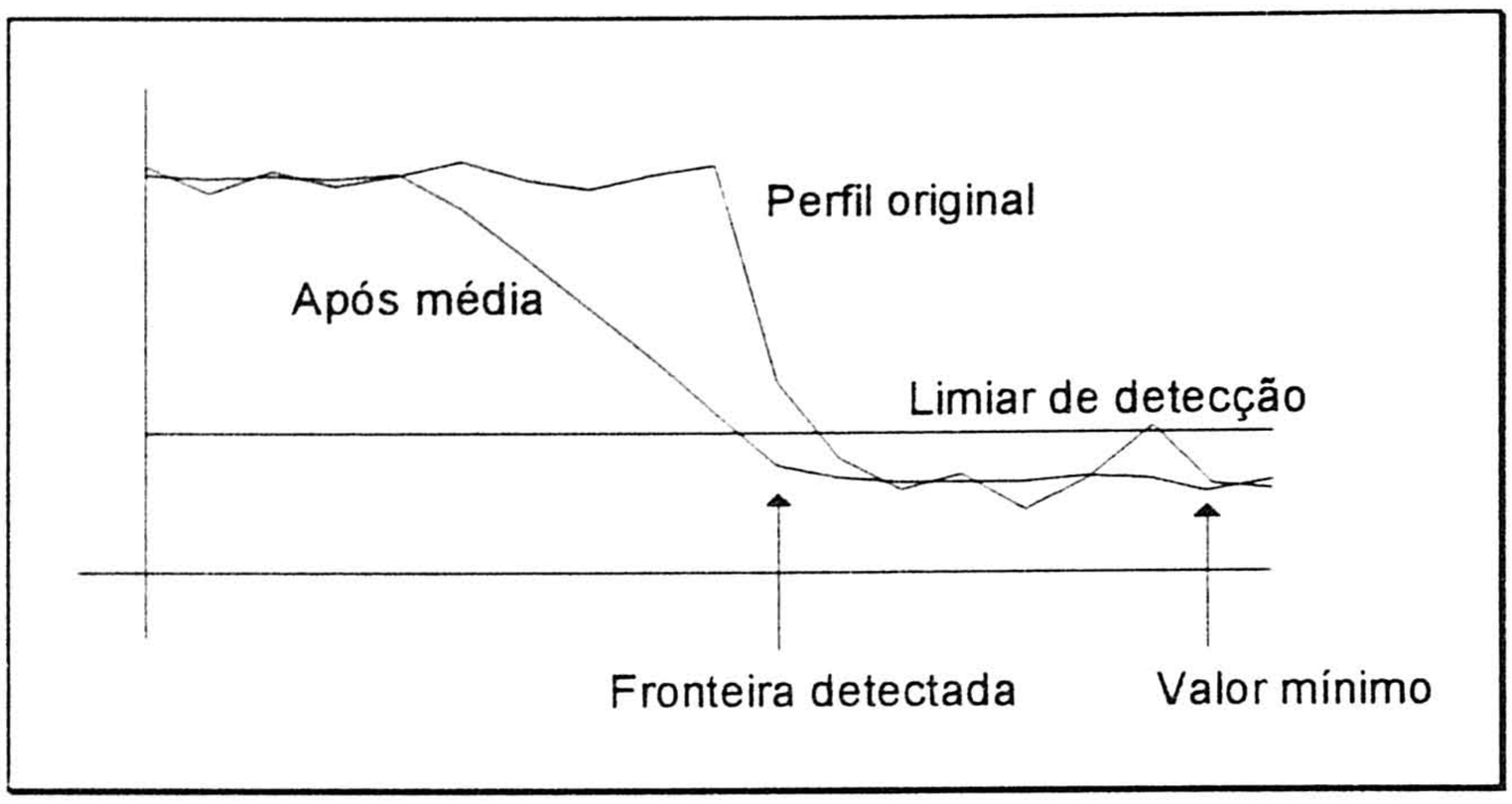


Figura 50 - Local de detecção da fronteira

Após a detecção dos 11 pontos fronteira, em cada um dos bordos laterais do sector circular, calculam-se as rectas que melhor se lhe adaptam segundo o critério dos mínimos quadrados. No entanto, e devido ao ruído, surgem por vezes ainda alguns pontos manifestamente errados. A melhor forma de tratar esses pontos errados é não incluí-los no conjunto utilizado para o cálculo das rectas.

Uma técnica conhecida para esse efeito tenta encontrar o maior subconjunto consensual retirado do conjunto original de pontos [44]. Ao contrário do habitual, onde se utiliza o maior conjunto possível para obter uma solução inicial e depois se tentam eliminar os pontos inválidos, começa-se pelo menor conjunto possível para uma solução do modelo a adaptar[75] e depois vão-se juntando pontos consistentes[76].

No caso de conjuntos relativamente pequenos é possível efectuar uma pesquisa exaustiva do maior subconjunto consensual, obtido da forma anterior, seleccionando para a solução inicial cada um dos pares de pontos possíveis. O maior conjunto consensual é então utilizado para o cálculo da recta de fronteira, segundo o critério dos mínimos quadrados.

Após se terem determinado as duas fronteiras laterais, a fronteira circular é calculada a partir do ponto de intersecção das duas rectas, da profundidade máxima da informação ecográfica e dos valores de calibração para o aparelho e profundidade utilizados na aquisição da imagem. Essa fronteira é calculada *pixel* a *pixel*, tendo como centro o ponto de intersecção e como raio a profundidade da informação. Leva-se em consideração a dimensão real dos *pixels* da imagem utilizando os valores de calibração.

Se o ponto de intersecção das duas rectas laterais se encontrar na metade inferior do écran, isso é indicativo de que a imagem se encontra invertida, pelo que se procede à sua rotação de 180° para a sua posição normalizada. Essa rotação é feita lendo duas linhas simétricas em relação ao centro da imagem[77], invertendo a posição dos seus *pixels* em relação ao centro de cada linha, e voltando-as a escrever nas mesmas posições, mas trocadas.

---

[75] no caso de uma recta são apenas dois pontos.

[76] pontos cuja distância à solução inicial é inferior a um certo limite máximo.

[77] por exemplo as linhas 0 e 511, 1 e 510, etc, para imagens com 512 linhas.

A primeira região de interesse é então calculada a partir de quatro pontos da fronteira do sector ecográfico, como se mostra na figura 51.

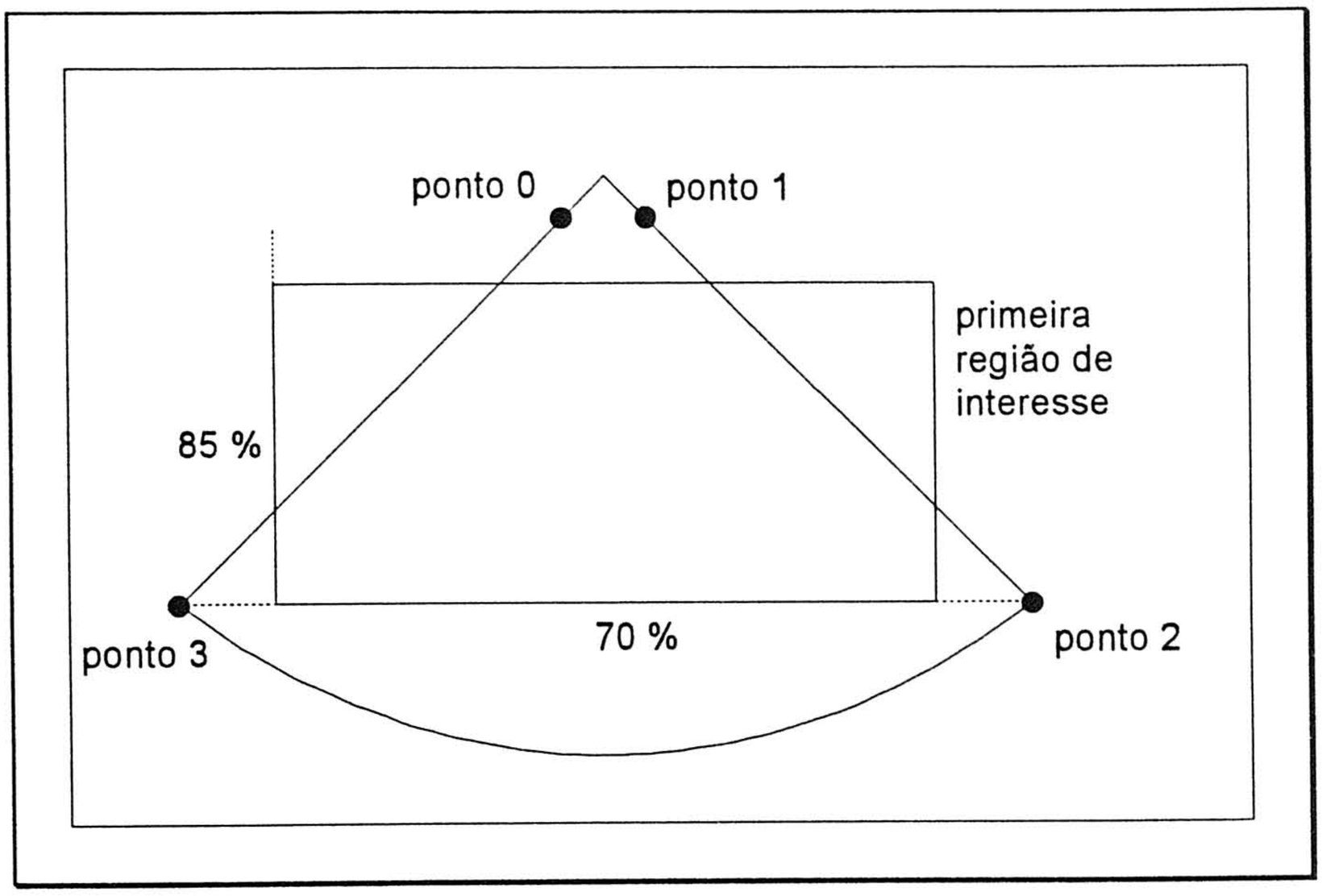


Figura 51 - Pontos característicos da fronteira e primeira região de interesse

Na figura seguinte pode ver-se uma imagem original com a fronteira determinada e os quatro pontos característicos, usados no cálculo da primeira região de interesse, assinalados.

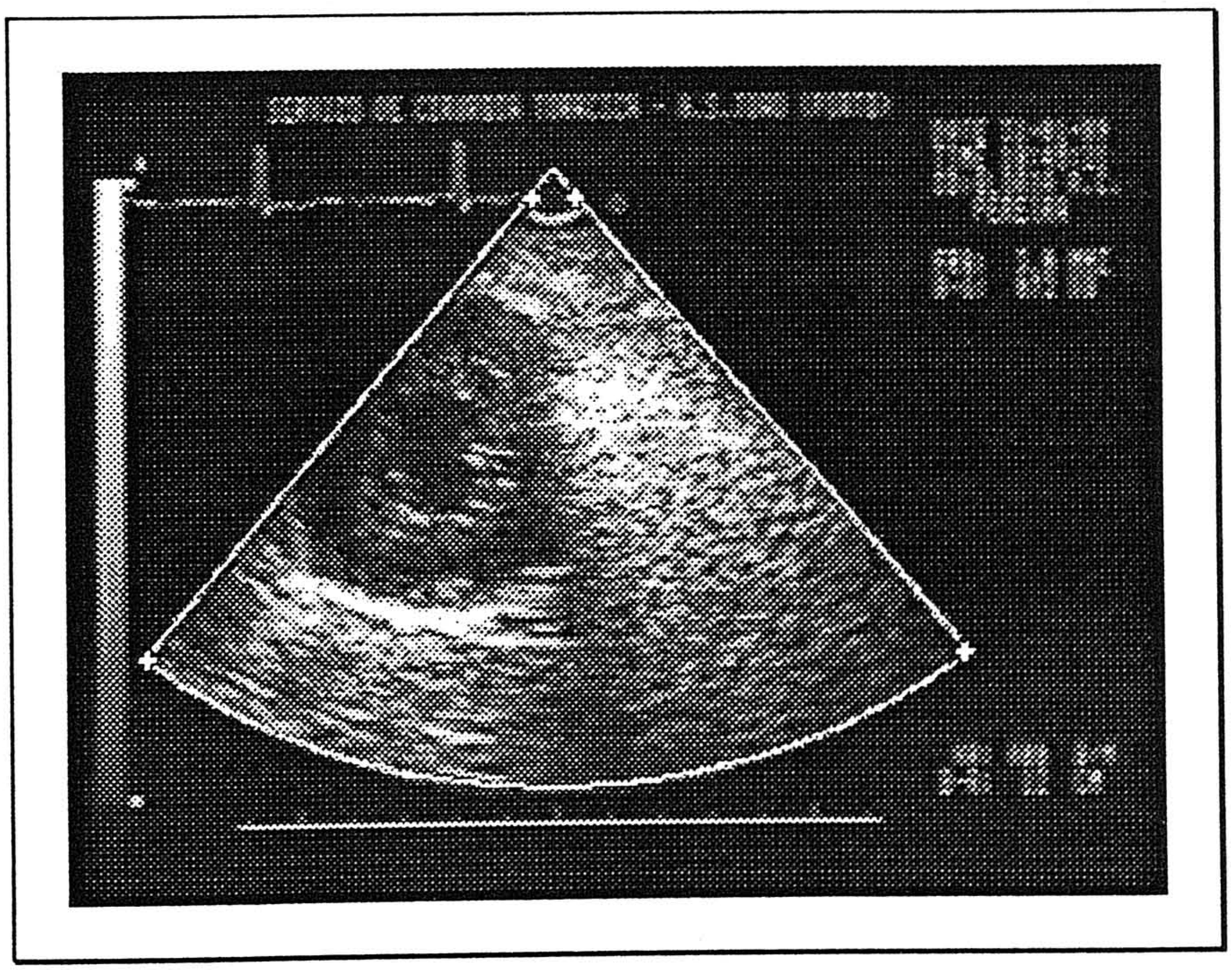


Figura 52 - Imagem original com a fronteira determinada e pontos característicos

4.5.2.2. Operações de redução e expansão do tamanho de uma imagem

Estas operações, embora não absolutamente necessárias, ajudam em duas áreas: tempo de processamento menor para as operações que se executam sobre as imagens reduzidas e

alguma filtragem de ruído por atenuação das mais altas frequências espaciais, uma vez que se recorre a operações que envolvem médias de intensidades na realização quer da redução, quer da expansão.

Outra vantagem da utilização das imagens reduzidas é a possibilidade de visualizar simultaneamente no écran mais do que uma delas. Se a redução for para 1/4 da área original poder-se-ão ver 4 destas imagens dispostas num único écran. Mostra-se um exemplo desta apresentação na figura 53.

A redução de tamanho não é feita através de uma simples decimação espacial, mas substituindo cada 4 *pixels* da imagem original pela sua média na imagem reduzida resultante. Assim a redução é para 1/4 do número total de *pixels*, mantendo-se a relação entre as dimensões horizontal e vertical.

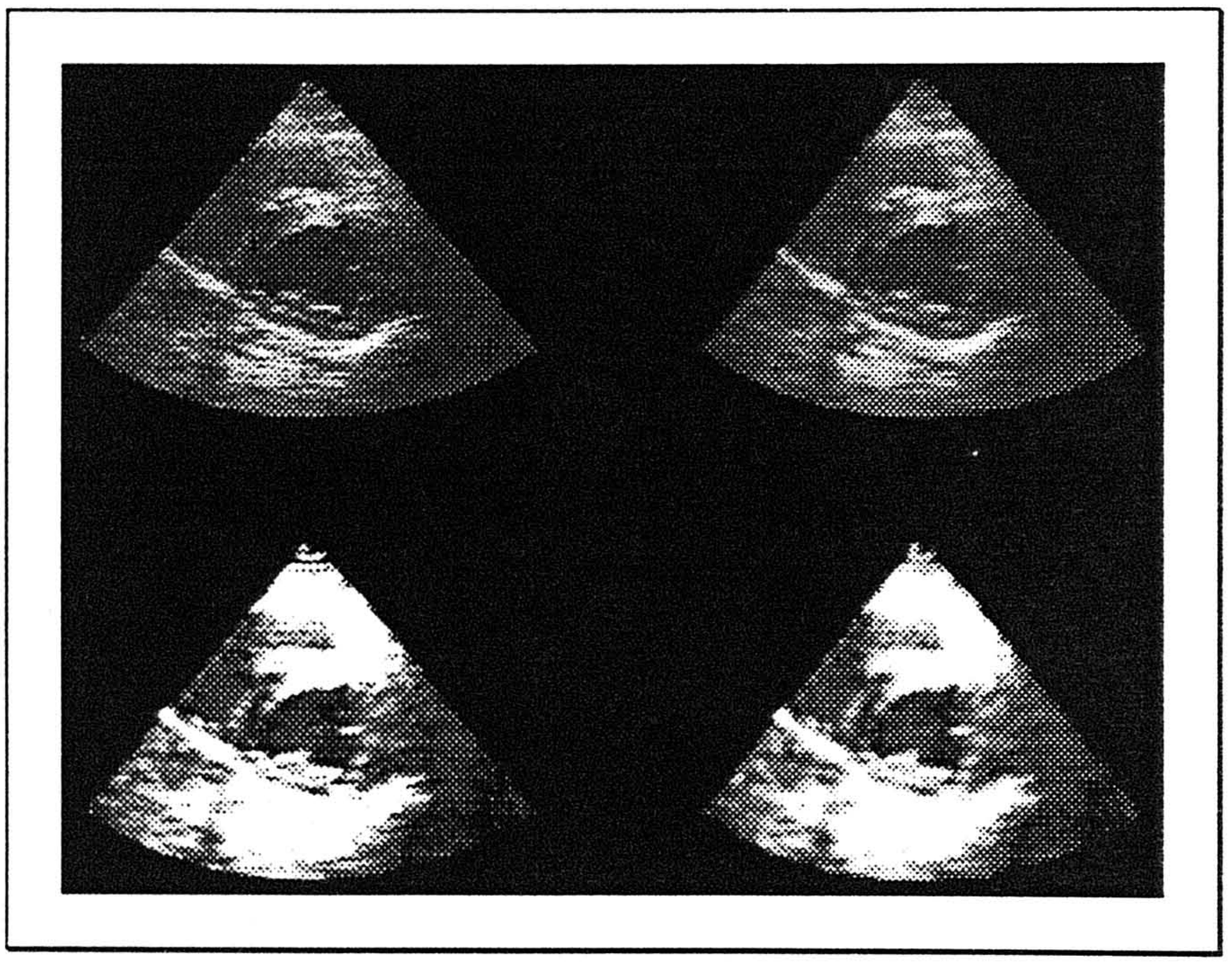


Figura 53 - Visualização de quatro imagens reduzidas. Tem-se sucessivamente da esquerda para a direita e de cima para baixo: original após mascaramento, após filtragem de média, após normalização e após filtragem vertical

A expansão de tamanho correspondente terá de preencher de algum modo os *pixels* que faltam. Optou-se por uma interpolação linear para a reconstrução dos *pixels* que irão ficar entre os presentes na imagem reduzida.

Assim, se se efectuar uma operação de redução, logo seguida da operação de expansão que a inverte, a imagem resultante irá conter *pixels* que são a média dos *pixels* originais em vizinhanças de tamanhos diferentes. Teremos mais exactamente *pixels* que são médias de 4, 8 ou 16 *pixels* da imagem original, consoante a sua posição.

Na primeira figura que aparece na página seguinte pode ver-se a distribuição que ocorreria para todos esses tipos de *pixels*.

A imagem resultante da operação de redução, logo seguida da operação de expansão, aparece assim suavizada nos seus níveis de intensidade, quando comparada com a original, como resultado das médias que são efectuadas.

A inclusão das operações de redução e expansão na sequência por defeito melhora, na maior parte dos casos, o resultado final.

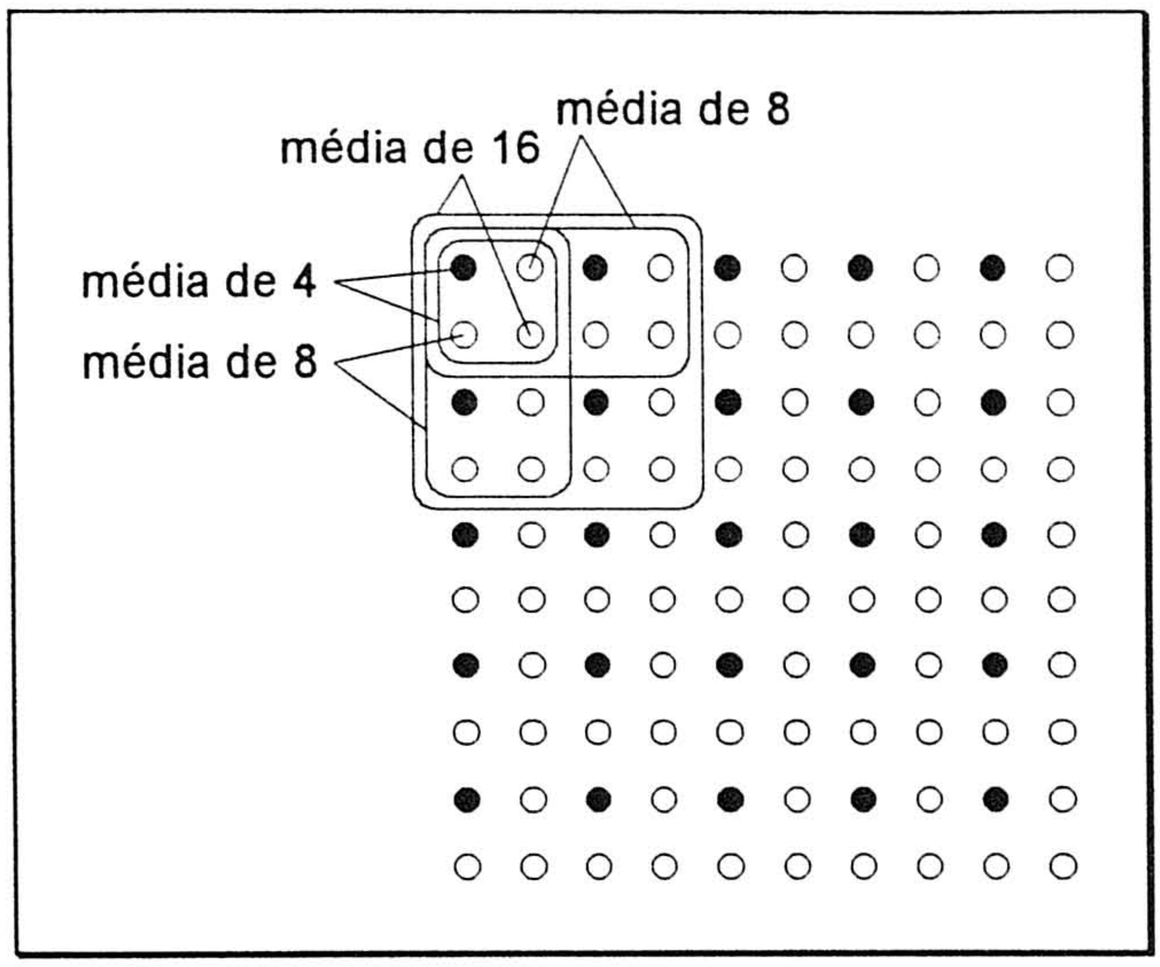


Figura 54 - Imagem após uma redução seguida de expansão

4.5.2.3. Operação de filtragem de média

Após a redução segue-se, na sequência por defeito, uma operação de filtragem de média. O seu objectivo é uma nova suavização dos níveis de intensidade, levando-os a valores com menores flutuações.

Actuando sobre a versão reduzida da imagem original, a sua dimensão nunca poderia ser muito elevada, sob pena de se destruírem completamente os ecos mais fracos, nomeadamente os provenientes de superfícies aproximadamente paralelas à direcção de incidência do feixe ultrassónico. Assim, e por defeito, a dimensão deste filtro foi fixada em 3×3.

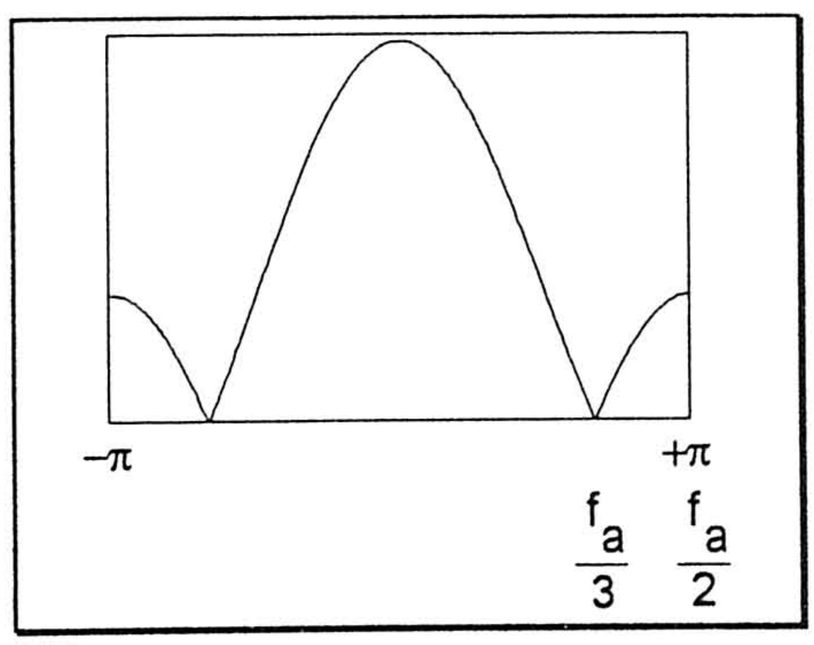


Figura 55 - Amplitude da resposta em frequência do filtro de média discreto de 3 pontos

Caracterizando um pouco melhor este filtro no domínio das frequências, verifica-se que realmente tem características passa-baixo, com o mínimo de passagem situado em 1/3 f_a, onde f_a é a frequência de amostragem espacial. Na figura 56 pode ver-se a amplitude da resposta em frequência bidimensional no domínio $[-\pi, \pi] \times [-\pi, \pi]$, enquanto na figura 55 se observa uma secção daquele gráfico para $\omega_x = 0$ ou $\omega_y = 0$. Se a dimensão do filtro aumentar, verifica-se uma diminuição da frequência para a qual se dá o mínimo de passagem, como seria de prever, e também uma diminuição da amplitude dos lobos secundários.

A resposta do filtro de média para zonas de intensidade constante é a identidade, no entanto, para zonas com intensidades apresentando declives acentuados, estes são

substituídos por outros menos acentuados, dando um aspecto desfocado[78] à imagem resultante, o que constitui a principal desvantagem deste tipo de filtro, como redutor de ruído. A diminuição do declive aumenta com a dimensão do filtro. Na figura 57 pode ver-se o resultado do filtro de média de dimensão 3 × 3, quando aplicado à imagem após mascaramento.

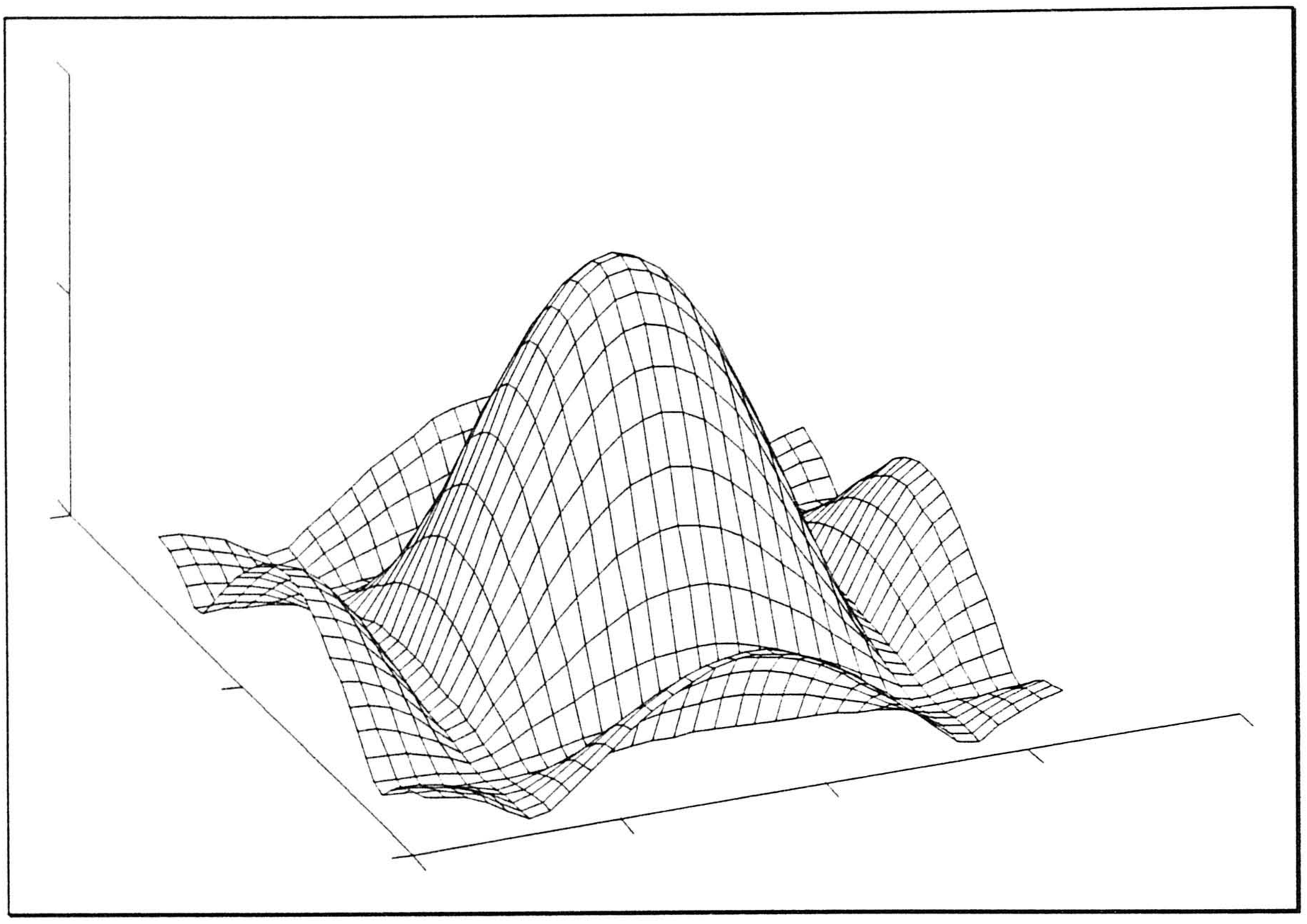


Figura 56 - Resposta em frequência do filtro de média de 3 × 3

Para se ter uma ideia do comportamento estatístico do filtro de média face a ruído do tipo aditivo, podemos designar as intensidades dos *pixels* na vizinhança daquele onde no momento está centrada a resposta impulsional do filtro por z_1, ..., z_n, valores estes supostos sem ruído. Somados a estes valores temos os valores do ruído, designados por w_1, ..., w_n. Então a resposta do filtro nesse ponto será o valor:

$$f = \frac{z_1 + \ldots + z_n}{n} + \frac{w_1 + \ldots + w_n}{n} \tag{36}$$

O segundo termo pode ser visto como uma função de n variáveis aleatórias. Se cada uma das variáveis w_i, for caracterizada por uma média nula, $\mu=0$, uma variância $\sigma^2_{w_i}$, e por uma covariância entre w_i e w_j de $r_{11}(i, j)$, então a variância de f, será [p. ex. 111, 117]:

$$\sigma_f^2 = \frac{1}{n^2}\left[\sum_{i=1}^{n} \sigma^2_{w_i} + 2 \sum_{i=1}^{n} \sum_{j=i+1}^{n} r_{11}(i, j)\right] \tag{37}$$

Se, além disso, as variáveis aleatórias w_1, ..., w_n, forem independentes entre si e forem caracterizadas pela mesma variância, teremos $\sigma^2_{w_i} = \sigma^2_w$ e $r_{11}(i, j) = 0$, pelo que a variância total de f virá:

---

78 *blurring*, na literatura de língua inglesa.

$$\sigma_f^2 = \frac{\sigma_w^2}{n} \tag{38}$$

Pode concluir-se assim que o filtro de média reduz efectivamente a variância do ruído aditivo, qualquer que seja a sua distribuição, contribuindo para a suavização da imagem filtrada.

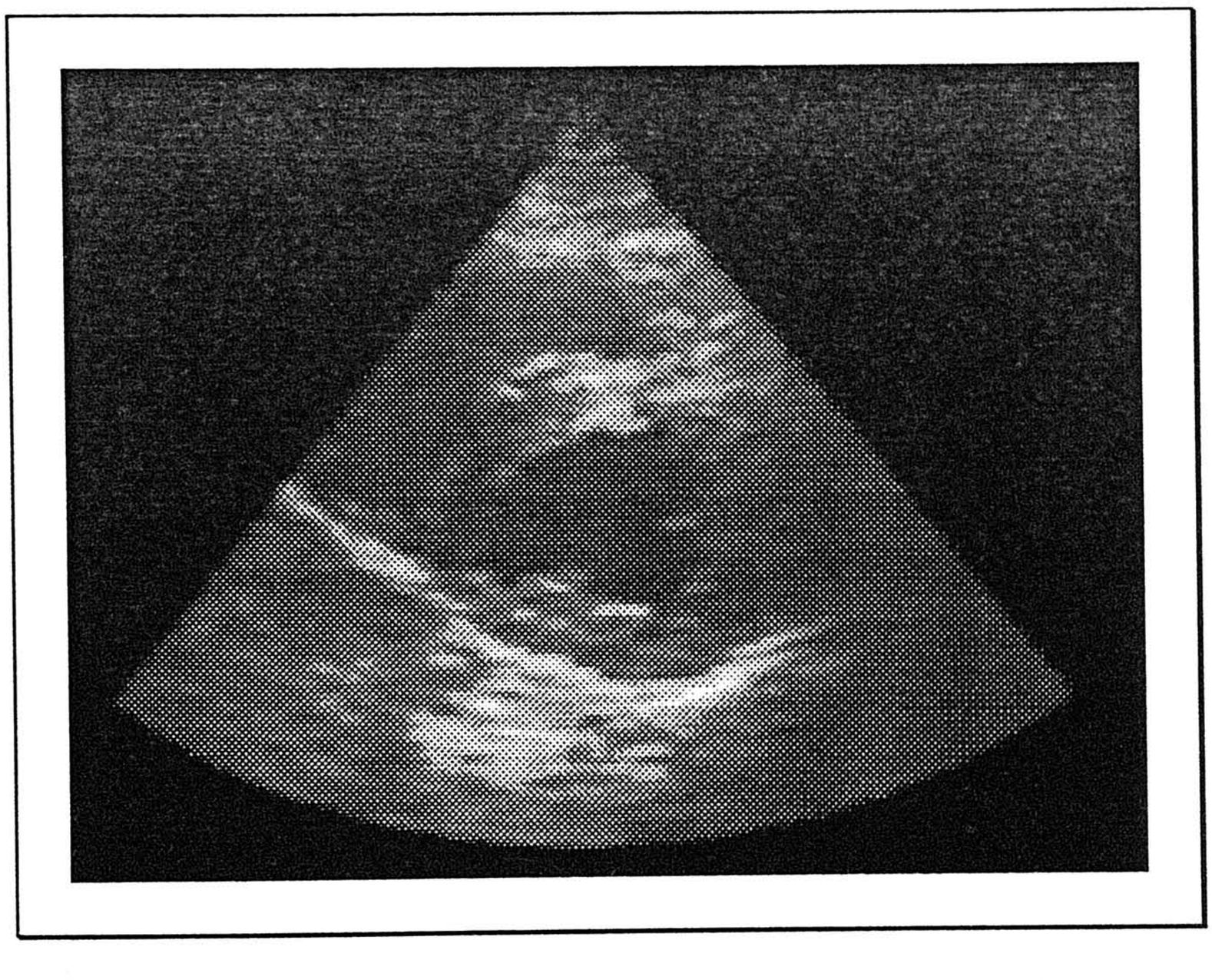


Figura 57 - Ecocardiograma após a filtragem de média

Tratando-se de um filtro de muito fácil implementação na carta de processamento de imagem presente no sistema, e também de execução muito rápida, foi o escolhido para efectuar a suavização da informação ecográfica, apesar da degradação que introduz nas zonas que apresentam maior declive.

4.5.2.4. Operação de normalização

A operação de normalização tem como objectivos tornar as imagens pertencentes a um exame ecocardiográfico com características comuns e também um aumento do contraste, por forma a facilitar posteriormente a distinção entre as zonas pertencentes às cavidades cardíacas e aquelas pertencentes a zonas geradoras de mais ecos.

Os objectivos enunciados são conseguidos efectuando uma expansão linear do histograma do sector ecográfico, para a zona mais informativa, relativamente às transições entre cavidades e paredes cardíacas.

Observando um histograma típico dos *pixels* de um sector ecográfico, após suavização, como o que se mostra na figura seguinte, nota-se a presença de um pico bem distinto nos níveis de intensidade mais baixos. Esse pico corresponde aos *pixels* pertencentes às zonas com ausência de ecos. Segue-se um vale, ocorrendo depois uma zona multimodal, mais concentrada nas intensidades menores, com uma longa cauda que se estende até à intensidade máxima.

Define-se como zona mais informativa do histograma aquela que se segue imediatamente ao primeiro pico até abranger uma certa percentagem dos *pixels* restantes. É aí que se situam as intensidades dos *pixels* pertencentes à transição entre cavidades e

músculo cardíaco. É pois essa zona que interessa realçar.

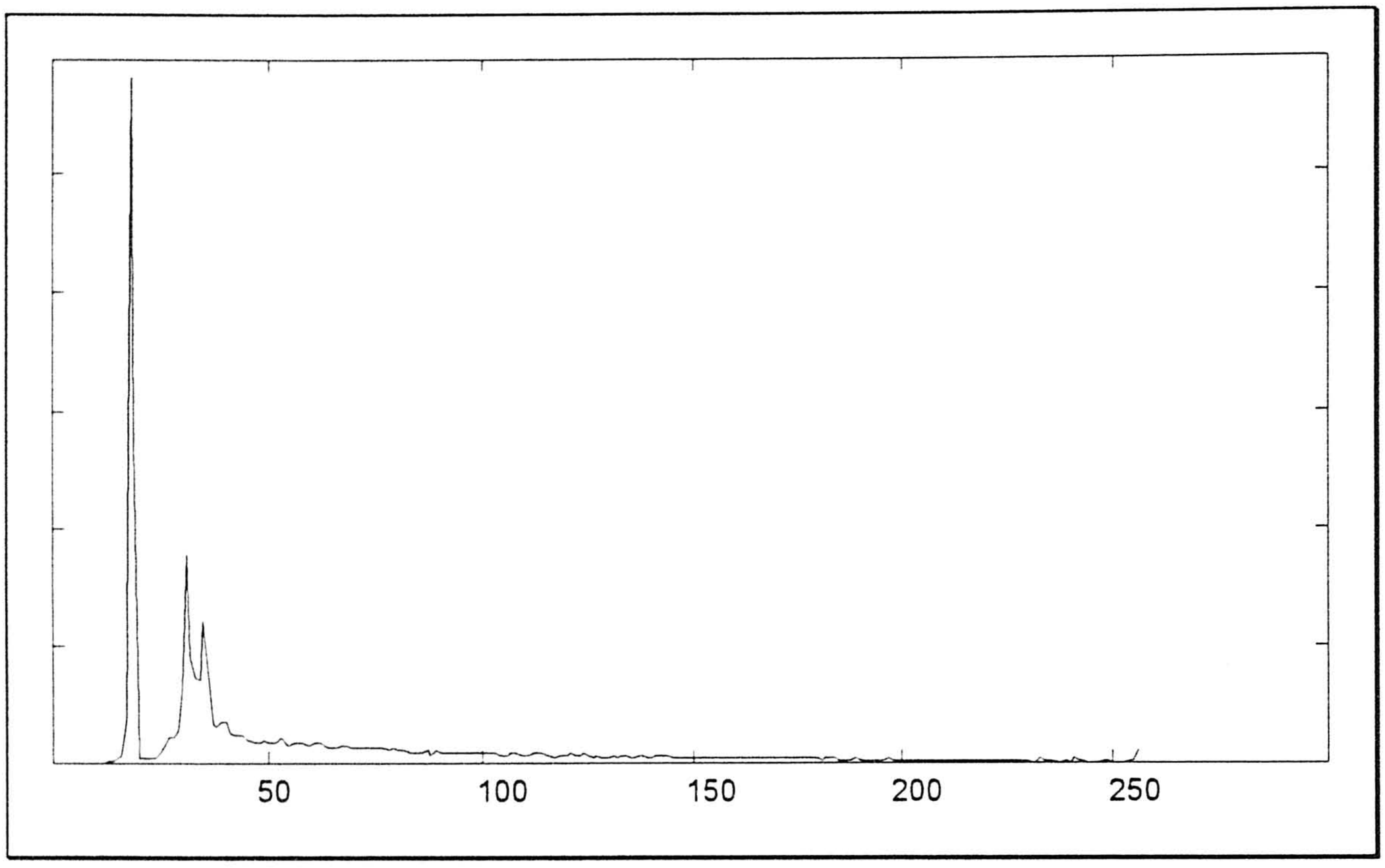


Figura 58 - Histograma típico de uma imagem ecocardiográfica após mascaramento e suavização

Os *pixels* que apresentam intensidades que vão dos níveis de intesidade intermédios até ao nível mais elevado correspondem a ecos bem definidos[79], cuja distinção não é muito importante para a obtenção de um contorno. É assim possível juntar todos esses *pixels* num único valor de intensidade, sem grande perda de informação. Isto vai permitir uma maior amplificação dos níveis de cinzento mais baixos, tornando visíveis os ecos mais fracos provenientes das paredes aproximadamente paralelas à direcção de incidência do feixe ultrassónico.

Assim, a operação de normalização consiste na definição de dois níveis de intensidade limite, um inferior e outro superior, entre os quais se efectua uma expansão linear dos níveis de cinzento para a gama total disponível. Os *pixels* com nível abaixo do limite inferior passam todos para o valor 0, enquanto que os que possuem intensidade acima do limite superior passarão para o valor máximo disponível[80]. O limite inferior é definido logo a seguir ao primeiro pico do histograma, enquanto que o limite superior é definido no local onde se abrange, entre os limites, uma percentagem fixa do número de *pixels* situados acima do limite inferior. Quanto menor for essa percentagem mais se amplificarão as intensidades mais baixas e também o ruído aí contido.

O SIPAFE permite calcular automaticamente esses dois limites. No entanto, para um mesmo ecocardiógrafo eles pouco variam de imagem para imagem, pelo que, por defeito, aparecem fixos para esta operação. Para o ecocardiógrafo Aloka SSD-720, regulado para funcionamento de rotina, são respectivamente 25 e 80. O efeito da aplicação da normalização mostra-se na figura da página seguinte.

---

[79] e ao ruído de *speckle*.

[80] que vale 255 nas imagens com 8 bits de profundidade.

A implementação da operação é muito simples e de execução rápida, bastando programar convenientemente uma das tabelas de transformação de entrada e efectuar uma operação de realimentação, utilizando o percurso interno da carta de aquisição.

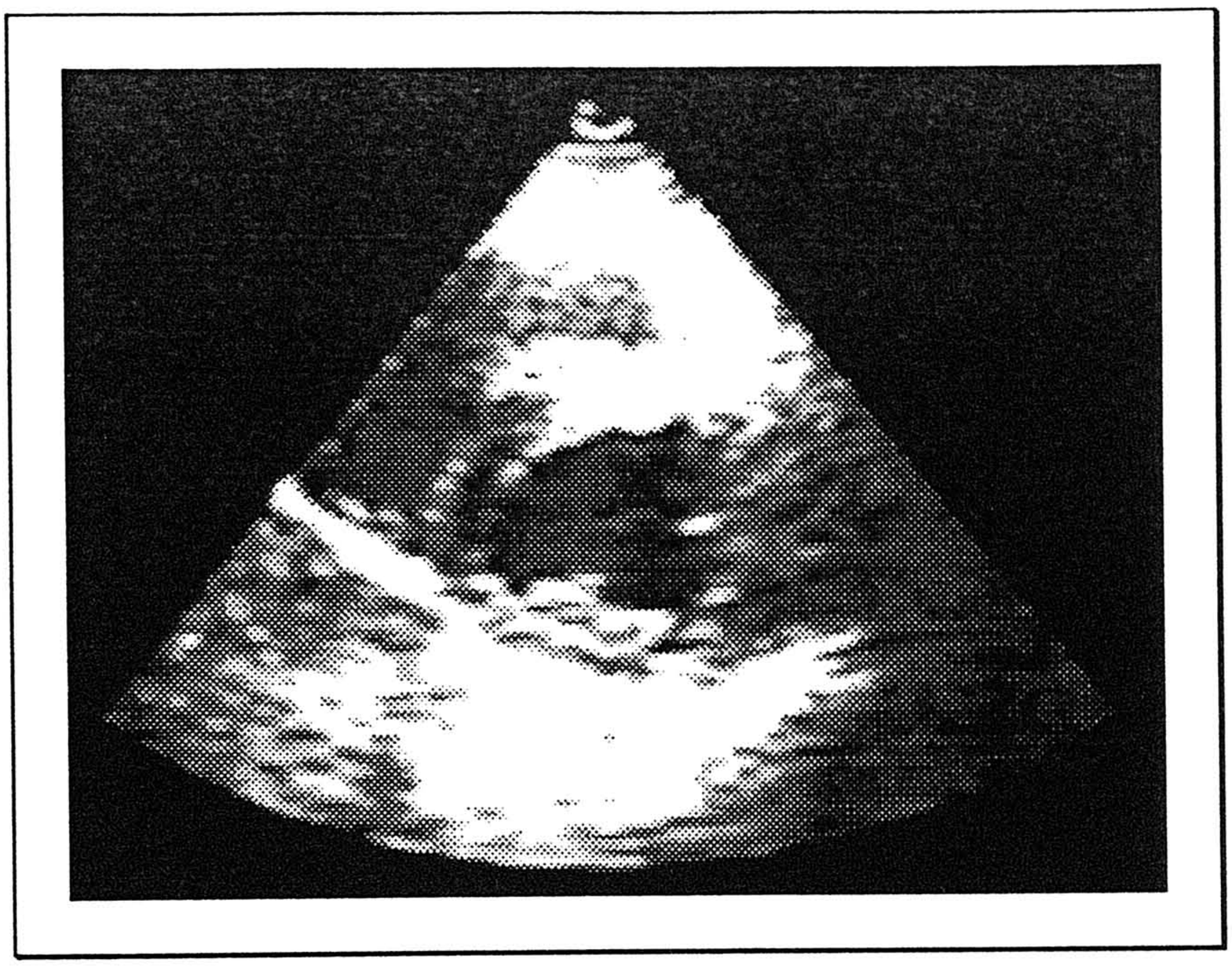


Figura 59 - Ecocardigrama após normalização

A função a colocar na tabela de transformação é obviamente a que se mostra na figura que se segue.

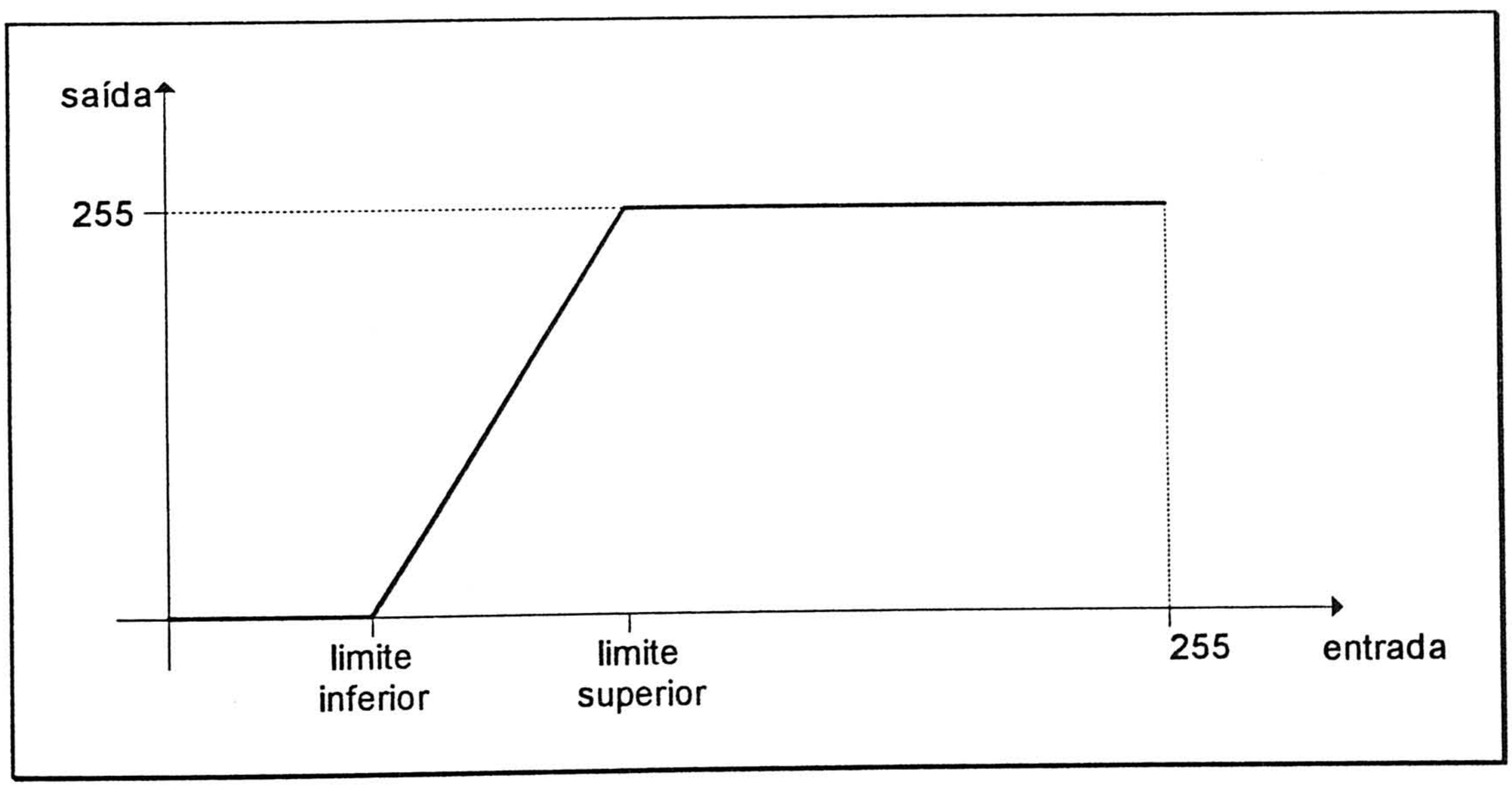


Figura 60 - Transformação efectuada na operação de normalização

4.5.2.5. Operação de filtragem vertical

Esta operação efectua uma nova suavização da imagem, agora já mais contrastada, e é especialmente executada para atenuar certas características que surgem por vezes em algumas imagens.

Provavelmente devido à falta de resolução ou de poder descriminante na medida dos tempos de reflexão quando da conversão do sinal de vídeo polar para o sinal de vídeo rectangular[81], no interior dos ecocardiógrafos, por vezes as imagens ecocardiográficas surgem com um aspecto estriado, apresentando anéis circulares e concêntricos de zonas mais claras e mais escuras.

Para procurar atenuar esse efeito dever-se-ia aplicar à imagem um filtro unidimensional de direcção radial capaz de retirar a frequência de ocorrência dessas estrias. Para se ser capaz de aplicar esse tipo de filtro seria necessário fazer uma conversão geométrica do sector circular para um rectângulo, executar a operação de filtragem, agora sempre na mesma direcção, e depois voltar a fazer a conversão geométrica inversa. Ora este tipo de operações geométricas teriam de ser efectuadas no processador do sistema, por as cartas de aquisição e processamento não disporem de tal operação, os que as tornaria bastante lentas. Além disso, como em geral a cavidade a detectar se situa no centro do sector ecográfico, com algum afastamento do ponto de emissão dos feixes ultrassónicos, as direcções radiais sobre a cavidade não se afastam muito da direcção vertical.

Assim sendo, optou-se por executar apenas uma filtragem vertical, operação directamente suportada pelo *hardware* de imagem e por isso de rápida execução, dando resultados muito semelhantes aos obtidos utilizando as transformações geométricas, pelo menos na zona central do sector ecográfico.

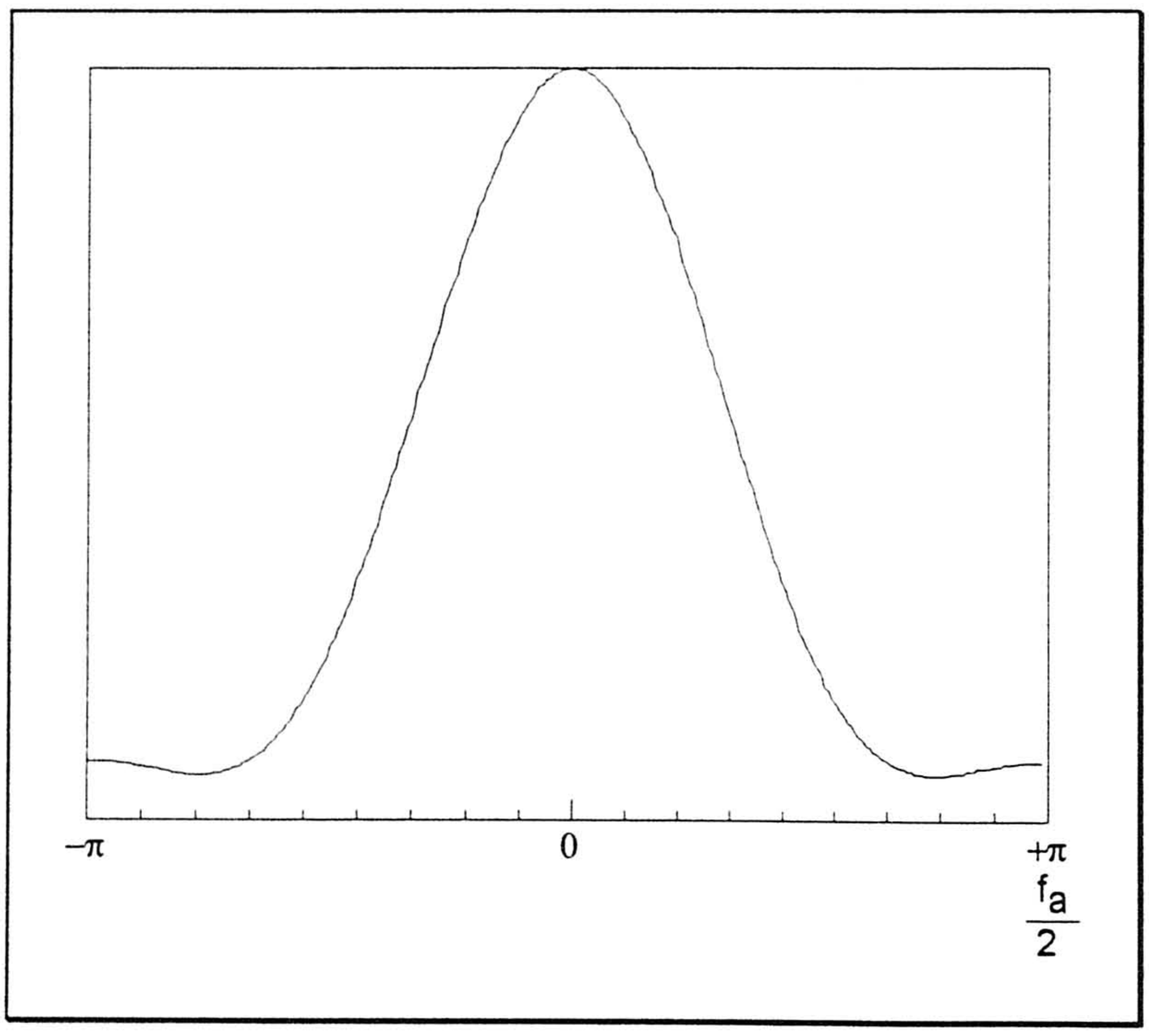


Figura 61 - Resposta em frequência do filtro vertical de dimensão 5

O filtro vertical escolhido é um filtro de características passa-baixo, de forma aproximadamente Gaussiana, e de coeficientes inteiros. Apresenta uma resposta em frequência praticamente plana na zona de corte e muito próxima de zero. Por defeito utiliza-se um filtro de dimensão 5 e com coeficientes dados por:

$$\frac{1}{13}[1\ \ 3\ \ 5\ \ 3\ \ 1]$$

---

[81] ver o parágrafo 2.2.2.

no entanto, para um efeito mais aglutinante poder-se-iam utilizar filtros de maior dimensão como, por exemplo, os seguintes de dimensão 7:

$$\frac{1}{23}[1\ 2\ 5\ 7\ 5\ 2\ 1] \quad \text{ou} \quad \frac{1}{22}[1\ 3\ 4\ 6\ 4\ 3\ 1]$$

Pode ver-se na figura 61 a evolução da amplitude da resposta em frequência do filtro de dimensão 5.

Os filtros de maior dimensão possuem uma frequência de corte mais baixa, com um efeito aglutinante mais elevado.

Tratando-se de um filtro vertical, os perfis horizontais das linhas da imagem não são directamente afectados, ajudando a preservar os declives aí encontrados e as fronteiras laterais das cavidades, que são em geral constituídos pelos ecos mais fracos. Na figura que se segue mostra-se a aplicação do filtro vertical por defeito à imagem normalizada.

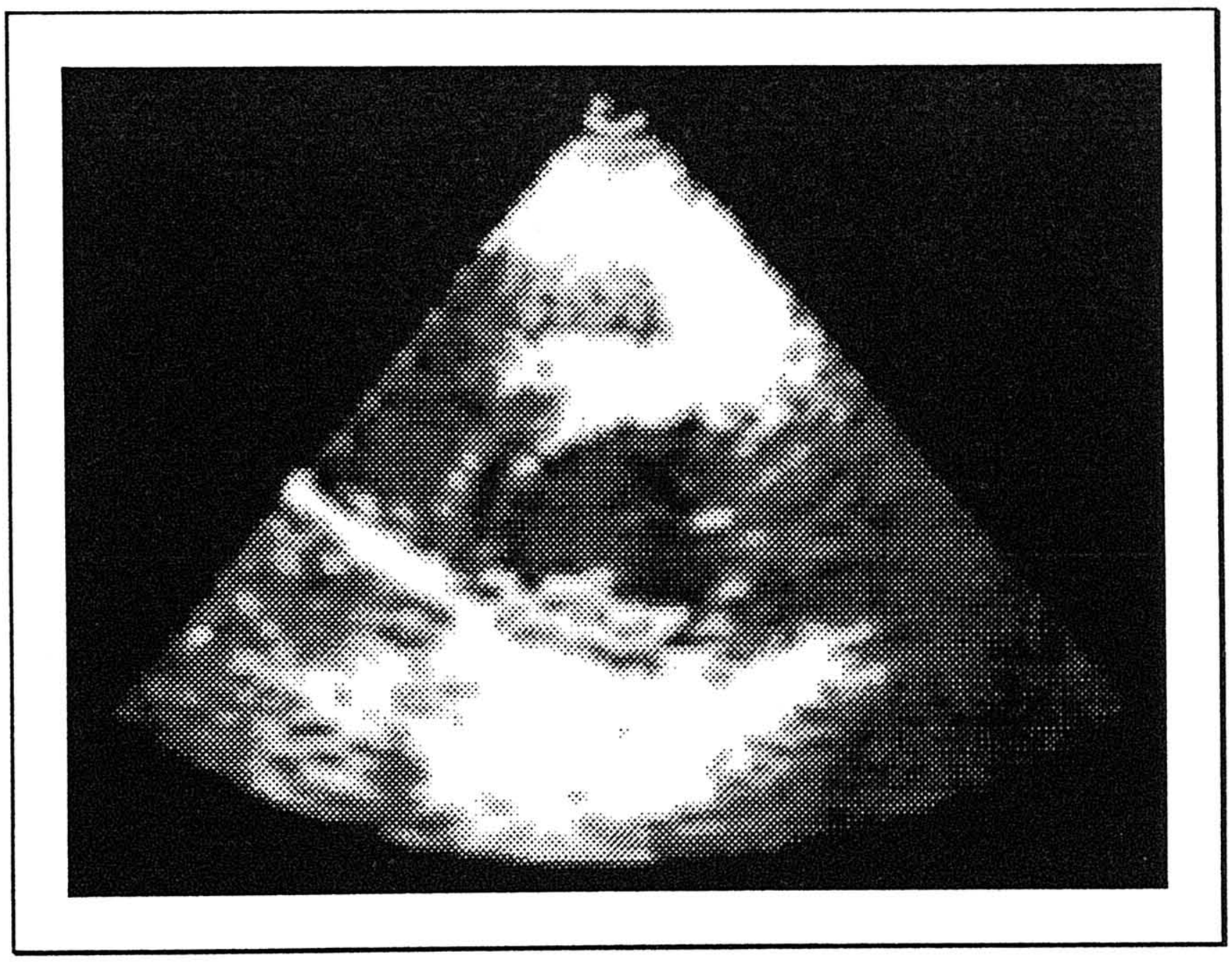


Figura 62 - Ecocardiograma após filtragem vertical

4.5.2.6. Outras operações de pré-processamento

Embora não incluídas na sequência por defeito, estão disponíveis no SIPAFE outras operações que poderão ser utilizadas individualmente ou incluídas em sequências alternativas, na fase de pré-processamento.

Outras operações, que não de processamento, estão também disponíveis no sistema. São operações de manutenção, controlo e visualização, amplamente descritas no 'Manual do Utilizador'.

As operações de pré-processamento disponíveis incluem:

- filtro geral - filtro linear rectangular de dimensões e coeficientes a definir pelo utilizador;
- filtro de mediana - filtro de vizinhança rectangular de dimensões a definir pelo utilizador;
- filtro de máximo - máximo local em duas versões distintas: 4 vizinhos e 8 vizinhos;

pode ser iterado;

- filtro de mínimo - idem, mas calculando um mínimo local.

- ***Filtro geral***

O filtro geral permite a definição e a obtenção de uma vasta gama de efeitos de filtragem, desde os suavizadores, com características passa-baixo, até os que executam um realce de declives com características passa-alto.

Seria possível, por exemplo, desenhar um filtro linear apresentando a mesma frequência de corte do filtro de média empregue na sequência por defeito, mas sem os lobos laterais, ou pelo menos fortemente atenuados. Isso levaria no entanto a uma maior dimensão com o consequente aumento do tempo necessário à filtragem.

A implementação dos filtros lineares tem o suporte directo da carta de processamento presente no sistema, usando-se a sua memória de 16 bits de profundidade para a acumulação das somas que definem a convolução, uma das suas tabelas de transformação de entrada para efectuar o produto dos coeficientes do filtro pelos *pixels* da imagem original, as facilidades de deslocamento horizontal e vertical do conteúdo da memória de 16 bits, e ainda as suas facilidades de divisão por uma constante[82].

Quando o utilizador especifica os coeficientes do filtro geral, fica também automaticamente definido um factor de divisão igual à soma desses coeficientes, excepto no caso em que essa soma é 0, passando o factor a 1. Quando o resultado num dado *pixel* é inferior a 0, passa automaticamente a 0 e, de uma forma semelhante, quando é superior a 255 passa também a esse valor.

- ***Filtro de mediana***

Os filtros de mediana são um subconjunto da classe dos filtros posicionais[83], onde a resposta a uma determinada intensidade do *pixel* situado num dado local é escolhida com base numa posição relativa da ordenação das intensidades dos *pixels* pertencentes a uma vizinhança desse local.

Baseando-se o filtro de mediana numa operação não-linear a sua caracterização é difícil, no entanto este foi extensamente estudado nos anos 70-80, tendo sido estabelecidos o seu conjunto básico de propriedades e o seu comportamento como redutor de ruído e resposta a certas situações como a presença de declives [8, 50, 22, 14, 20].

Além disso foram propostas variações por inúmeros autores, quer para a remoção de ruído [77, 113, 105, 107, 7], quer ainda, por exemplo, para a detecção de arestas [32].

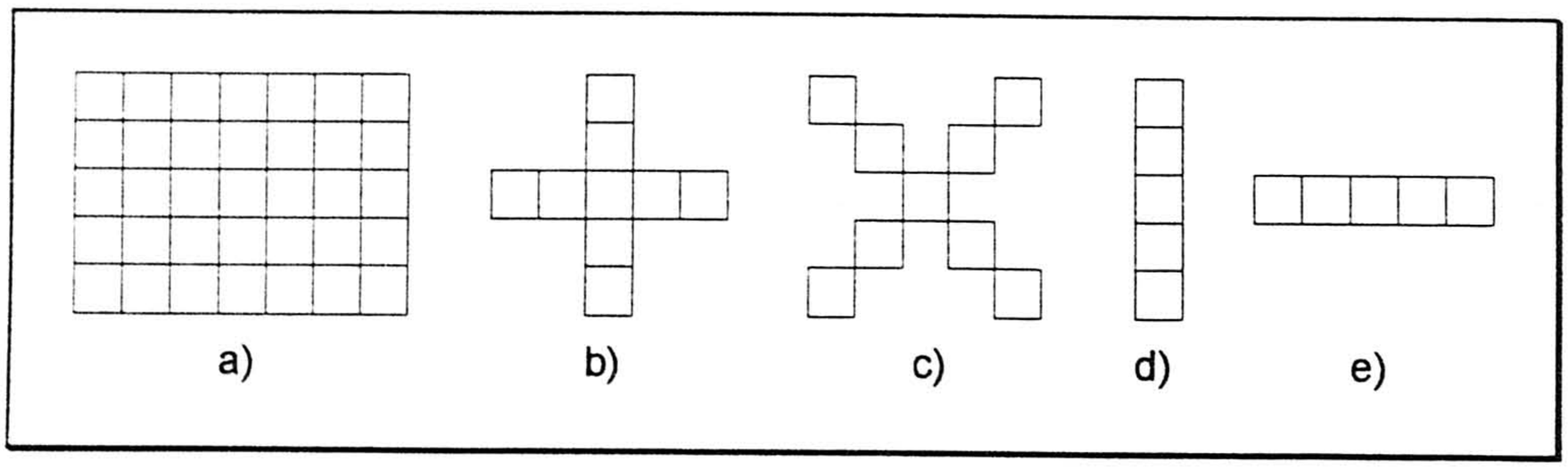


Figura 63 - Formas usuais de definição da vizinhança para os filtros de mediana
a) rectangular b) e c) em cruz d) e e) unidimensionais

---

82 ver o parágrafo 3.3.2. e a figura 40.

83 *rank order filters*, na designação em língua inglesa.

A vizinhança escolhida para a definição dos *pixels* que entram na ordenação das respectivas intensidades afecta bastante o comportamento do filtro. Têm sido propostos vários tipos de vizinhança, adequadas a certas situações, cuja escolha se deve basear em conhecimento *a priori* das características do ruído que se pretende eliminar e das características geométricas dos objectos presentes na imagem. Ver a figura da página anterior.

As principais conclusões relativamente às propriedades dos filtros de mediana são então as seguintes [136]:

- Os filtros de mediana preservam as regiões constantes e as regiões de variação monótona nos níveis de intensidade;
- Os locais onde dois declives se encontram poderão ser afectados pelo filtro, dependendo da sua orientação e da forma da vizinhança empregue;
- Os filtros de mediana reduzem a variância das intensidades da imagem e do ruído presente; essa redução depende da distribuição estatística;
- Ruído de tipo impulsional ou pequenas características da imagem, tais como linhas, de dimensões inferiores a metade da dimensão da vizinhança utilizada, são completamente eliminados;
- Oscilações de intensidade de período inferior às dimensões da vizinhança são atenuadas e suavizadas;
- Se a distribuição espacial do ruído não for simétrica na vizinhança escolhida, haverá mudança do valor médio total da intensidade da imagem;
- Se a definição da vizinhança for simétrica relativamente ao *pixel* em análise a localização das arestas é preservada;
- Os filtros de mediana não geram novos valores de intensidade.

Relativamente à redução de ruído pode caracterizar-se melhor o seu comportamento assimptótico. Para um filtro rectangular ou linear com uma vizinhança abarcando n pontos e considerando o ruído de tipo aditivo e com distribuição idêntica e independente, caracterizado pela função de distribuição $f_x(x)$, simétrica relativa à sua média μ, chegar-se-ia à conclusão que a variância da mediana dos n pontos, aproximada ao segundo termo da sua expansão em série de Taylor, seria [57]:

$$\sigma^2(n) = \frac{1}{4(n+2)} \frac{1}{[f_x(\mu)]^2} \tag{39}$$

Verifica-se assim que a suavização do ruído, conseguida pelo filtro de mediana, depende do tipo da sua distribuição.

Aplicando a equação (39) a uma distribuição uniforme de variância σ^2_u, obteríamos para variância da mediana:

$$\sigma^2(n) = \frac{3}{n+2} \sigma^2_u \tag{40}$$

no caso da distribuição inicial ser Gaussiana com variância σ^2_g, teríamos:

$$\sigma^2(n) = \frac{\pi}{2(n + \frac{\pi}{2} - 1)} \sigma^2_g \tag{41}$$

Em ambos os casos anteriores verifica-se que a redução da variância do ruído é inferior, por exemplo, à que ocorre quando se utiliza um filtro de média da mesma

dimensão[84]. No entanto, quando a distribuição inicial possui uma longa cauda, implicando por isso uma variância mais elevada e caracterizando ruído que seja mais do tipo impulsional, verifica-se o contrário. Por exemplo, para uma distribuição exponencial dupla, a variância da mediana resultante seria:

$$\sigma^2(n) = \frac{1}{2n - 1}\sigma^2_e \tag{42}$$

para uma variância da distribuição exponencial de σ^2_e.

Os filtros de mediana são úteis no SIPAFE em certas situações. Por vezes ocorrem imagens, embora não muito frequentemente, em que o interior das cavidades apresenta algum ruído de carácter impulsional e amplitude apreciável. Este tipo de ruído não é eliminado de forma eficaz pelos filtros utilizados na sequência de processamento por defeito. No entanto, por uma escolha adequada de um ou mais filtros de mediana é possível eliminá-lo quase por completo.

A presença desse ruído no interior das cavidades é bastante prejudicial pois pode levar à detecção de falsas arestas quando da fase de obtenção de um contorno, pelo que a sua eliminação é essencial. A aplicação de sequências contendo filtros de mediana é eficaz nesse contexto, mas pode levar também, algumas vezes, à destruição de pequenos ecos que marcam as paredes laterais da cavidade. No entanto, para outros tipos de declives presentes, a sua aplicação é também benéfica, embora se veja uma mudança visivelmente notória no aspecto geral da imagem, mas não afectando a localização das arestas [20].

No SIPAFE estão realizados os filtros de mediana rectangulares, incluindo os unidimensionais. É conhecido o fardo computacional que um filtro de mediana de dimensão apreciável implica. Para reduzir ao máximo o seu tempo de execução procurou-se um algoritmo eficiente e fez-se a sua implementação em linguagem *Assembly*, com resultados muito satisfatórios.

O algoritmo escolhido baseia-se no já clássico método descrito em [13], que não implica uma ordenação directa de todos os valores pertencentes à vizinhança definida. Neste método chega-se ao valor da mediana examinando os bits da representação binária dos valores em questão, sabendo que é possível determinar os primeiros k bits da mediana, examinando apenas os primeiros k bits das amostras. Depois de se determinar o bit do valor da mediana para uma certa posição na representação binária, somente as intensidades com esse bit na mesma posição são examinadas para as determinações subsequentes. Este processo termina, qualquer que seja a dimensão da vizinhança considerada, após n-iterações em que n é o número de bits das representações binárias das intensidades.

A implementação descrita em [13] necessita de um vector, designado por vector-α, contendo informação sobre todos os valores presentes na vizinhança. A entrada (m, k) do vector deverá ser igual ao número de valores para os quais os primeiros k bits formam a representação em binário do número (2m + 1). Formado o vector, a determinação da mediana faz-se, como se disse, utilizando n consultas ao mesmo. Quando a vizinhança se move de um local para outro alguns valores entram, enquanto outros saem. A actualização do vector-α faz-se incrementando e decrementando apenas certas posições, cujos endereços têm de ser calculados.

Um melhoramento do método acima descrito substitui o vector-α por um outro vector de actualização mais simples e mantendo passos semelhantes para o cálculo da mediana. Esse novo vector, designado por vector-m, de dimensão 2^n, contém em cada uma das suas entradas (k) o número de elementos da vizinhança com valor maior ou igual que k. Quando um elemento da vizinhança é substituído por outro, a sua actualização é muito simples [125].

---

[84] ver equação 38, parágrafo 4.5.2.3.

Tendo o vector-m sido formado de origem ou actualizado, o algoritmo de cálculo da mediana torna-se também bastante simples:

Seja $t = \left\lfloor \frac{N+1}{2} \right\rfloor$, onde N é o número de elementos da vizinhança. Então o algoritmo prossegue nos seguintes passos:

Passo 1: Inicialize z=0; { z é constituído pela representação binária $a_1\ a_2 \ldots a_n$ }

Passo 2: Inicialize um contador k = 1;

Passo 3: Faça $a_k = 1$; { altera-se o valor de z }

Passo 4: Se m(z) < t, então faça $a_k = 0$;

Passo 5: Faça k = k + 1;

Passo 6: Se $k \leq n$, então vá para o passo 3, senão mediana = z e FIM.

No SIPAFE implementou-se, em linguagem *Assembly*, o algoritmo baseado no vector-m, fazendo-se o varrimento da imagem na direcção horizontal ou vertical, consoante o menor número de actualizações que são necessárias quando se faz o deslocamento de uma posição nessas direcções.

Mais recentemente foi descrito um outro algoritmo eficiente baseado na manutenção de uma estrutura de informação em duplo *heap*[85], e apresentando um tempo de actualização de $O(\log_2 n)$ [12].

- ***Filtros de máximo e mínimo***

Estes filtros pertencem também à classe dos filtros posicionais, dando como resultado respectivamente o primeiro e o último valor da sequência ordenada por ordem decrescente, constituída pelos valores dos *pixels* de uma vizinhança daquele que se está a considerar.

Desde há algum tempo que se utilizam os filtros de máximo e mínimo para as mais diversas operações de processamento de imagem, tais como a suavização ou remoção de ruído, acentuação e detecção de arestas e segmentação [17, 103, 164, 163, 168].

No entanto, é no seu enquadramento na teoria da morfologia matemática e na sua extensão da aplicação sobre imagens binárias para imagens em níveis de cinzento, que os filtros de máximo e mínimo encontraram a sua maior divulgação.

A morfologia matemática consiste na definição de operações sobre conjuntos, que transformam um conjunto noutro conjunto. O objectivo destas transformações é encontrar estruturas geométricas específicas no conjunto original. O conjunto resultado deverá conter a informação relativa a essa estrutura, na sua forma. As transformações morfológicas são executadas através da utilização de um segundo conjunto, designado por elemento estruturante, que define a estrutura geométrica pretendida. As várias interacções possíveis do conjunto original com o elemento estruturante formam a base de todos os operadores morfológicos. Definem-se quatro operadores básicos na morfologia matemática: a erosão, a dilatação, a abertura e o fecho.

Quando aplicada a imagens binárias, os conjuntos que são objecto dos operadores morfológicos, são definidos como conjuntos de pontos num plano. Tudo se passa a duas dimensões. Na extensão da morfologia matemática a imagens com níveis de cinzento, os conjuntos tratados passam a ser conjuntos de pontos no espaço a três dimensões.

As transformações morfológicas de uma imagem binária A por um elemento

---

85 *heap* - árvore binária completa, susceptível de ser fácilmente representada num vector unidimensional, onde o conteúdo de cada nó é maior (ou menor) que o conteúdo de todos os seus filhos.

estruturante K são definidas por [140, 139, 69]:

Erosão: $$A \ominus K = \{z : K_z \subseteq A\} = \bigcap_{b \in K} A_{-b} \quad (43)$$

onde A_{-b} é a translação do conjunto A pelo vector -b;

Dilatação: $$A \oplus K = \{z : K_z \cap A \neq \varnothing\} = \bigcup_{b \in K} A_{-b} \quad (44)$$

Abertura: $$A \circ K = (A \ominus K) \oplus K \quad (45)$$

Fecho: $$A \bullet K = (A \oplus K) \ominus K \quad (46)$$

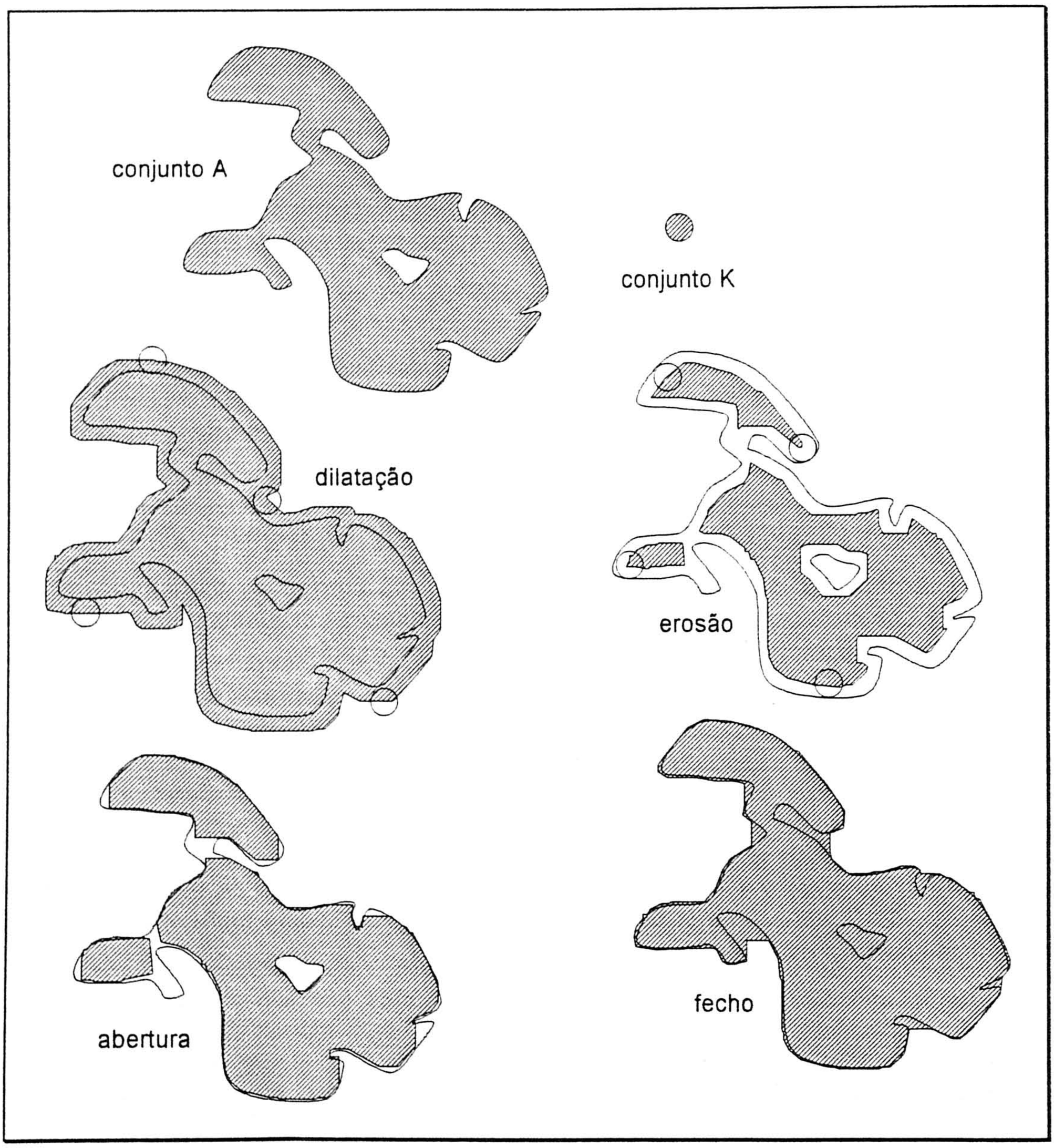


Figura 64 - Operações morfológicas em imagens binárias

Como se vê pela definição, a erosão de um conjunto A pelo elemento estruturante K é o

conjunto de todos os pontos z, tais que a translação de K por z está contida em A. A dilatação está definida de modo semelhante, bastando, no entanto, que a translação de K por z toque em A, para que z já pertença à dilatação de A. A operação de abertura não é mais do que uma erosão seguida de dilatação, sendo o fecho a sequência inversa. Ambas as operações de abertura e fecho são idempotentes, ou seja, se repetidas o resultado não se alterará.

Na figura 64 podem ver-se exemplos das quatro operações aplicadas a um objecto de uma imagem binária.

Relativamente às imagens em níveis de cinzento, podemos defini-las, no enquadramento da morfologia matemática, como funções em que o seu domínio é um conjunto bidimensional. Por forma a podermos estender as transformações morfológicas atrás definidas para este tipo de imagens, é necessário estabelecer uma relação entre a função que descreve a imagem e um conjunto de pontos tridimensional. Esse conjunto é conhecido como a umbra da função que descreve a imagem.

Assim, a umbra da imagem $f(x)$, onde x é um ponto bidimensional pertencente ao domínio de f, define-se como:

$$U(f) = \{ (x, t) \in \mathbb{R}^3 : t \leq f(x) \}, \quad x \in \mathbb{R}^2, \quad t \in \mathbb{R} \tag{47}$$

Da definição dada acima fica claro que a umbra de uma imagem em níveis de cinzento f, é o espaço tridimensional que fica sob a superfície que a função f representa. Na figura seguinte pode ver-se a ilustração de uma umbra.

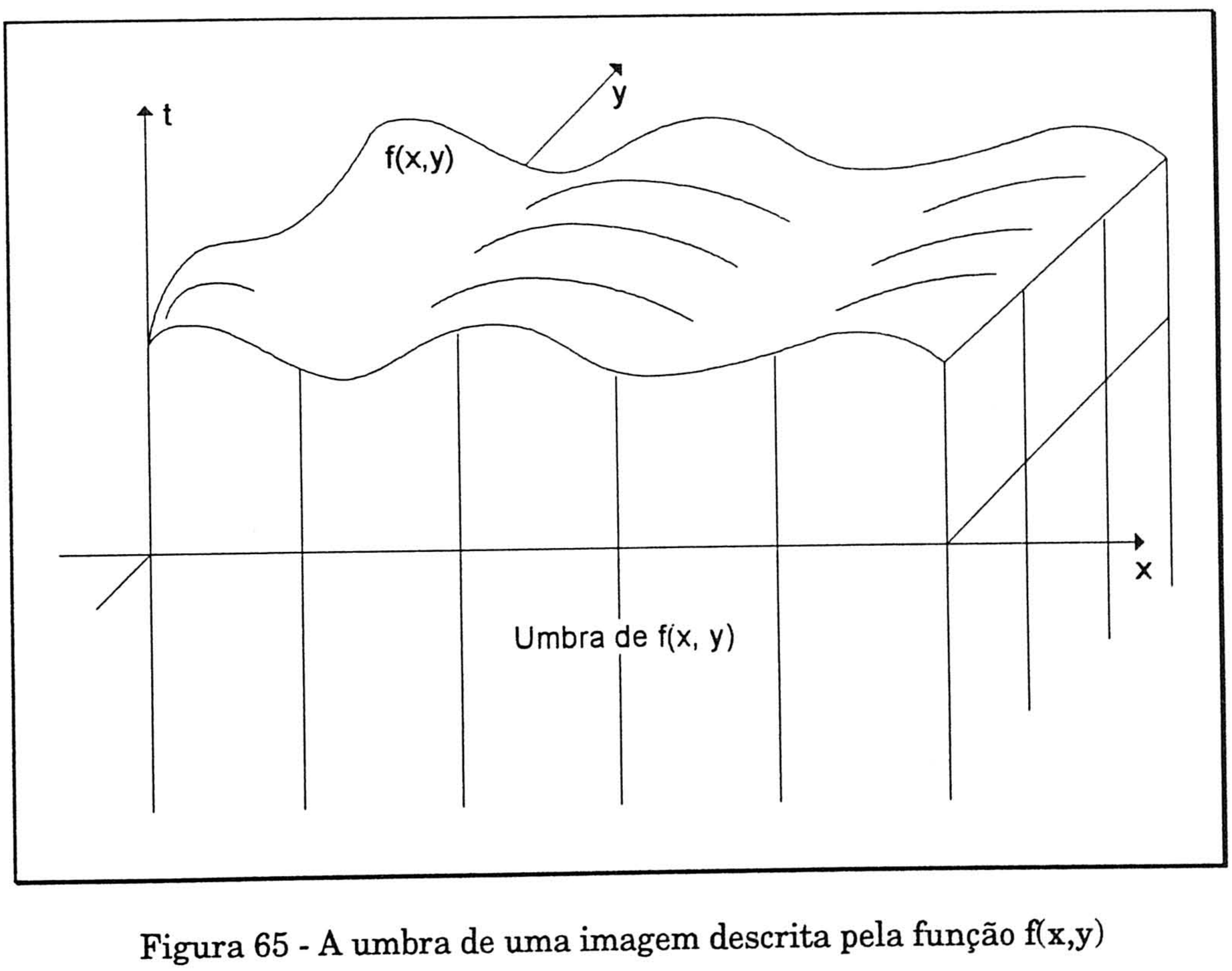


Figura 65 - A umbra de uma imagem descrita pela função f(x,y)

A definição e propriedades de uma umbra, assim como a extensão dos operadores morfológicos binários às imagens em níveis de cinzentos, estão pormenorizadamente descritas em [140, 69, 141, 152, 92, 151]. As definições das operações morfológicas básicas, que são expressas como operações algébricas em vez de operações de conjuntos, são as seguintes:

Erosão:
$$(f \ominus k)(x) = \inf_{z \in K} \{ f(x+z) - k(z) \}, \quad x, z \in \mathbb{R}^2 \tag{48}$$

onde K é o domínio bidimensional do elemento estrutrante $k(z)$, definido também como uma função.

Dilatação: $$(f \oplus k)(x) = \sup_{\substack{z \in K \\ x-z \in F}} \{f(x-z) + k(z)\}, \quad x, z \in \mathbb{R}^2 \tag{49}$$

onde K e F são os domínios bidimensionais das funções $k(z)$ e $f(x)$, respectivamente.

Abertura: $$f \circ k = (f \ominus k) \oplus k \tag{50}$$

Fecho: $$f \bullet k = (f \oplus k) \ominus k \tag{51}$$

Naturalmente, para imagens discretas e digitais, as operações algébricas de ínfimo e supremo podem ser substituídas pelo mínimo e máximo respectivamente.

Como se pode ver pelo exemplo da figura 64, as operações morfológicas de abertura e fecho, podem servir como operações de suavização, com vista à eliminação de oscilações de tamanho inferior ao tamanho do elemento estruturante. A operação de abertura elimina as protuberâncias das formas bidimensionais ou os picos de ruído positivos, quando aplicada a imagens em níveis de cinzento. A operação de fecho pelo contrário, é capaz de eliminar concavidades, inferiores ao tamanho do elemento estruturante, ou picos de ruído negativos quando aplicada a imagens em níveis de cinzento. Aliás, verifica-se sempre que:

$$U(f \circ k) \subseteq U(f) \subseteq U(f \bullet k) \tag{52}$$

Para eliminar ambos os tipos de irregularidades é necessário aplicar ambas as operações em sequência. Temos então os filtros de abertura-fecho e de fecho-abertura, com propriedades semelhantes quando aplicados a imagens de níveis de cinzentos.

Do estudo das propriedades destes filtros feito em [153], verificou-se não só a sua capacidade de redução do ruído presente nas imagens ou sinais unidimensionais, como também a capacidade de preservar a estrutura da imagem perto de grandes variações de intensidade, tendo até um desempenho, nesse aspecto, superior aos filtros de mediana de dimensão equivalente. Na figura seguinte pode ver-se a forma da densidade de probabilidade f(x), respectivamente para sinais unidimensionais e imagens, filtrados com a operação de fecho-abertura, quando o sinal original estava corrompido com ruído de densidade uniforme, independente e invariável. O caso bidimensional foi obtido por simulação de Monte-Carlo. Note-se a evidente redução da variância, acompanhada, de forma mais notória para os sinais unidimensionais, de um certo desvio da média.

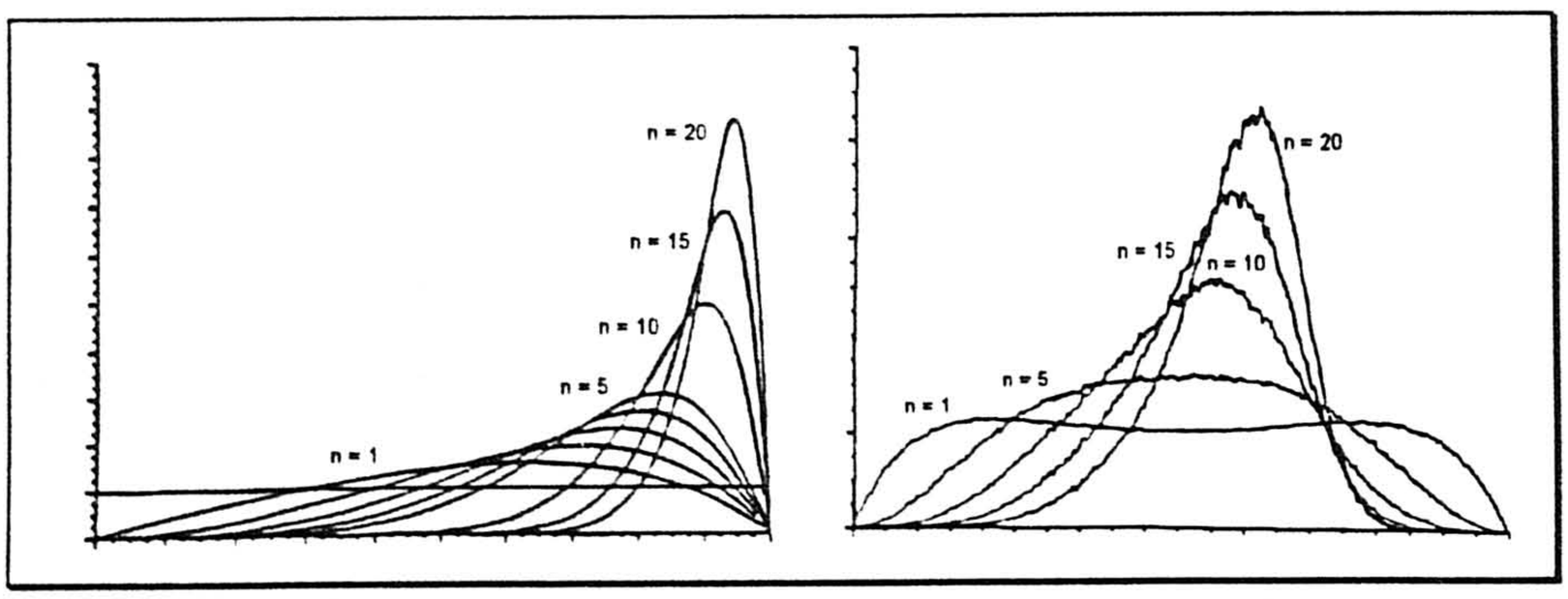


Figura 66 - Distribuição do ruído de saída para o filtro de fecho-abertura e ruído de entrada uniforme. Esquerda: filtragem unidimensional; direita: filtragem bidimensional

No SIPAFE foram implementados os filtros de mínimo e máximo locais para dois tipos de vizinhança, permitindo assim efectuar as operações de erosão e dilatação, em níveis de cinzento, para certos elementos estruturantes, e também as operações derivadas destas. O

domínio K e as funções $k(z)$, $z \in K$, dos elementos estruturantes correspondentes às vizinhanças implementadas, mostram-se na figura 67.

Por aplicação repetida de várias operações de máximo ou de mínimo é possível construir outras formas dos elementos estruturantes, não se estando por isso limitados às duas formas directamente suportadas.

A fim de se poder aproveitar ao máximo as cartas de aquisição e processamento presentes no sistema, desenvolveu-se um algoritmo capaz de efectuar aquelas operações inteiramente nas duas cartas, sem necessidade de intervenção do processador central, pelo menos ao nível do *pixel*. A unidade aritmética e lógica presente na carta de processamento, não suporta directamente as operações de máximo e mínimo.

Como operações auxiliares, desenvolveram-se em primeiro lugar as operações de máximo e mínimo entre duas imagens completas, com a construção de uma imagem resultado contendo o maior (ou o menor) *pixel* escolhido entre as duas imagens operando, para cada uma das posições. Chamando A e B às duas memórias de imagem de 8 bits presentes na carta de aquisição, e F à memória de imagem de 16 bits presente na carta de processamento, as duas operações auxiliares podem ser descritas como:

B = max (A, B) e

B = min (A, B)

utilizando ambas a memória F, como memória de armazenamento de resultados intermédios.

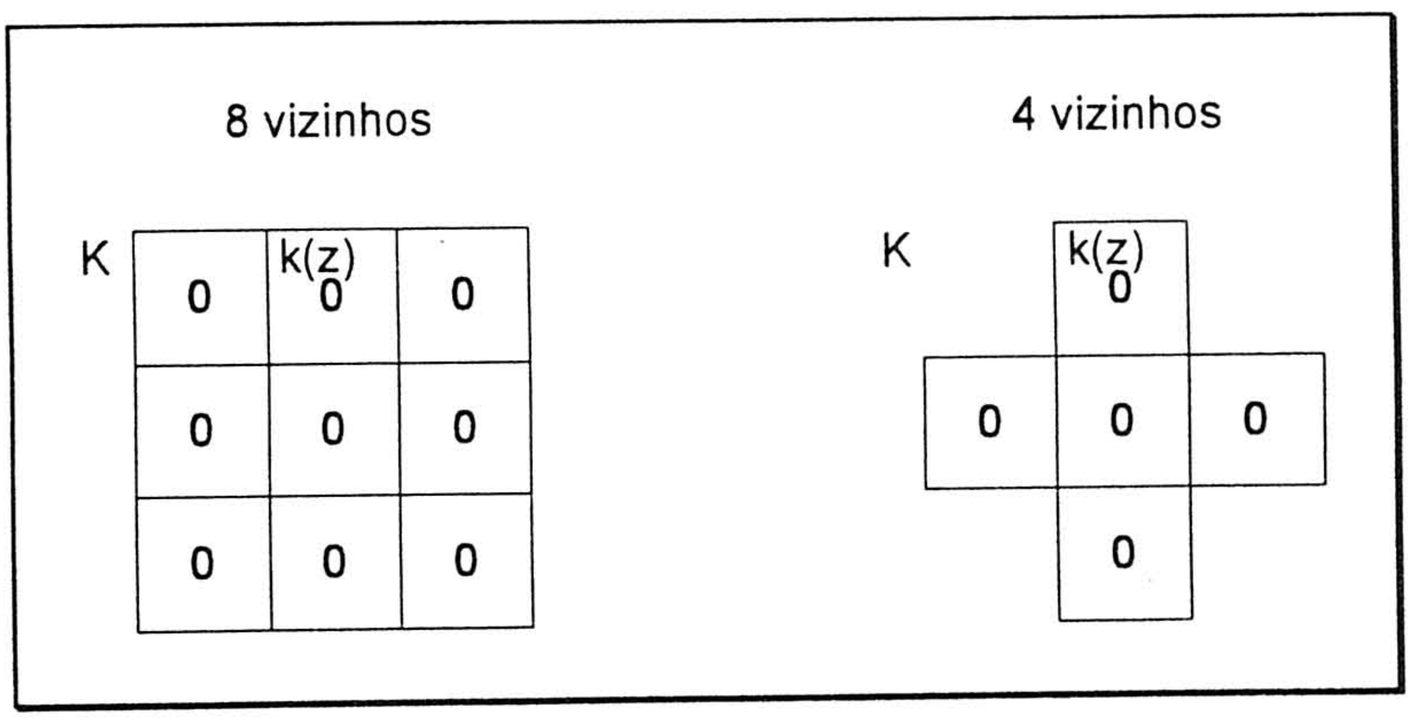


Figura 67 - Vizinhanças dos filtros de máximo e mínimo e correspondentes elementos estruturantes

O princípio do algoritmo utilizado é a construção de uma máscara binária que descreva a região onde os *pixels* da imagem A são maiores (menores) que os da B. Com o auxílio dessa máscara extraem-se de seguida esses *pixels* da imagem A e após inversão da máscara faz-se uma extracção semelhante, mas da imagem B. Fundindo os dois conjuntos de *pixels* extraídos, numa única imagem, constrói-se assim o máximo (mínimo) entre as duas imagens originais.

O algoritmo para a operação de máximo pode então ser descrito da seguinte forma:

$F \leftarrow B$
$F \leftarrow A - F$ (F = A-B)
$F \leftarrow norm(F)$ (operação suportada pela carta de processamento; neste caso é programada para transformar os *pixels* de F da seguinte forma:
$[0..255] \rightarrow 0$ ($B \leq A$)
$[-255..-1] \rightarrow 255$ ($B > A$))
$F \leftarrow B$ and F
$B \leftarrow F$ (em B ficam os seus *pixels* que são maiores que A e os restantes em 0)

F ← (transf) B (A transferência faz-se através de uma tabela de transformação previamente programada para mapear os *pixels* de B da seguinte forma: $0 \rightarrow 255$ $(A \geq B)$; $\neq 0 \rightarrow 0$ $(A < B)$)

F ← A and F

F ← B or F

B ← F (B = max(A, B))

A operação de mínimo não pode ser implementada de forma semelhante[86], uma vez que se poderia cometer um erro quando da construção da segunda máscara. Nessa construção, os *pixels* 0 da primeira imagem mascarada servem para ir buscar os correspondentes *pixels* da segunda imagem. Mas, no caso do mínimo, podem encontrar-se entre esses *pixels* 0, alguns mínimos genuínos da primeira imagem, que seriam substituídos por *pixels* da segunda.

O problema resolve-se fazendo uma inversão[87] prévia das duas imagens, aplicando a operação de máximo já descrita e, finalmente, invertendo o resultado, ou usando o seguinte algoritmo alternativo para a construção directa do mínimo:

F ← B

F ← A - F (F = A-B)

F ← norm(F) (operação suportada pela carta de processamento; neste caso é programada para transformar os *pixels* de F da seguinte forma: $[0..255] \rightarrow 0$ $(B \leq A)$; $[-255..-1] \rightarrow 255$ $(B > A)$)

F ← B or F

B ← F (em B ficam os seus *pixels* que são menores ou iguais que A e os restantes em 255)

F ← (transf) B (A transferência faz-se através de uma tabela de transformação previamente programada para mapear os *pixels* de B da seguinte forma: $255 \rightarrow 0$ $(A \leq B)$; $\neq 255 \rightarrow 255$ $(A > B)$)

F ← A or F

F ← B and F

B ← F (B = min(A, B))

Dispondo destas duas operações auxiliares é agora fácil implementar as operações de máximo e mínimo locais em 4 e 8 vizinhos, aproveitando as capacidades de deslocamento horizontal e vertical[88] da carta de processamento.

Temos então o seguinte algoritmo para a operação de máximo local em 4 vizinhos, pressupondo que a imagem a filtrar se encontra na memória B, ficando também o resultado na mesma memória de imagem:

A ← B

$A \leftarrow \underset{\leftarrow}{A}$ (deslocamento horizontal de A na direcção indicada: $F \leftarrow A; A \leftarrow \underset{\leftarrow}{F}$)

B ← max(A, B)

$A \leftarrow \underset{2\rightarrow}{A}$

B ← max(A, B)

$A \leftarrow \underset{\leftarrow}{A^{\uparrow}}$

B ← max(A, B)

---

[86] fazendo as necessárias adaptações.

[87] por inversão de um *pixel* em níveis de cinzento, com 8 bits, entende-se a operação p ← 255 - p

[88] as operações de *pan* e *scroll* da memória F.

$A \leftarrow A^{2}_{\downarrow}$
$B \leftarrow \max(A, B)$

Alterando ligeiramente a sequência anterior obtém-se o máximo local em 8 vizinhos, como se segue:

$A \leftarrow B$
$A \leftarrow \underset{\leftarrow}{A}$ (deslocamento horizontal de A na direcção indicada: $F \leftarrow A$; $A \leftarrow \underset{\leftarrow}{F}$)
$B \leftarrow \max(A, B)$
$A \leftarrow \underset{2\rightarrow}{A}$
$B \leftarrow \max(A, B)$
$A \leftarrow B$
$A \leftarrow A\uparrow$
$B \leftarrow \max(A, B)$
$A \leftarrow A^{2}_{\downarrow}$
$B \leftarrow \max(A, B)$

Os algoritmos para as operações de mínimo locais são idênticos aos dois anteriores apenas com a substituição da operação de máximo entre duas imagens pela operação de mínimo.

No SIPAFE, os filtros de máximo e mínimo usam-se para a construção das operações de fecho-abertura ou abertura-fecho, utilizando uma ou mais iterações dos filtros implementados, consoante o elemento estruturante desejado. Esses filtros foram utilizados em algumas sequências alternativas, produzindo boas suavizações para certos tipos de imagens.

4.5.3. Fase de determinação do centróide

Esta segunda fase da sequência por defeito, conducente à obtenção de um contorno e à medição de certos parâmetros geométricos da secção assim identificada, tem como principal objectivo a determinação de um ponto situado no interior da cavidade principal ou central presente na imagem, e ainda a definição de uma região de interesse, tão pequena quanto possível, mas abrangendo a totalidade da cavidade.

O ponto situado no interior da cavidade é indispensável para o algoritmo de determinação de um contorno, constituindo a seu único dado de entrada. Foi então necessária a introdução desta fase e o consequente desenvolvimento de um algoritmo, se se quisesse cumprir o objectivo da completa automatização do processamento, sem se ter de pedir ao utilizador a indicação de tal ponto.

O algoritmo adoptado, desenvolvido e testado pelo Professor J. P. Marques de Sá desta Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto e gentilmente cedido para incorporação no SIPAFE, determina uma estimativa do centro de gravidade de um conjunto de segmentos lineares de *pixels*, previamente classificados como pertencentes ao interior da cavidade dominante da região de interesse, através de uma técnica simples de agrupamento[89]. Como se trata da estimação de um centro de gravidade de uma região plana designou-se por determinação do centróide.

Na presente versão do algoritmo, após uma estimativa grosseira inicial, fazem-se mais cinco refinamentos do seu cálculo, conduzindo quase sempre a um ponto final situado perfeitamente no interior da cavidade principal, mesmo quando esta não apresenta fronteiras bem definidas em toda a sua periferia. Versões anteriores do algoritmo foram

---

89 *clustering*, na literatura anglo-saxónica.

apresentadas em [94, 95].

Como resultado secundário do algoritmo, mas não menos importante, obtém-se uma região de interesse, geralmente mais pequena que a inicial, e praticamente abrangendo apenas a cavidade central. A obtenção desta região de interesse melhorada permite reduzir substancialmente o fardo computacional das operações que se seguem, e consequentemente o seu tempo de execução.

O pedido de informação ao utilizador e o grau de intervenção deste são dependentes do nível de interactividade que se escolhe para a execução da operação. Assim, no nível 0 tudo se passa de forma automática, sem qualquer intervenção do utilizador, cumprindo um passo da especificação de total automatização do processamento. No nível 1 dá-se a possibilidade de o utilizador poder modificar a região de interesse inicial e solicita-se uma validação final do centróide encontrado. No nível seguinte, além das solicitações anteriores, são apresentados resultados intermédios ao longo das várias sub-operações de que consta o algoritmo total. Finalmente, no nível de interactividade 3, dá-se ainda a possibilidade do utilizador poder modificar os vários parâmetros internos do algoritmo.

4.5.3.1. O algoritmo de determinação do centróide

A fim de tornar completa a descrição de todas as fases que fazem parte da sequência por defeito do SIPAFE apresenta-se de seguida uma descrição detalhada deste algoritmo.

O algoritmo total consta de seis passos, onde no final de cada um deles se obtém uma nova estimativa da cavidade principal contida na região de interesse inicial. Esta região é definida a partir dos 4 pontos que caracterizam o sector circular ecográfico detectado na operação de mascaramento, na fase de pré-processamento. Pode ver-se na figura 51 atrás, a forma de definir a região de interesse inicial a partir desses 4 pontos.

A fim de permitir uma execução rápida não se considera a totalidade dos *pixels* presentes na região de interesse, mas apenas aqueles que existem num certo número de secções lineares horizontais e verticais, igualmente espaçadas no seu interior. O número

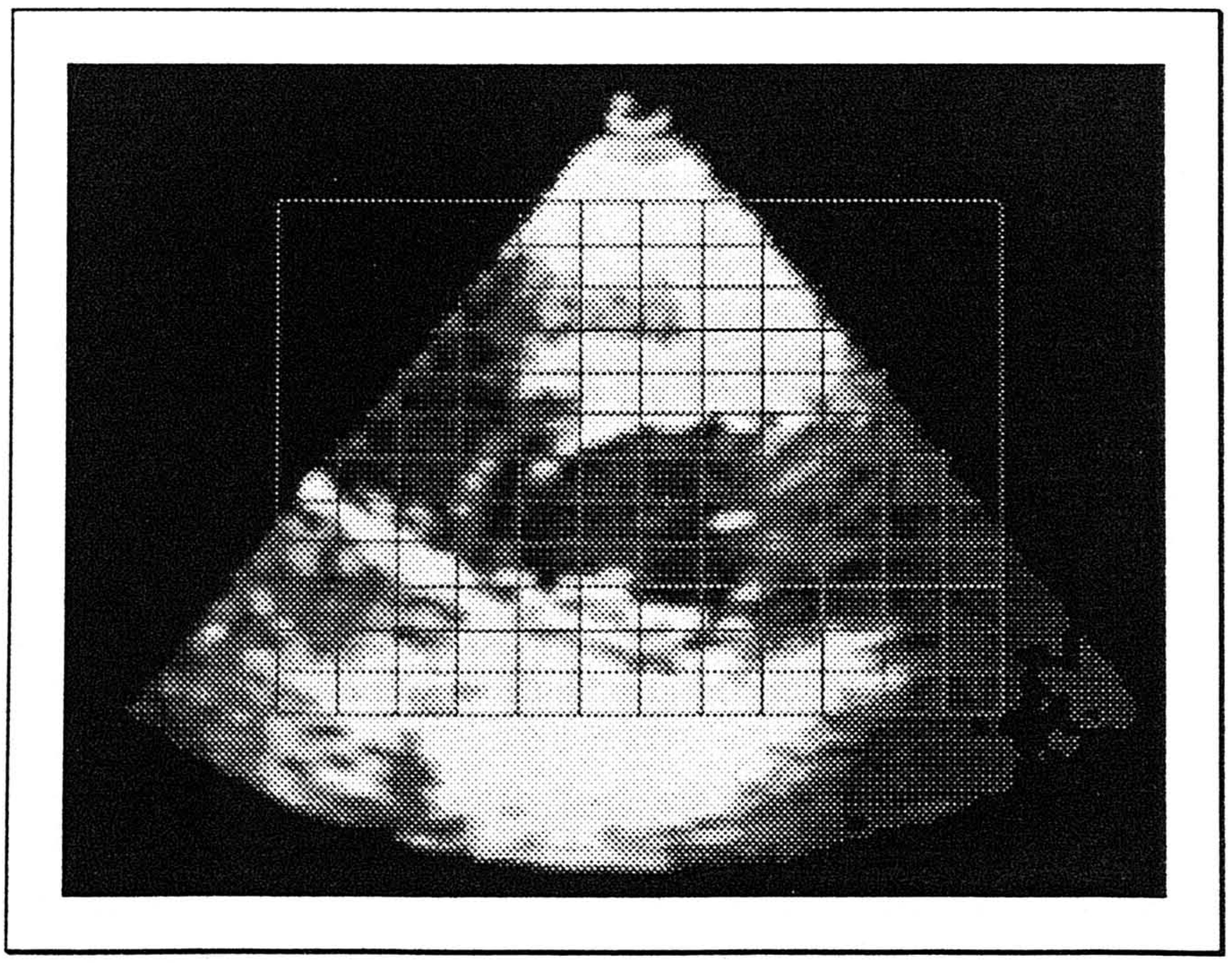


Figura 68 - Região de interesse inicial e 11 secções horizontais e verticais

destas secções, igual nas direcções horizontal e vertical, constitui o único parâmetro de

entrada desta operação. Quando se lêem essas secções da imagem, os *pixels* que estiverem fora do sector ecográfico não são obviamente considerados. Na figura anterior, mostra-se a situação inicial para o caso de 11 secções.

Resumem-se de seguida os seis passos do algoritmo, conducentes à determinação do centróide:

- Passo 1 - Estimativa inicial

  Nesta estimativa consideram-se todos os *pixels* de todas as secções lineares definidas na região de interesse. A cada um desses *pixels* associa-se uma 'massa' que foi definida como:

$$m = (255 - i)^2 \tag{53}$$

onde i é a intensidade do *pixel*. As coordenadas da estimativa do centro de massa são então calculadas como:

$$x_c = \frac{\sum m_{1x}}{\sum m_0} \qquad y_c = \frac{\sum m_{1y}}{\sum m_0} \tag{54}$$

onde m_0, m_{1x} e m_{1y}, são os momentos de ordem 0, ordem 1 relativamente à coordenada horizontal e ordem 1 relativamente à coordenada vertical de cada *pixel*, respectivamente. Os somatórios referem-se à totalidade dos *pixels* considerados.

O uso do quadrado na equação de definição da massa faz com que os *pixels* escuros, do interior das cavidades, tenham um peso relativamente mais importante do que os mais claros, presumivelmente pertencentes a zonas fora das cavidades. Assim e em geral, a primeira estimativa cai já dentro da cavidade principal contida na região de interesse ou fica muito próxima dela.

- Passo 2 - 1º refinamento

  Após a primeira estimativa é agora possível tentar considerar apenas *pixels* pertencentes ao interior da cavidade principal. Para isso cada secção é dividida em segmentos através de um limiar de intensidade Δi. Seleccionam-se os segmentos em que todos os seus *pixels* possuem uma intensidade $i \leq \Delta i$, como se mostra na figura seguinte.

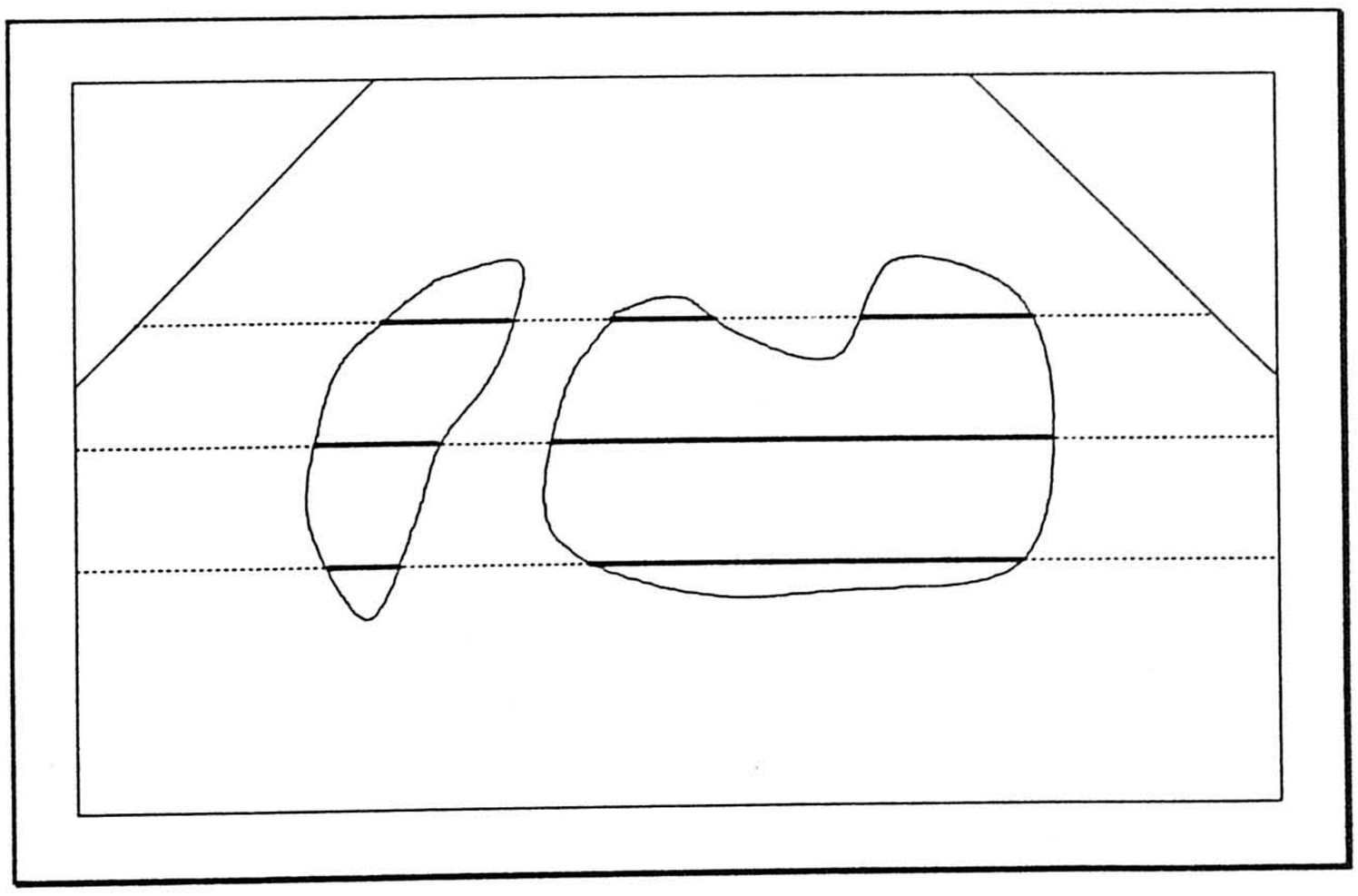


Figura 69 - Exemplo da divisão em segmentos, abaixo do limiar Δi, em 3 secções horizontais

Seguidamente faz-se uma primeira classificação dos segmentos nas classes dentro e fora da cavidade principal, consoante a sua posição e tamanho. No máximo, apenas um segmento de cada secção poderá ser classificado como estando dentro da cavidade.

Para segmentos horizontais, as condições necessárias para a classificação como pertencente ao interior da cavidade são:

1) O segmento deverá conter um ponto de abcissa pertencente ao intervalo $[x_c - tol, x_c + tol]$

2) A abcissa do ponto central do segmento, x_i, deverá obedecer a $|x_c - x_i| \leq \Delta d$

Havendo mais do que um segmento nas condições anteriores escolhe-se o que contiver o ponto mais próximo da estimativa anterior do centro de massa.

Para os segmentos verticais as condições são idênticas, apenas se fazendo a substituição das abcissas por ordenadas.

A condição 1), com uma especificação adequada da tolerância tol, assegura que se seleccionam segmentos que têm pontos no interior da cavidade, enquanto que na condição 2) se rejeitam os segmentos muito "compridos", que provavelmente atravessam as fronteiras da cavidade, escolhendo adequadamente o desvio máximo do seu centro Δd. Na figura seguinte ilustra-se este processo de selecção.

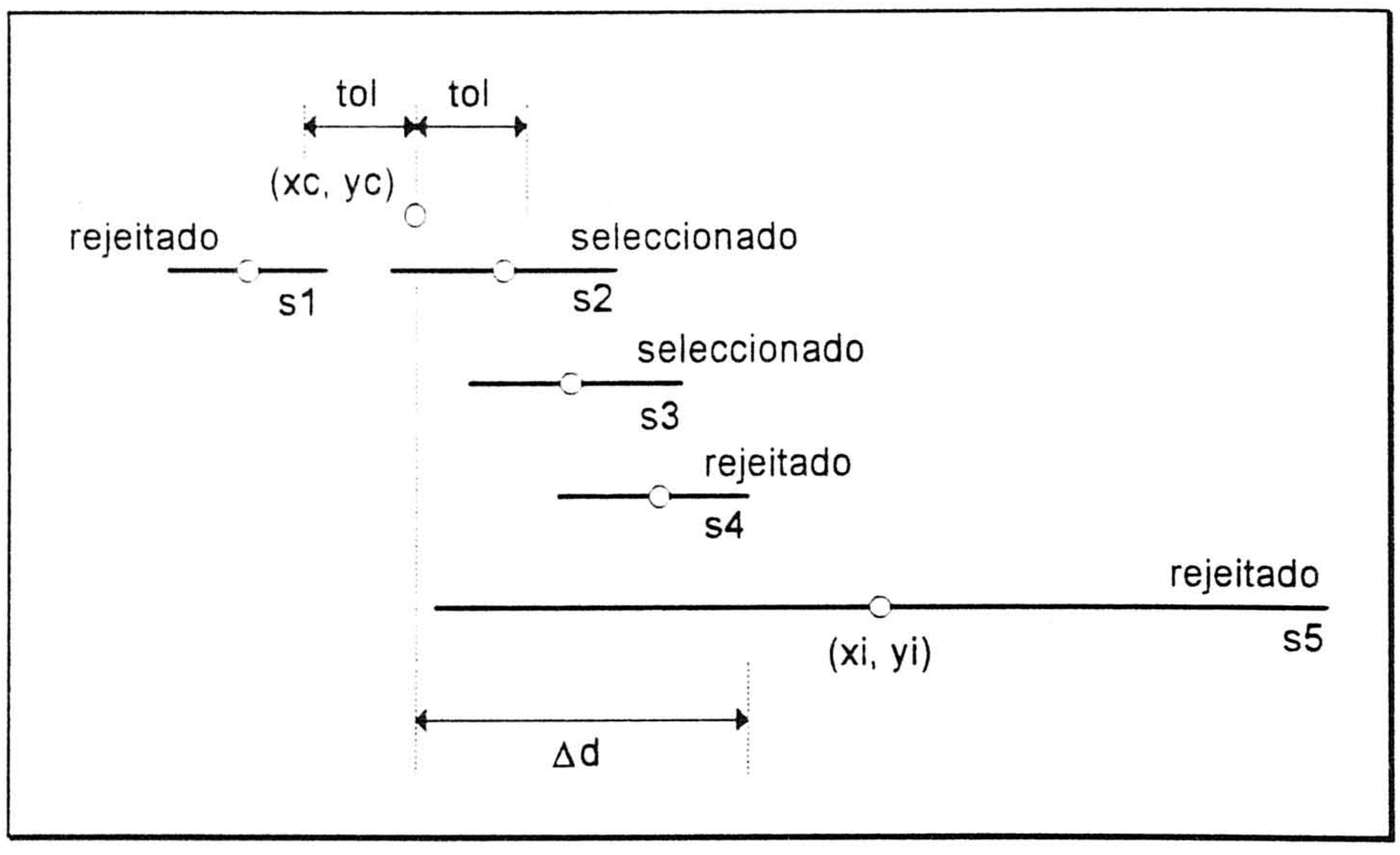


Figura 70 - Exemplo de selecção de segmentos

O segmento s2 é preferido ao segmento s1 porque contém o ponto mais próximo do centro de massa previamente estimado; o segmento s4 é rejeitado porque não satisfaz a condição 1); finalmente o segmento s5 é rejeitado porque não satisfaz a condição 2).

Utilizando os pontos pertencentes aos segmentos seleccionados, faz-se agora uma nova estimativa do centro de massa, com a mesma definição de massa de cada *pixel* do passo anterior.

- Passo 3 - 2º refinamento

  Assumindo que a estimativa do passo anterior é bastante mais próxima do real do que a primeira, repete-se agora o passo anterior utilizando a nova estimativa. Neste 3º passo poderão ser seleccionados segmentos do interior da cavidade não

contemplados no primeiro refinamento, produzindo-se assim um centro de massa ainda mais próximo da posição final e com mais garantias de se encontrar na zona central da cavidade.

- Passo 4 - Rejeição de segmentos isolados e nova região de interesse

  No 4º passo rejeitam-se segmentos do conjunto considerado no passo anterior que se encontrem separados da rede de segmentos que envolve a estimativa obtida no 3º passo. Os segmentos rejeitados, embora satisfazendo as condições de selecção anteriores, encontram-se possivelmente fora da cavidade central. Um exemplo de tal situação pode apreciar-se na figura que se segue.

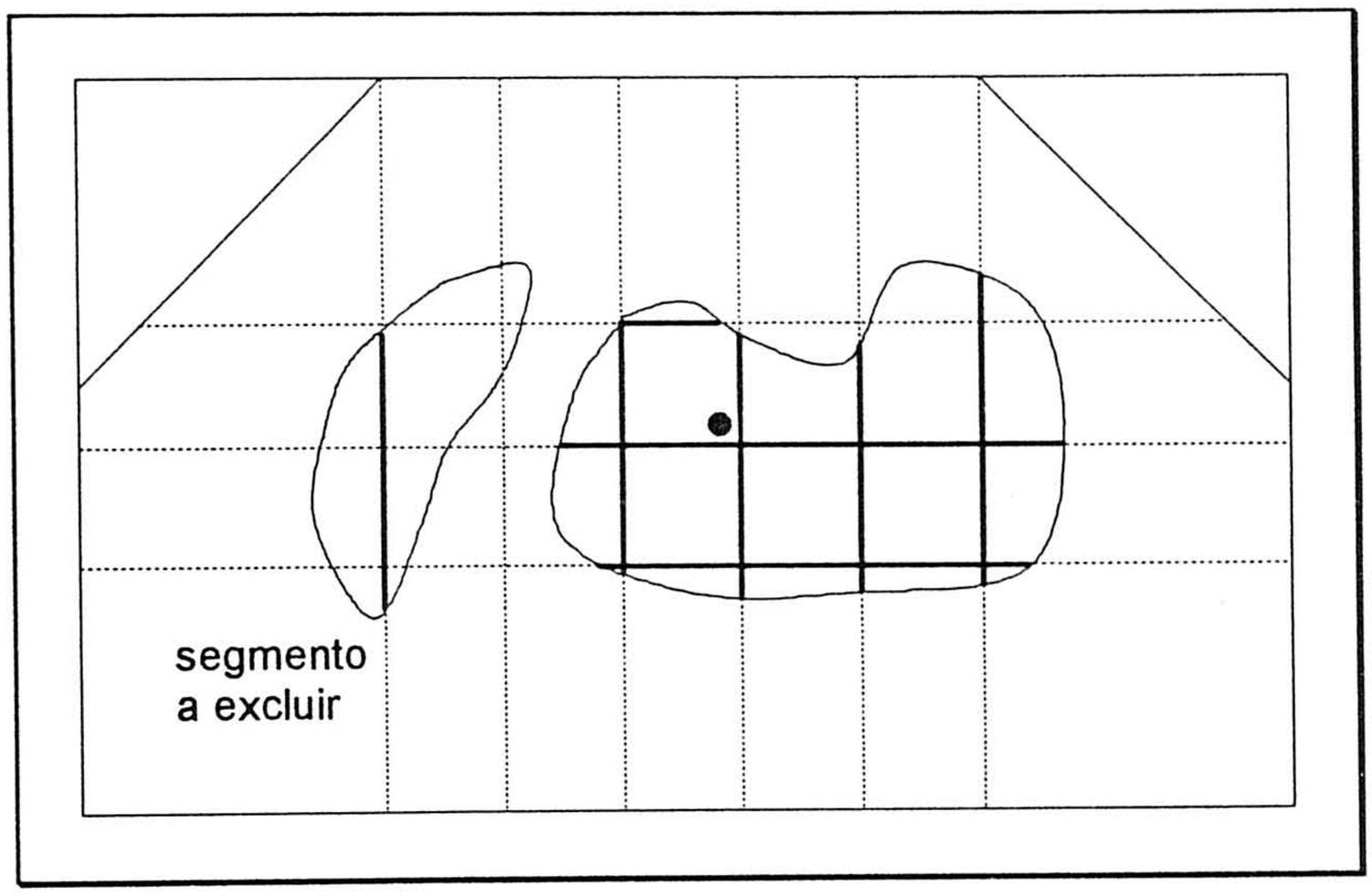


Figura 71 - Necessidade da exclusão de segmentos isolados

Para se conseguir a exclusão dos segmentos isolados constrói-se o conjunto dos segmentos seleccionados, partindo do conjunto considerado no passo anterior, da seguinte forma:

- os segmentos das três secções horizontais e verticais mais próximas da estimativa actual do centróide são automaticamente seleccionados;
- toma-se nota dos valores máximos e mínimos das coordenadas horizontais e verticais dos pontos extremos desses segmentos, caracterizando assim um rectângulo envolvente;
- considerando agora sequencialmente, e sempre no sentido do afastamento do centróide, as secções adjacentes às já seleccionadas abaixo, acima, à esquerda e à direita, junta-se ao conjunto seleccionado o respectivo segmento se a sua coordenada fixa estiver contida no rectângulo envolvente ou distar menos de meio intervalo dele; após cada inclusão actualiza-se a caracterização do rectângulo envolvente;
- o processo anterior pára, num dos sentidos, quando não for incluído o respectivo segmento ou quando não houver mais secções nesse sentido;
- a construção termina quando houver paragem nos quatro sentidos.

É fácil verificar que o processo descrito leva sempre à formação de uma rede de segmentos que se intersectam mutuamente[90], em torno da estimativa actual do

---

[90] ou não se intersectando distam menos de meio intervalo entre secções do extremo de um outro segmento considerado.

centro de massa, excluindo aqueles que se encontram isolados e mais afastados.

No exemplo apresentado na figura anterior, o segmento vertical que aparece à esquerda e pertencente a outra cavidade ou zona escura, seria rejeitado.

Após esta construção calcula-se a 4ª estimativa do centro de massa, utilizando os *pixels* do conjunto de secções final. Faz-se ainda um primeiro ajuste da região de interesse, aumentando de uma certa folga e nos quatro sentidos, o rectângulo envolvente que foi sendo produzido no processo de construção do conjunto de segmentos. Vê-se na figura seguinte o resultado deste 4º passo aplicado ao exemplo apresentado na figura 71.

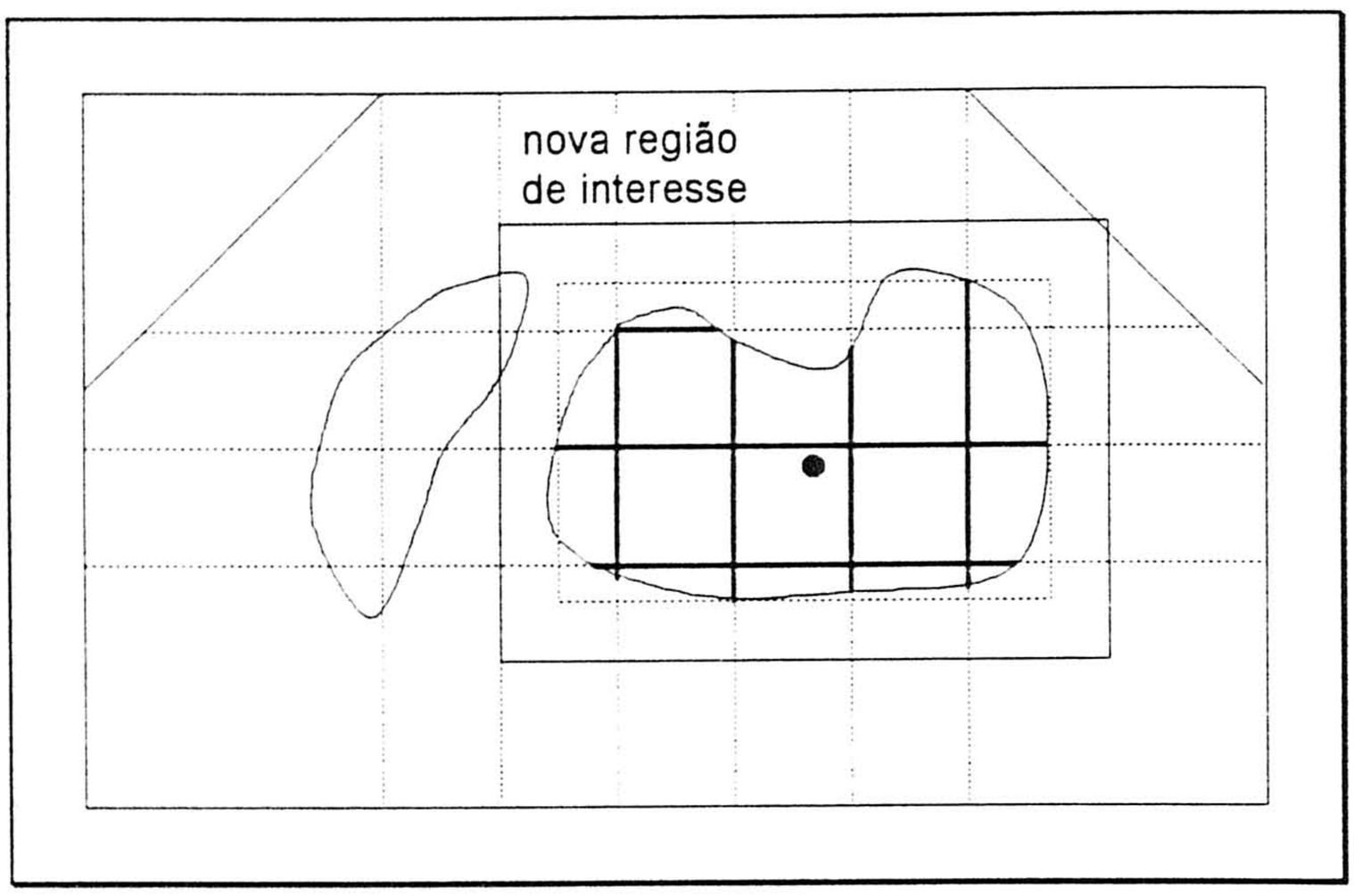


Figura 72 - Após a quarta estimativa e definição da nova região de interesse

- Passo 5 - Novas secções e segmentos

  Neste 5º passo recalculam-se as secções e segmentos utilizando o ajuste da região de interesse efectuado no passo anterior.

  Na formação dos novos segmentos utiliza-se um limiar de intensidade que é obtido a partir dos segmentos seleccionados no 4º passo. O novo limiar de intensidade, Δi_1, é calculado como sendo a média das intensidades dos *pixels* dos segmentos anteriores acrescentada de uma certa folga. Este procedimento leva a uma definição mais apertada do nível de intensidade dos *pixels* pertencentes ao interior da cavidade, permitindo variações de imagem para imagem.

  A selecção do segmento de cada secção a considerar no cálculo da 5ª estimativa do centro de massa segue agora o mesmo processo descrito no passo 2. A única diferença é a utilização de uma tolerância tol, da primeira condição, para a classificação como pertencente ao interior da cavidade, mais reduzida do que a utilizada até aqui. O desvio máximo Δd, da segunda condição, mantém-se inalterado, uma vez que o perigo de se considerarem segmentos que se estendam muito além dos limites da cavidade é agora menor, devido à redução das dimensões da região de interesse.

  Obtido o conjunto de segmentos do interior da cavidade efectua-se de seguida o cálculo da 5ª estimativa do centróide, assumindo agora uma massa idêntica para todos os pontos considerados. Desta forma a estimativa aproximar-se-á do centróide geométrico da forma da cavidade.

- Passo 6 - Estimativa e região de interesse finais

  Para a 6ª e última estimativa procede-se a uma nova rejeição de segmentos isolados, seguindo um processo em tudo idêntico ao descrito no passo 4.

  Obtido o novo conjunto de segmentos e o seu rectângulo envolvente, a estimativa final do centróide segue o processo do passo anterior, ou seja, considera-se que todos os pontos envolvidos têm a mesma massa. Do rectângulo envolvente obtido no processo de rejeição dos segmentos isolados é possível fazer o ajuste final da região de interesse, semelhante ao do passo 4, mas utilizando agora uma folga mais reduzida. Obtém-se assim uma pequena região de interesse, praticamente apenas envolvendo a cavidade da qual se obteve o centróide.

Na figura seguinte pode apreciar-se a estimativa final do centróide e as regiões de interesse ajustadas para a imagem apresentada atrás na figura 68. A região de interesse mais pequena é a final.

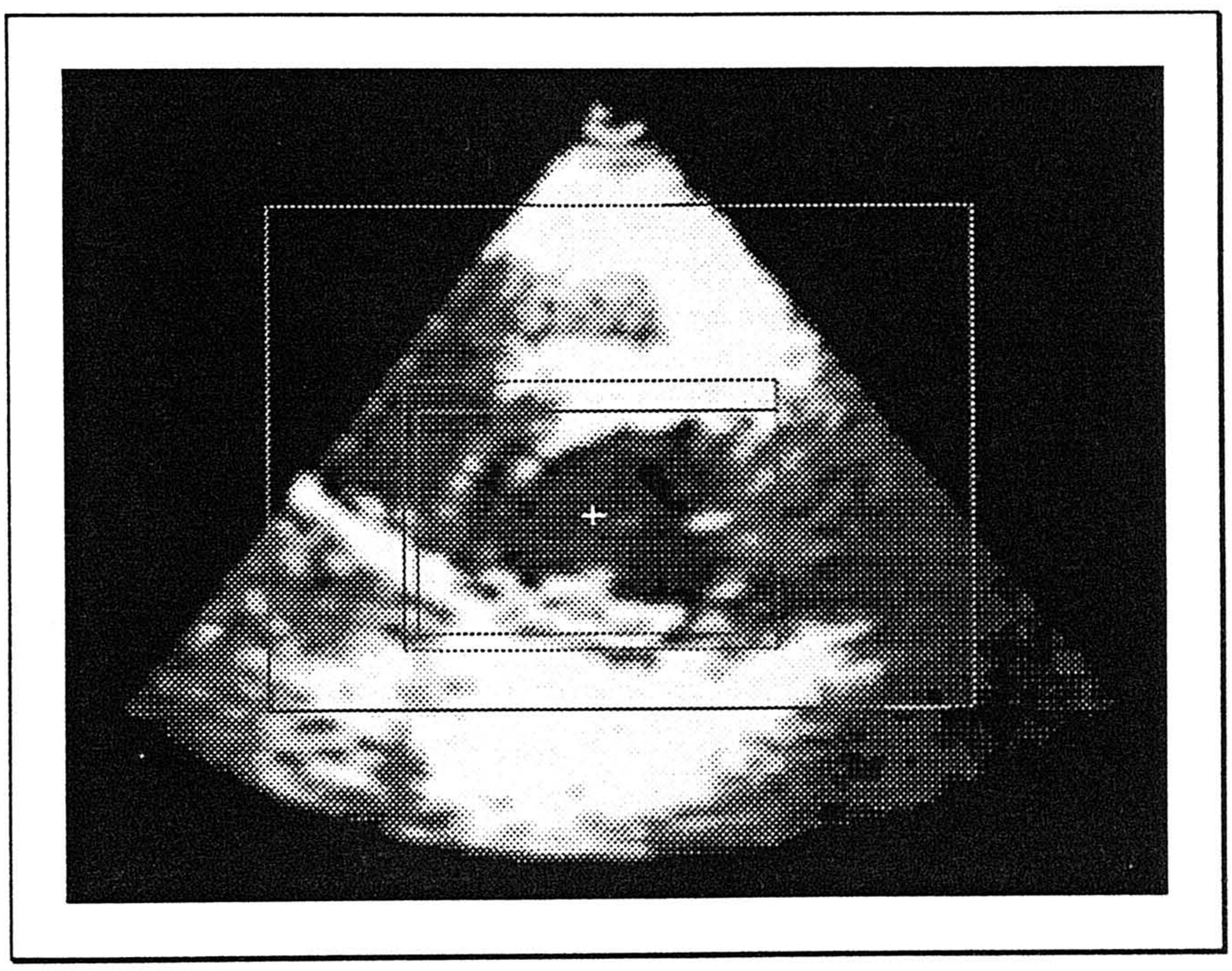


Figura 73 - Centróide final e regiões de interesse geradas na determinação do centróide

4.5.3.2. Parâmetros do algoritmo de determinação do centróide

Como se viu na descrição dos passos do algoritmo, intervêm neste, além do número de secções a considerar em cada região de interesse, vários outros parâmetros que foram definidos a partir de um conjunto típico de imagens. Se não forem alterados pelo utilizador, são esses valores por defeito que o algoritmo utilizará, dando resultados muito satisfatórios na grande maioria dos casos.

São os seguintes, esses parâmetros, com os seus valores por defeito:

- limiar de intensidade - Δi (passo 2): 50
- tolerância dos extremos dos segmentos - tol (passos 2 e 3): 6
- tolerância dos extremos dos segmentos - tol1 (passo 5): 4
- desvio máximo do centro dos segmentos - Δd (passos 2, 3 e 5): 50
- folga para o novo limiar de intensidade (passo 5): 15

- folga na definição da região de interesse ajustada (passo 4): 25
- folga na definição da região de interesse ajustada (passo 6): 18

O utilizador poderá alterar esses valores por defeito através de um dos menus do sistema[91], como se descreve no anexo 'Manual do Utilizador', ou apenas para uma dada imagem, utilizando o nível de interactividade mais elevado[92].

A associação dos nomes que aparecem nas janelas de diálogo, com os parâmetros descritos nos seis passos do algoritmo é imediata lendo as explicações do 'Manual do Utilizador'.

Como se conclui dos resultados apresentados em [94], o número de secções que conduz a menor erro nas situações em que existem grandes aberturas nas cavidades de que se pretende encontrar o centróide é 11, pelo que é esse o valor utilizado nesta operação na sequência por defeito. A maior resolução que um grande número de secções implica aumentará a influência das aberturas da cavidade, podendo aumentar substancialmente o erro da estimativa nessas situações. Por outro lado, um número mais pequeno de secções poderá deixar de considerar partes importantes da cavidade, por falta de resolução.

4.5.4. Fase de acentuação de declives

Pretende-se nesta fase atenuar alguns dos aspectos mais indesejáveis introduzidos na fase de pré-processamento, nomeadamente o aspecto desfocado produzido pelos filtros de natureza passa-baixo, empregues para a redução do ruído, conforme já descrito.

O aspecto desfocado resulta da suavização dos declives, nos níveis de cinzento dos *pixels*, existentes entre as zonas escuras e claras, estando associado à existência de uma zona transitória entre elas de dimensão apreciável. A existência dessa zona de transição larga leva a uma certa indefinição na determinação de uma fronteira precisa entre as zonas escuras e claras, tornando mais difícil a operação dos detectores de arestas.

É então objectivo desta fase do processamento manter essencialmente inalteradas as zonas com níveis de cinzento aproximadamente constantes e diminuir a largura da transição entre essas zonas, ou seja, aumentar o declive da variação dos níveis de intensidade dos *pixels* existentes entre cavidades e paredes.

4.5.4.1. Operadores normalmente utilizados para a melhoria de declives

Os operadores de acentuação de declives que mais vulgarmente têm sido apresentados na literatura [p. ex. 60, 121, 130, 136] fornecem uma resposta que é, de alguma forma, proporcional a variações locais dos níveis de intensidade dos *pixels* da imagem a tratar. Como essas variações estão associadas às componentes de mais alta frequência espacial da imagem, os operadores com esse comportamento são essencialmente filtros com características passa-alto. Assim a sua aplicação iria de algum modo desfazer aquilo que se conseguiu na fase de pré-processamento, acentuando não só os declives reais entre cavidades e paredes, mas também o ruído que se atenuou nas operações de filtragem de carácter passa-baixo.

De entre os filtros lineares[93] mais empregues contam-se os que se apresentam na figura 74. Têm todos a particularidade de não alterarem as zonas constantes[94] e

---

91 o menu de 'Configuração'.

92 correntemente, esse nível é o nível 3.

93 que operam através de uma convolução bidimensional entre a imagem e a resposta impulsional do filtro, em geral limitada a um núcleo de pequenas dimensões.

94 de frequência nula.

amplificarem os locais com conteúdo em frequências mais elevadas. As suas respostas em frequência são semelhantes e, como seria de esperar, têm um carácter marcadamente passa--alto.

0	-1	0
-1	5	-1
0	-1	0

-1	-1	-1
-1	9	-1
-1	-1	-1

1	-2	1
-2	5	-2
1	-2	1

Figura 74 - Alguns filtros lineares de acentuação de declives

Como exemplo, mostra-se na figura 75 uma representação gráfica do módulo da resposta em frequência do filtro central da figura 74, no intervalo bidimensional $[-\pi, \pi] \times [-\pi, \pi]$. A resposta mínima ocorre no ponto (0, 0), correspondente às zonas de intensidade constante e tem o valor 1.

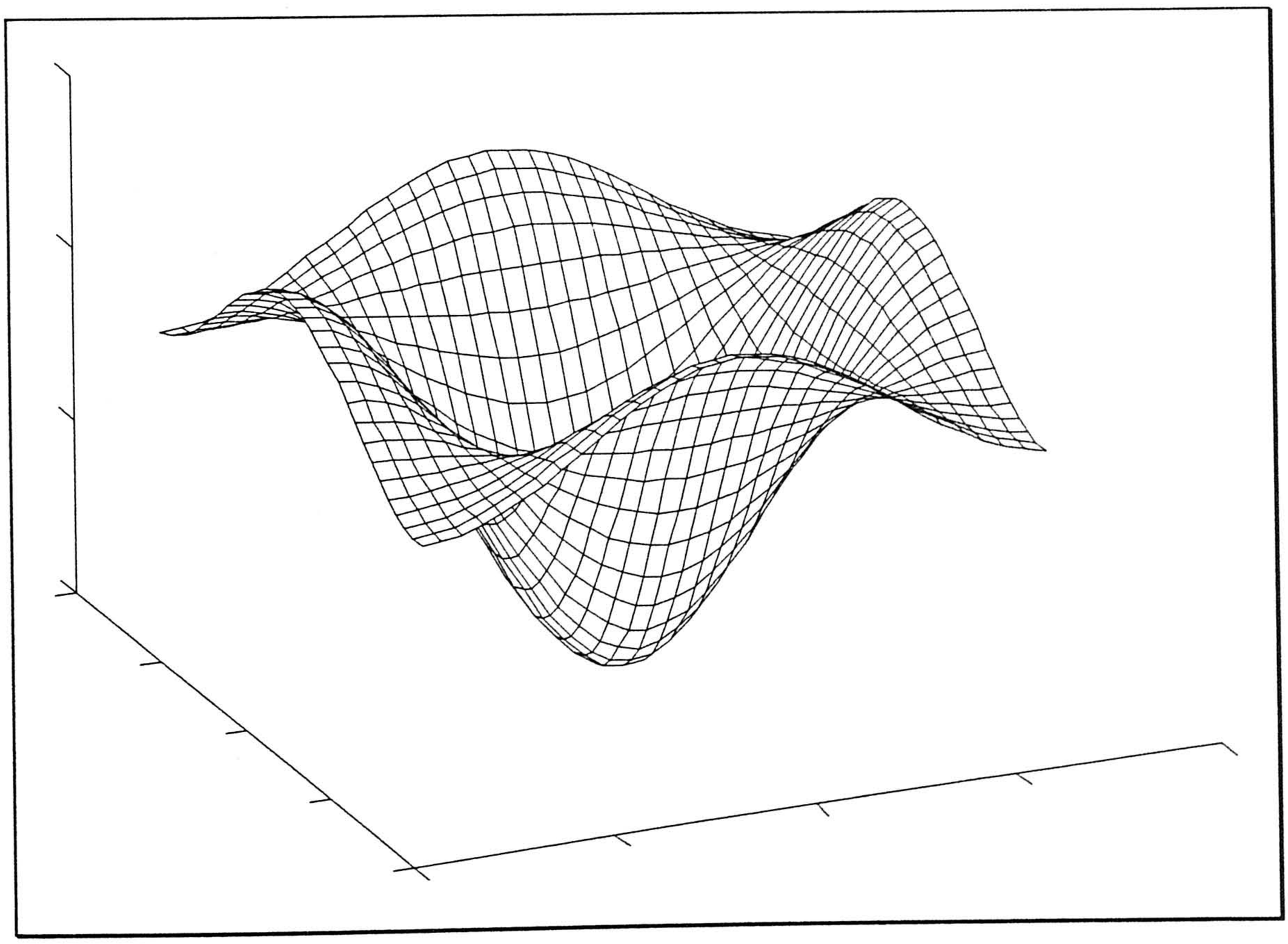


Figura 75 - Módulo da resposta em frequência do filtro central da figura anterior

Outra técnica também muito empregue retira da imagem a tratar uma outra imagem contendo apenas as frequências mais baixas da imagem original. O resultado dessa subtracção terá obviamente uma maior riqueza de componentes de mais alta frequência, constituindo apenas uma outra forma de efectuar uma filtragem passa-alto.

BIBLIOTECA F.E. PORTO

Esse processo[95] pode traduzir-se matematicamente como:

$$F_f(i, j) = \frac{c}{2c - 1} F(i, j) - \frac{1 - c}{2c - 1} F_l(i, j) \tag{55}$$

onde F_f é a imagem melhorada e F_l uma imagem resultante de uma filtragem passa-baixo da imagem original F. O parâmetro c tem normalmente um valor no intervalo entre 3/5 e 5/6 o que resulta numa proporção entre F e F_l no resultado final variando de 1,5:1 até 5:1.

Um terceiro método, também descrito na literartura com alguma frequência e designado por diferenciação estatística, constrói a imagem melhorada à custa da identificação das zonas de maior variação de intensidade através do parâmetro estatístico que é o desvio padrão local. Uma das definições de diferenciação estatística [121] pode ser formulada do seguinte modo:

$$F_f(i, j) = [F(i, j) - M(i, j)] \frac{AS_d}{AS_d + S(i, j)} + M(i, j) \tag{56}$$

Os parâmetros A e S_d são constantes, sendo A um factor de ganho que impede valores muito elevados do quociente quando o desvio padrão local S(i, j) é pequeno, e S_d é o desvio padrão desejado. As imagens M(i, j) e S(i, j) representam respectivamente a média e o desvio padrão em torno do ponto (i, j) da imagem original F(i, j).

A variância local, na posição (i, j), pode ser estimado como:

$$S^2(i, j) = \frac{1}{N^2} \sum_{k=i-n}^{i+n} \sum_{l=j-n}^{j+n} [F(k, l) - M(k, l)]^2 \tag{57}$$

onde os somatórios se estendem por uma vizinhança de (i, j) de dimensões N × N, com N = 2n + 1. A imagem M(i, j) é composta pela média dos *pixels* da imagem original F(i, j), numa vizinhança com as mesmas dimensões.

Pretende-se, com esta formulação, amplificar as diferenças nos *pixels* que se desviam em relação aos seus vizinhos e manter o nível de intensidade nas zonas constantes. A capacidade do nosso sistema visual de detectar um objecto num fundo constante depende do seu tamanho e também de um parâmetro designado por razão de contraste, o qual é definido como [73]:

$$\gamma = \frac{\sigma}{\mu} \tag{58}$$

onde μ é a intensidade média do objecto e σ o desvio padrão do objecto e sua vizinhança. Na equação (56) acentuam-se as zonas onde o parâmetro γ é particularmente fraco, aumentando-se assim o seu contraste. Infelizmente o ruído também é amplificado, quando se utiliza este tipo de acentuação.

Outros métodos, baseados nos filtros de máximo e mínimo locais, têm também sido propostos [17, 164]. Um desses métodos utiliza o seguinte algoritmo:

- começa-se por calcular a imagem limiar T(i, j):

$$T(i, j) = \frac{1}{2} (\max_n(F(i, j)) + \min_n(F(i, j))) \tag{59}$$

  onde as operações $\max_n( )$ e $\min_n( )$ são respectivamente o máximo e mínimo locais da imagem original F, numa certa vizinhança de dimensão n.

- constrói-se de seguida a imagem filtrada F_f de acordo com a seguinte definição:

---

[95] designado normalmente por *unsharp masking*.

$$F_f(i,j) = \begin{cases} \max_n(F(i,j)), & \text{se } F(i,j) < T(i,j) \\ F(i,j), & \text{se } F(i,j) = T(i,j) \\ \min_n(F(i,j)), & \text{se } F(i,j) > T(i,j) \end{cases} \quad (60)$$

Embora qualquer dos métodos descritos acima possa produzir imagens visualmente mais agradáveis do que as originais, em determinadas circunstâncias todos eles produzem algumas perturbações ao nível do *pixel*, principalmente em locais onde ainda subsiste algum ruído. Por exemplo, este último filtro substitui os picos de ruído de tipo impulsional por anéis de valores idênticos à intensidade do pico. Para vizinhanças de 3 × 3 na definição das operações de máximo e mínimo, ocorre o que se ilustra na figura seguinte.

4.5.4.2. Operação de relaxação

Todos os métodos descritos no ponto anterior baseiam-se, de alguma forma, na detecção das zonas de maior variação local nos níveis de intensidade, para depois actuarem nessas zonas procurando amplificá-las. Assim sendo, além do melhoramento dos declives pertencentes a arestas reais, também irão amplificar ou pelo menos alterar os locais onde haja variações provocadas pela presença de ruído, desfazendo em certa medida o que já se havia conseguido na fase de pré-processamento.

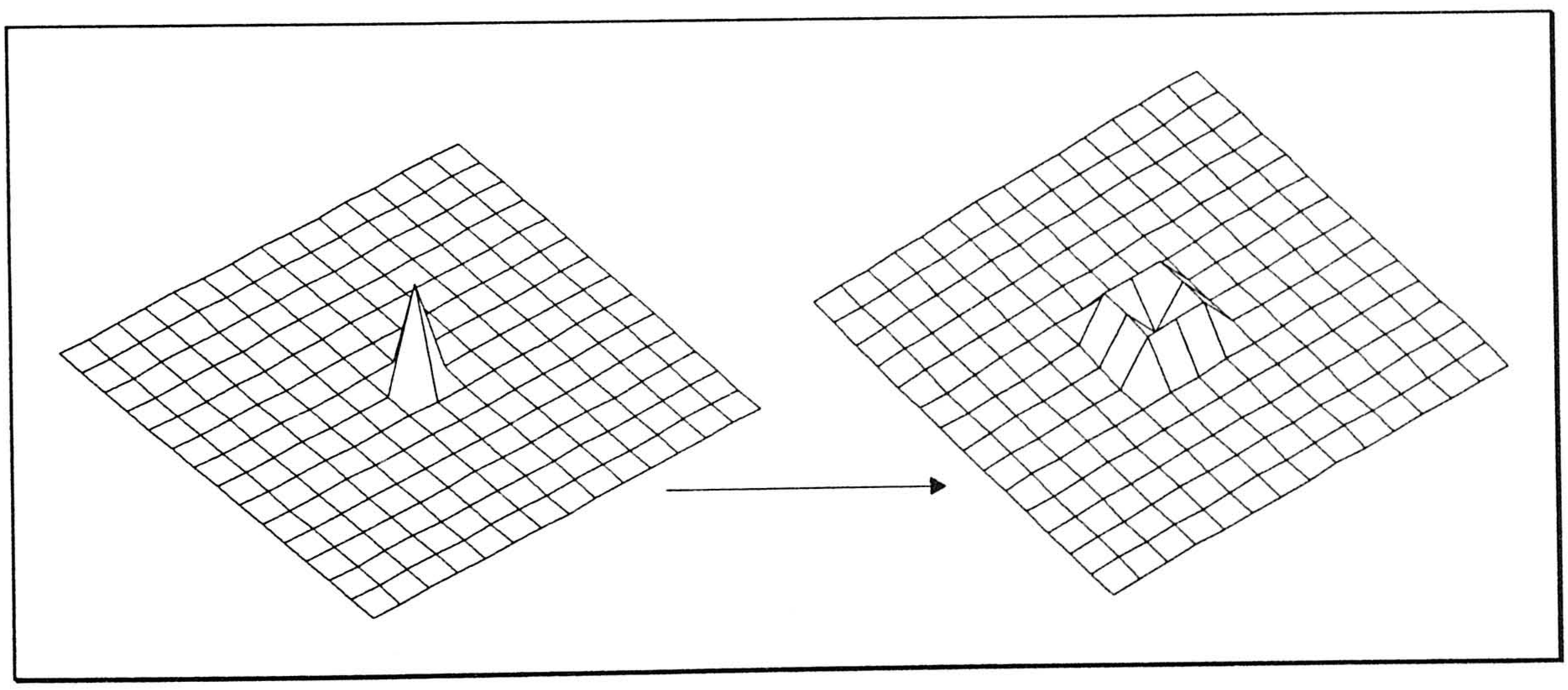


Figura 76 - Efeito do filtro de acentuação, baseado nas operações de máximo e mínimo, para ruído do tipo impulsional

Tornou-se pois necessário a escolha de um método de acentuação dos declives cuja operação não se baseasse apenas nas variações, mas que também levasse em linha de conta o valor absoluto da intensidade de cada *pixel*, assim como a configuração da sua vizinhança.

A escolha recaiu num método de classificação estatística, que procura actualizar as probabilidades de pertença de um dado *pixel* a várias classes previamente definidas. Essa actualização é feita analisando as probabilidades dos *pixels* vizinhos e iterando o processo. Foi especialmente concebido e utilizado para a solução de problemas de segmentação, mas pode ser facilmente adaptado para a acentuação de declives ou até outros fins. Como a sua implementação tem semelhanças com o conjunto de métodos numéricos iterativos conhecidos por relaxação, é também designado na literatura de processamento de imagem por método da relaxação ou segmentação iterativa [15, 131, 38, 115, 132, 135]. Este método está implementado no SIPAFE, constituindo na sequência por defeito a única operação da fase de acentuação de declives.

- ***Formulação genérica***

Genericamente o método da relaxação procura classificar probabilisticamente um conjunto de n objectos $P_1, P_2, ..., P_n$, que no caso das imagens serão os seus *pixels* individuais, em m classes $C_1, C_2, ..., C_m$. Supõe-se que a associação dos objectos às classes é interdependente, ou seja, para cada par de associações $P_i \in C_j$ e $P_h \in C_k$, existe uma medida quantitativa da 'compatibilidade' dessa ocorrência, designada por $c_{ij,hk}$. Uma possível forma de definir quantitavamente essa compatibilidade será assumir valores positivos para pares de associações compatíveis, negativos para incompatíveis e 0 quando o par de associações é indiferente. Pode ainda assumir-se que os valores de compatibilidade se situam num intervalo pré-definido, como por exemplo [-1, 1].

Para que o processo possa ser posto em movimento é ainda necessário conhecer uma estimativa inicial da probabilidade das associações $P_i \in C_j$, para $1 \le i \le n$ e $1 \le j \le m$. Seja essa estimativa $p_{ij}^{(0)}$. Então, para cada pixel P_i temos:

$$0 \le p_{ij}^{(0)} \le 1 \quad \text{e} \quad \sum_{j=1}^{m} p_{ij}^{(0)} = 1 \tag{61}$$

O método da relaxação consiste agora no cálculo iterativo e sucessivo de novas estimativas das probabilidades das associações, $p_{ij}^{(r)}$, para r = 1, 2, ..., baseadas nas probabilidades iniciais e nas compatibilidades da ocorrência de pares de associações. Em cada nova estimativa as condições da equação (61) devem verificar-se.

Pode facilmente inferir-se intuitivamente como deverá ser feito o ajuste das sucessivas estimativas. Se p_{hk} for elevada e a compatibilidade $c_{ij,hk}$ for positiva, então desejar-se-á aumentar o valor da estimativa seguinte de p_{ij}, uma vez que é compatível com o evento de alta probabilidade $P_h \in C_k$. Pelo contrário, se p_{hk} for elevada, mas $c_{ij,hk}$ for negativa desejar-se-á diminuir o valor seguinte de p_{ij} uma vez que é incompatível com $P_h \in C_k$, que é um evento muito provável. No caso de p_{hk} ser diminuta ou se a compatibilidade $c_{ij,hk}$ for próxima de zero, p_{ij} não deverá ser muito alterada em virtude do evento $P_h \in C_k$ ter uma baixa probabilidade de ocorrência ou por esse evento ser essencialmente indiferente relativamente ao evento $P_i \in C_j$.

Uma forma simples de conseguir o comportamento intuivo descrito será utilizar como ajuste de p_{ij} valores proporcionais aos produtos $c_{ij,hk} \cdot p_{hk}$. Assim para cada objecto P_h considera-se uma combinação linear daqueles produtos estendida a todas as classes possíveis C_k:

$$\sum_{k=1}^{m} c_{ij,hk} \cdot p_{hk} \tag{62}$$

Este somatório será positivo se as classes C_k para as quais P_h tem uma alta probabilidade de pertencer forem compatíveis com $P_i \in C_j$, negativo se forem incompatíveis, e aproximadamente 0 se forem indiferentes. O somatório tem um resultado que também pertence ao intervalo [-1, 1], se os coeficientes de compatibilidade também a ele pertencerem.

Considerando agora todos os outros objectos $P_h \neq P_i$, pode-se definir um ajuste total como sendo a média de todos os ajustes para cada objecto P_h. Temos assim um ajuste associado ao evento $P_i \in C_j$, designado por q_{ij}, e definido como:

$$q_{ij} = \frac{1}{n-1} \sum_{h=1, h \neq i}^{n} \sum_{k=1}^{m} c_{ij,hk} \cdot p_{hk} \tag{63}$$

Também esta soma pertencerá ao intervalo [-1, 1].

Deve notar-se que esta formulação dos ajustes é apenas uma das possíveis, estando de

acordo com o comportamento intuitivo enunciado atrás.

Estes ajustes deverão agora ser aplicados à estimativa corrente de p_{ij} mas de forma a que se continuem a verificar as condições da equação (61). Uma maneira disso ser conseguido consiste em multiplicar p_{ij} por $(1 + q_{ij})$, assegurando assim um resultado positivo. Após essa multiplicação utiliza-se um factor normalizador que assegura que a soma das probabilidades p_{ij} para um dado i seja sempre 1. Temos então finalmente a relação iterativa:

$$p_{ij}^{(r+1)} = \frac{p_{ij}^{(r)} (1 + q_{ij}^{(r)})}{\sum_{j=1}^{m} p_{ij}^{(r)} (1 + q_{ij}^{(r)})} \tag{64}$$

onde

$$q_{ij}^{(r)} = \frac{1}{n - 1} \sum_{h=1,h\neq i}^{n} \sum_{k=1}^{m} c_{ij,hk} \cdot p_{hk}^{(r)} \tag{65}$$

Note-se que se p_{ij} for 0 ou 1 as relações de cima não poderão alterar esses valores.

Em situações onde seja mais natural quantificar as compatibilidades entre eventos apenas com valores positivos, é possível obter uma outra formulação para o processo de ajuste iterativo das probabilidades. Neste caso dever-se-á multiplicar directamente a estimativa actual pelos ajustes calculados na equação (62) e normalizar o resultado de modo a se verificarem as condições da equação (61). Após se ter efectuado a média dos ajustes para todos os objectos $P_k \neq P_i$ obtemos:

$$p_{ij}^{(r+1)} = p_{ij}^{(r)} \frac{1}{n - 1} \sum_{h=1,h\neq i}^{n} \frac{\sum_{k=1}^{m} c_{ij,hk} \cdot p_{hk}^{(r)}}{\sum_{j=1}^{m} \sum_{k=1}^{m} c_{ij,hk} \cdot p_{ij}^{(r)} p_{hk}^{(r)}} \tag{66}$$

Em aplicações práticas do processo da relaxação só se consideram, em geral, as interacções entre cada *pixel* e os seus vizinhos mais próximos, nomeadamente os 8 vizinhos que o rodeiam. Assim os somatórios exteriores das equações (65) e (66) só terão 8 parcelas. Assume-se ainda que os coeficientes de compatibilidade são invariantes no espaço, isto é dependem apenas da posição relativa do ponto h e do ponto i, e não das suas posições absolutas. Teremos também assim apenas 8 coeficientes diferentes para cada par de classes.

Uma forma de estimar os coeficientes de compatibilidade é através das quantidades $R_{ij,hk}$, que se definem do modo seguinte:

$$R_{ij,hk} = \frac{p(P_i \in C_j \mid P_h \in C_k)}{p(P_i \in C_j)} = \frac{p(P_i \in C_j, P_h \in C_k)}{p(P_i \in C_j)\, p(P_h \in C_k)} \tag{67}$$

Sabendo que $P_h \in C_k$ e que este evento é compatível com $P_i \in C_j$, então $R_{ij,hk}$ deverá ser maior do que 1, uma vez que o conhecimento de que $P_h \in C_k$ deverá aumentar a verosimilhança de que $P_i \in C_j$. No caso contrário, existindo incompatibilidade entre os eventos, o valor de $R_{ij,hk}$ deverá ser menor do que 1. Se os eventos forem indiferentes, ou seja independentes, teremos um valor de $R_{ij,hk} = 1$.

Para o esquema de relaxação das equações (64) e (65) poderemos usar a chamada informação mútua entre eventos como os coeficientes $c_{ij,hk}$. Aquela não é mais do que a quantidade $\log(R_{ij,hk})$, devidamente truncada ou escalada para o intervalo [-1, 1]. No caso do esquema da equação (66), as próprias quantidades $R_{ij,hk}$ poderão assumir esse papel.

Os valores de $R_{ij,hk}$ poderão ser facilmente estimados a partir da contagem de

ocorrências de pares de *pixels* em imagens resultado típicas. De qualquer forma, o resultado final de um processo de relaxação nunca é muito sensível relativamente aos valores que se escolhem para os coeficientes de compatibilidade, desde que se mantenham as distinções de compatibilidade, indiferença e incompatibilidade [131].

- ***Adaptação à melhoria de declives***

Para a aplicação do método da relaxação à melhoria de declives basta considerar a existência de duas classes: a classe dos *pixels* claros e a classe dos *pixels* escuros. Estas duas classes concentram-se nos dois extremos da escala dos níveis de cinzento devido à operação de normalização efectuada na fase de pré-processamento.

Assim, uma estimativa inicial da probabilidade de pertença de uma dado *pixel* a cada uma das classes é efectuada facilmente através da sua posição na escala dos níveis de cinzento. Chamando z_i à intensidade do pixel i, temos então:

$$p_{i,claro}^{(0)} = \frac{z_i}{255} \tag{68}$$

$$p_{i,escuro}^{(0)} = \frac{255 - z_i}{255} \tag{69}$$

Com esta definição de classes e de probabilidades iniciais espera-se que *pixels* situados na metade superior da escala de cinzentos e que se encontrem rodeados de outros *pixels*, também com intensidades elevadas, reforcem a sua probabilidade de pertencerem à classe dos claros, ou seja, reforcem a sua intensidade. Pelo contrário, se um dado *pixel* tiver um nível situado na metade inferior da escala e se for vizinho de outros *pixels* nas mesmas condições, deverá reforçar a sua pertença à classe dos escuros, baixando o seu nível de intensidade. Estas duas situações, em zonas de transição entre cavidades e paredes, conduzirão naturalmente a um aumento do declive e ao estreitamento da zona de transição.

Para o processo de actualização das probabilidades escolheu-se o da equação (66), algo mais simples de implementar, e requerendo coeficientes de compatibilidade positivos e não limitados. Nesse esquema, como se viu, o valor 1 representa indiferença, valores menores do que 1, incompatibilidade, e valores superiores a 1, compatibilidade.

A fim de minimizar o número de operações a realizar, consideraram-se apenas os 8 vizinhos que rodeiam cada *pixel*. Por outro lado, considera-se ainda que as imagens são isotrópicas, sem nenhuma direcção privilegiada, pelo que as compatibilidades entre pares de pontos vizinhos só deverão depender das classes e não da posição do vizinho. Restam então 4 coeficientes de compatibilidade, considerando apenas as 2 classes. São eles: $c_{i\cdot claro,h\cdot claro}$, $c_{i\cdot claro,h\cdot escuro}$, $c_{i\cdot escuro,h\cdot claro}$, e $c_{i\cdot escuro,h\cdot escuro}$. Como são independentes de i e h, podem mais simplificadamente ser designados por c_{cc}, c_{ce}, c_{ec}, e c_{ee}, respectivamente. Além disso, como a ocorrência de pares claro-escuro e escuro-claro é a mesma, os respectivos coeficientes de compatibilidade deverão ser iguais: $c_{ce} = c_{ec}$.

Concretizando a equação (66) para este caso, obtemos:

$$p_{ic}^{(r+1)} = p_{ic}^{(r)} \frac{1}{8} \sum_{h \in N_8(i)} \frac{\sum_{k=e}^{c} c_{ck} \cdot p_{hk}^{(r)}}{\sum_{j=e}^{c} \sum_{k=e}^{c} c_{jk} \cdot p_{ij}^{(r)} p_{hk}^{(r)}} \tag{70}$$

onde se calcula apenas a actualização de $p(P_i \in C_{claro})$[96], representando $N_8(i)$ o conjunto dos 8

[96] A probabilidade $p(P_i \in C_{escuro}) = 1 - p(P_i \in C_{claro})$.

vizinhos do pixel P_i e onde os somatórios de índice j e k se estendem apenas às duas classes C_{escuro} e C_{claro}.

Utilizando as definições de probabilidade consideradas nas equações (68) e (69) e ainda a igualdade entre os coeficientes de compatibilidade c_{ce} e c_{ec}, pode transformar-se a equação anterior numa equação de actualização directa do nível de intensidade do *pixel* i. Obtém-se então a seguinte formulação, desenvolvendo os somatórios:

$$z_i^{(r+1)} = z_i^{(r)} \frac{255}{8} \sum_{h \in N_8(i)} \frac{(c_{cc} - c_{ce})\, z_h^{(r)} + 255 c_{ce}}{(c_{cc} - 2c_{ce} + c_{ee})\, z_i^{(r)} z_h^{(r)} + 255(c_{ce} - c_{ee})\,(z_i^{(r)} + z_h^{(r)}) + 255^2 c_{ee}} \quad (71)$$

Resta apenas a escolha dos valores dos coeficientes de compatibilidade. Como se pretende minimizar a largura das zonas de transição entre as classes dos claros e dos escuros, naturalmente o emparelhamento de *pixels* claros e escuros deverá considerar-se incompatível. Isso implica que os coeficientes c_{ce} e c_{ec} tenham um valor inferior a 1.

Por outro lado, nas regiões de interesse determinadas na fase de processamento anterior, que praticamente apenas rodeiam a cavidade central do ecocardiograma, a ocorrência de *pixels* claros é muito menor do que a ocorrência de *pixels* escuros. Como se pode estabelecer uma relação entre os coeficientes de compatibilidade e a informação mútua de pares de eventos e como a informação mútua dos pares claro-claro é maior nesse tipo de regiões de interesse, é natural que se escolha para o coeficiente c_{cc} um valor superior ao de c_{ee}. Ambos deverão ser superiores a 1.

Atendendo ao elevado custo computacional da equação (179), procurou-se atingir o objectivo apenas com uma iteração. Além disso o processo é apenas aplicado à região de interesse encontrada na fase de determinação do centróide. Ainda para acelerar os cálculos, todo o processo foi implementado em linguagem *Assembly*, utilizando directamente as instruções do co-processador aritmético. Todos os cálculos intermédios susceptíveis de serem reutilizados são armazenados, por forma a evitar a sua avaliação repetida. Esses valores intermédios são aproveitados quando se passa de um *pixel* para o seguinte numa mesma linha, ou ainda quando se inicia o cálculo relativo aos *pixels* de uma nova linha.

Após uma série de testes, verificou-se que os coeficientes que produziram melhores resultados, na maior parte das imagens, foram:

- $c_{cc} = 8{,}0$
- $c_{ce} = c_{ec} = 0{,}2$
- $c_{ee} = 6{,}0$

Estes coeficientes, além de efectuarem uma significativa melhoria dos declives entre as zonas escuras e claras, atenuam ainda quaisquer restos de ruído que possam subsistir embebidos no meio de regiões uniformes. No entanto essa atenuação não é demasiado radical, de modo a não eliminar totalmente pequenos ecos nas regiões paralelas à incidência do feixe ultrassónico.

Nas duas figuras da página seguinte compara-se a resposta de um filtro passa-alto típico, que é o filtro central da figura 74, com o resultado desta implementação do processo de relaxação, com os coeficientes atrás mencionados.

Ambos os filtros foram aplicados a uma imagem com uma zona de transição entre a região escura e clara de declive uniforme e além disso apresentando um pequeno pico de ruído na zona escura. As figuras mostram um perfil perpendicular à aresta de separação entre as duas zonas.

No exemplo, a zona escura tem um valor de intensidade médio perto de 30, correspondendo à zona clara uma intensidade perto de 170. Assiste-se, no caso da relaxação,

a um distanciar dessas zonas.

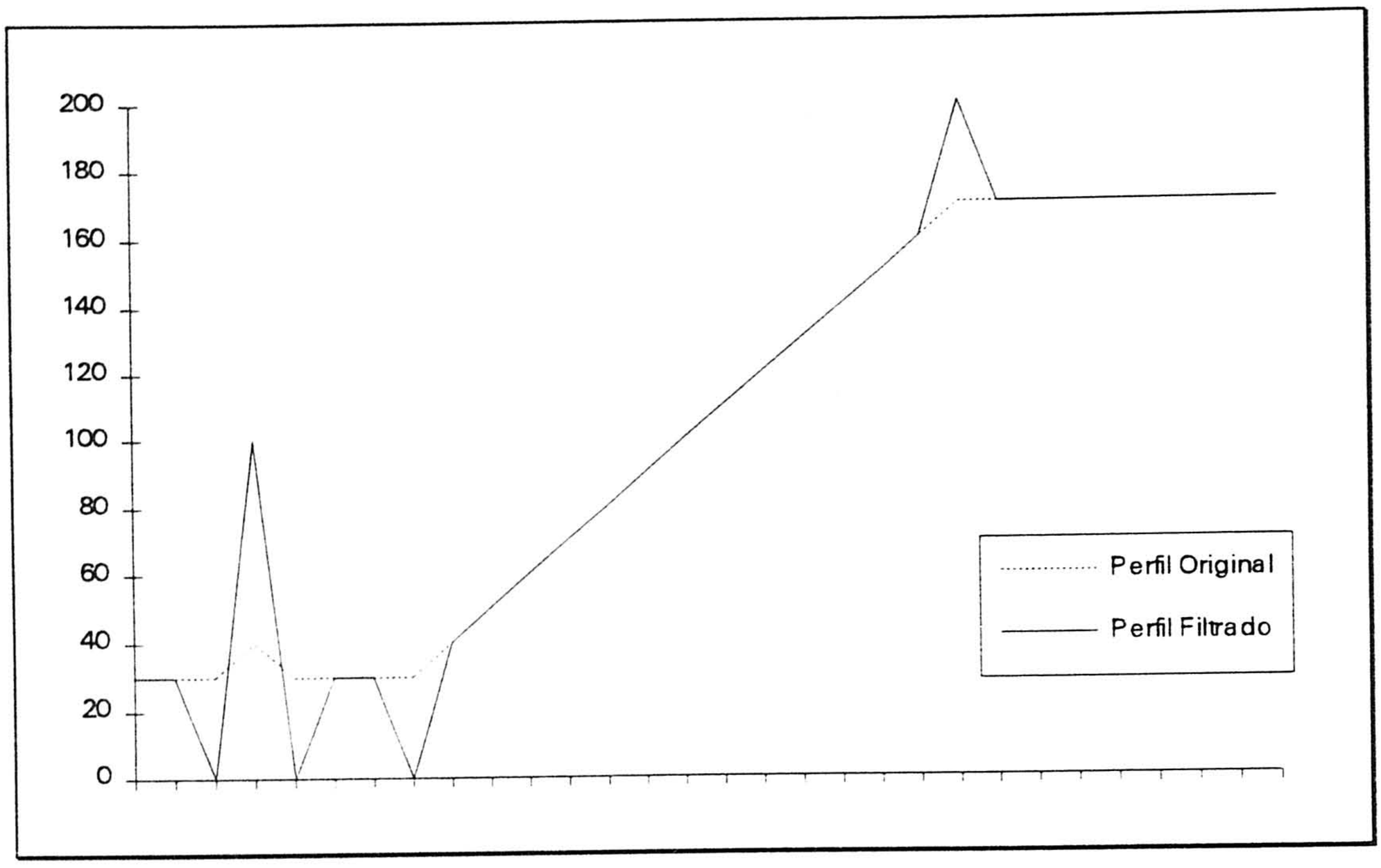


Figura 77 - Resultado da aplicação do filtro passa-alto

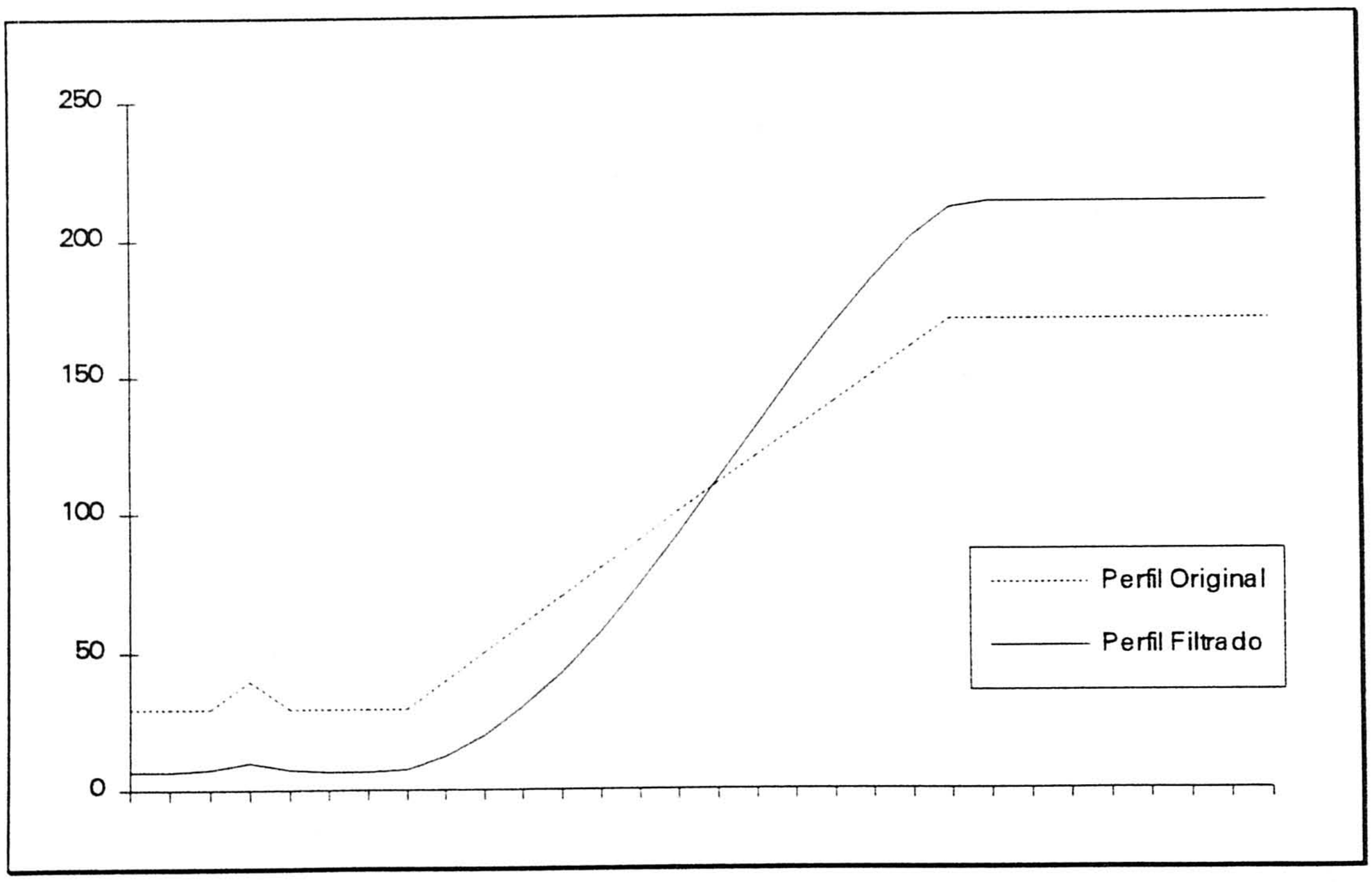


Figura 78 - Resultado da aplicação da operação de relaxação

No entanto, mesmo que essas zonas se situassem já muito próximo dos dois extremos da escala de níveis de cinzento, assistir-se-ia igualmente a um bom acentuar do declive entre as regiões, como se mostra na figura 79.

No SIPAFE os parâmetros da operação de relaxação são os três valores distintos dos coeficientes de compatibilidade, que por defeito, são os que já foram indicados atrás, e

também as coordenadas da região onde vai ser aplicado. Os valores dos coeficientes de compatibilidade poderão ser modificados pelo utilizador, excepto na sequência por defeito. A região de interesse poderá ser modificada no decurso da operação, e de forma interactiva, se se tiver especificado um nível de interactividade igual ou superior a 1.

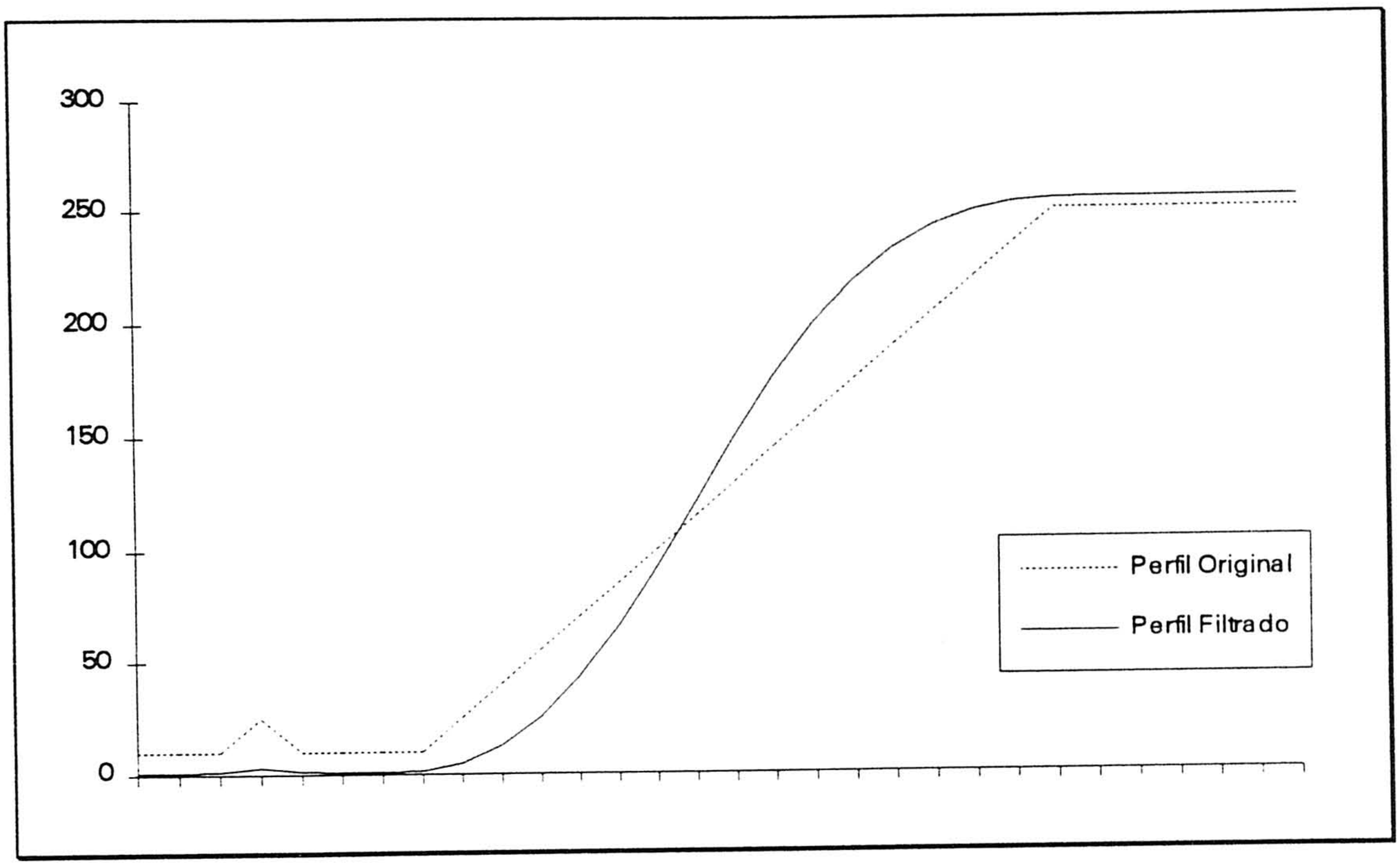


Figura 79 - Outro resultado da operação de relaxação

Na figura seguinte pode apreciar-se o resultado da operação de relaxação aplicada à região de interesse final obtida na fase de determinação do centróide e mostrada na figura 73.

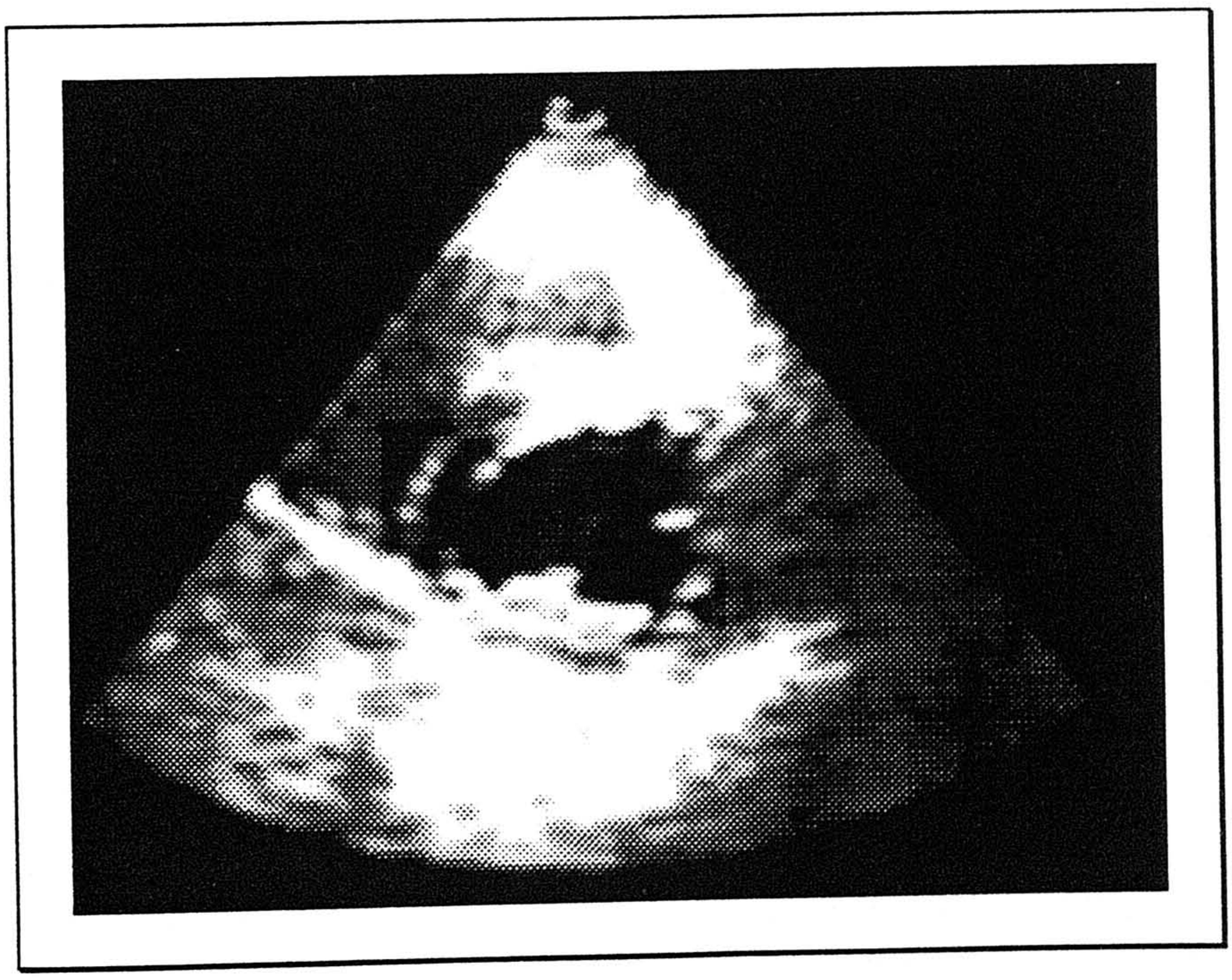


Figura 80 - Resultado da operação de relaxação aplicada na região de interesse final

4.5.5. Fase de determinação de um contorno

A operação de obtenção de um contorno, única que integra esta fase, é a operação chave e o objectivo mais importante de todo o processamento das imagens ecocardiográficas. É a partir dos contornos obtidos que se fazem as medições dos parâmetros que constituem a análise funcional do ventrículo esquerdo, permitindo a avaliação global da função cardíaca, e também a análise do movimento parietal, que permite a detecção localizada de certas anomalias.

O problema da extracção automática dos contornos endocárdicos das cavidades ventriculares esquerdas em imagens ultrassónicas tem sido considerado muito difícil, devido principalmente à limitada resolução espacial intrínseca da formação deste tipo de imagens, à forte presença do ruído de *speckle*, e fundamentalmente à ausência ou acentuada atenuação da amplitude dos ecos dos feixes ultrassónicos em certas regiões da interface cavidade--músculo.

4.5.5.1. Métodos de obtenção de contornos em ecocardiogramas

Em geral, os vários esquemas que têm sido propostos para a resolução do problema podem ser fundamentalmente classificados em três grupos principais, com base nas estratégias de processamento utilizadas.

O primeiro grupo é baseado fundamentalmente na detecção de arestas na totalidade da imagem ecocardiográfica ou numa região de interesse. Utiliza pois uma estratégia centrada nas arestas. Consiste na aplicação de um operador de detecção de arestas à imagem, seleccionando como pontos de aresta todos aqueles que satisfaçam um determinado critério relativo à resposta do operador. O resultado é, em geral, um conjunto de segmentos localizados nas zonas de maior declive nos níveis de cinzento. Segue-se a tarefa, não muito fácil, de seleccionar os segmentos relevantes e a sua ligação de modo a se formar um contorno fechado, correspondente à fronteira da cavidade. Vários autores têm tentado utilizar esta estratégia [28, 61, 80, 84, 150, 175].

O segundo grupo é baseado na detecção da região que constitui a cavidade cuja fronteira se pretende. Utiliza pois uma estratégia centrada na região a determinar. A utilização desta estratégia requer o conhecimento de um ponto seguramente situado no interior da região cavitária. Seguidamente considera-se um conjunto de linhas radiais emanando desse ponto e igualmente espaçadas angularmente. Em cada uma dessas linhas tenta-se encontrar um ponto fronteira, situado numa zona de declive mais ou menos acentuado nos níveis de cinzento, e pesquisando no sentido do ponto central para o exterior. Várias outras estratégias complementares são depois empregues para obter uma curva fechada e suave correspondente ao contorno da cavidade, incluindo-se aqui o método geral conhecido como o método das funções de custo [18, 21, 26, 34, 42, 51, 63, 65].

Este esquema tem sido considerado bastante promissor, no entanto deverão levar-se em conta três aspectos problemáticos que têm de ser tratados à parte e com algum cuidado.

O primeiro é o processo de determinação do ponto seguramente no interior da cavidade, que pode não ser simples. Muitos sistemas propostos requerem que seja o utilizador a indicar manualmente esse ponto. No SIPAFE empregou-se o algoritmo descrito na fase de determinação do centróide, que resolve este problema na grande maioria dos casos sem necessidade de intervenção do utilizador.

O segundo aspecto é a dificuldade de encontrar o contorno correcto, quando este não é convexo. Como geralmente se assume a existência de um único ponto fronteira em cada linha radial, surgem dificuldades quando há concavidades que necessitariam da consideração de vários pontos. O aparecimento de segmentos de contorno escondidos do ponto central é vulgar em cortes de pequeno eixo ao nível dos músculos papilares, uma vez que estes se destacam das paredes cardíacas, formando pequenas concavidades entre eles e as paredes.

O terceiro problema tem a ver com a possível presença de artefactos no interior da cavidade, podendo levar à detecção de falsas paredes mais próximas do ponto central do que as reais, e tem a ver também com a forte atenuação dos ecos em certas regiões, podendo neste caso levar à detecção de segmentos demasiado afastados do ponto central. Veja-se a ilustração apresentada na figura 81.

Todos estes aspectos problemáticos terão de ser devidamente considerados para a cabal implementação desta estratégia, o que nem sempre tem sido feito por alguns autores.

Finalmente, o terceiro grupo de técnicas que é possível considerar para a obtenção dos contornos cavitários tenta explorar a informação redundante que existe sempre numa sequência de imagens ao longo do ciclo cardíaco. Utiliza pois uma estratégia baseada na observação de sequências de imagens. Possíveis incorrecções na determinação de um contorno numa imagem da sequência poderão ser posteriormente corrigidas se em outras imagens da sequência se determinar com maior grau de certeza a sua posição [6, 173, 174]. Colocam-se ainda neste grupo algumas técnicas que tentam determinar as paredes cardíacas, não simplesmente através dos declives nos níveis de cinzento, mas por estimação de um campo de velocidades, calculado em cada *pixel*, utilizando técnicas como a determinação do fluxo óptico [90].

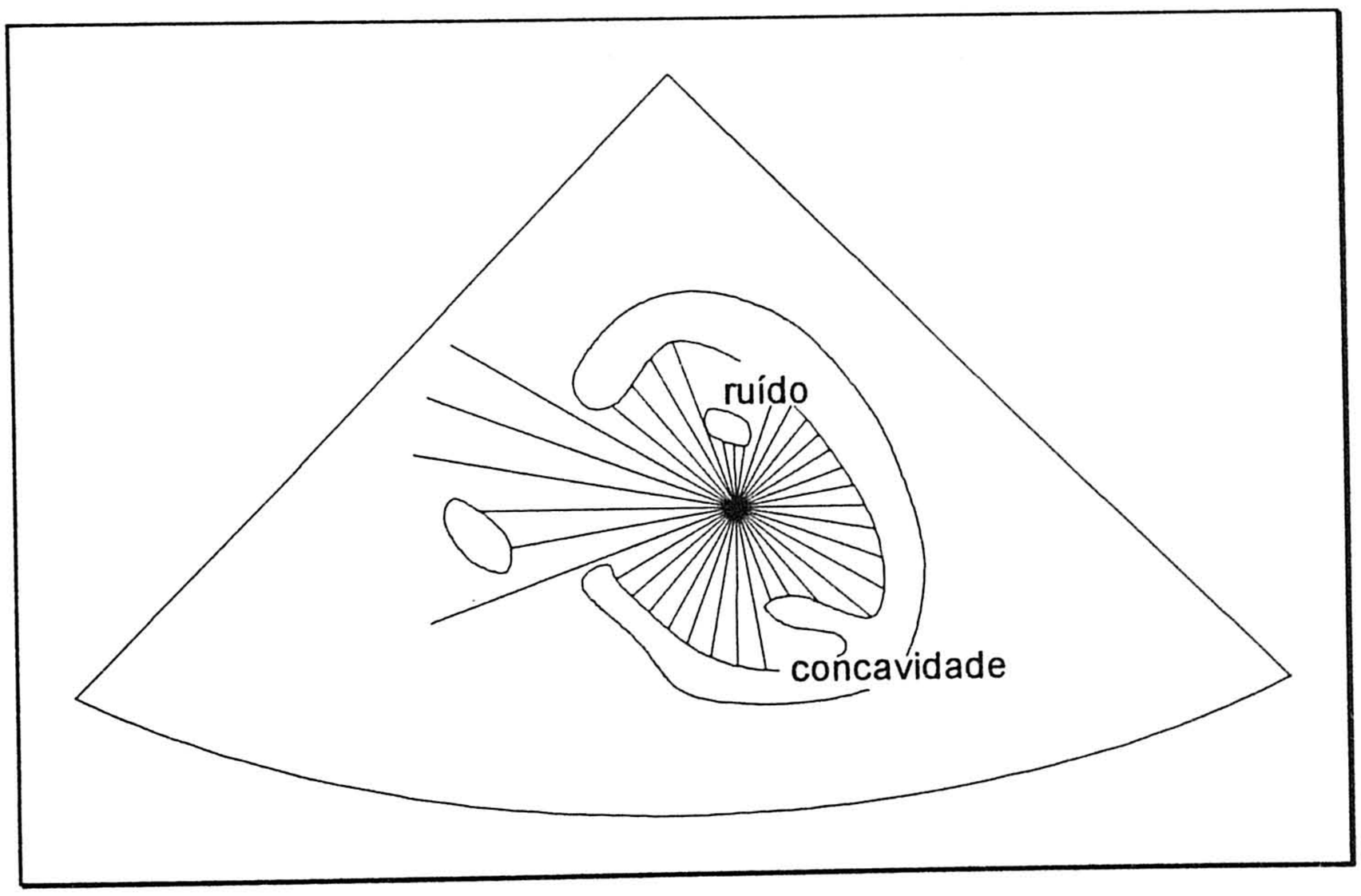


Figura 81 - Possíveis problemas na estratégia do ponto central

Recentemente têm sido propostos métodos, que a partir de uma determinação grosseira inicial de um contorno, o tentam corrigir posteriormente utilizando processos iterativos, que conduzem a um mínimo de uma função 'energia', definida nos pontos que constituem o contorno. Existem fundamentalmente dois modos de realizar o processo iterativo.

O primeiro processo baseia-se num modelo de contorno activo, onde actuam 'forças' resultantes da 'elasticidade' e 'rigidez' do contorno, de uma função potencial definida nos *pixels* da imagem atraindo os pontos do contorno para zonas de declive elevado nos níveis de cinzento, e ainda, possivelmente, uma força de pressão que obriga o contorno a insuflar-se ou a contrair-se. A consideração destas 'forças' permite determinar a posição de equilíbrio, correspondente à energia mínima, através da solução iterativa de um conjunto de equações diferenciais discretizadas no espaço e no tempo [27, 78]. Algumas experiências recentes com imagens ultrassónicas parecem dar bons resultados, após a devida afinação dos parâmetros intervenientes no algoritmo [97].

O segundo processo define também uma função 'energia' com várias parcelas dependentes das características da imagem e da posição relativa dos vários pontos do contorno, mas considera que as posições de um conjunto representativo dos pontos do contorno são variáveis aleatórias, constituindo um campo de Markov. A configuração que leva ao mínimo da função energia é conseguida efectuando transições de estado das variáveis aleatórias, através de um processo iterativo conhecido por *simulated annealing* [49], que permite seleccionar e efectuar transições capazes de escapar a configurações de mínimos locais, atingindo-se eventualmente o mínimo global, ou uma configuração muito próxima.

4.5.5.2. Detecção de arestas

Todos os processos de obtenção de um contorno, sumariamente descritos no parágrafo anterior, incorporam, em algum dos seus passos, informação relativa à localização de regiões apresentando declives acentuados nos níveis de cinzento. Ora, é função dos operadores de detecção de arestas, determinar a presença e localizar essas regiões.

Pode considerar-se uma aresta como uma linha situada no local onde existe pelo menos uma de várias possíveis descontinuidades na superfície que representa o nível de intensidade luminosa de uma imagem, ou suas derivadas. Definem-se ainda descontinuidades de ordem n como sendo aquelas em que se começa a notar a presença de uma função delta de Dirac na sua derivada de ordem n. As arestas correspondentes a descontinuidades de ordem 0, muito raras, designam-se por arestas-linha[97]; as correspondentes a descontinuidades de 1ª ordem, as mais comuns, por arestas-degrau[98]; e as correspondentes a descontinuidades de 2ª ordem por arestas-telhado[99]. Na figura que se segue podem ver-se alguns exemplos destes três tipos de arestas.

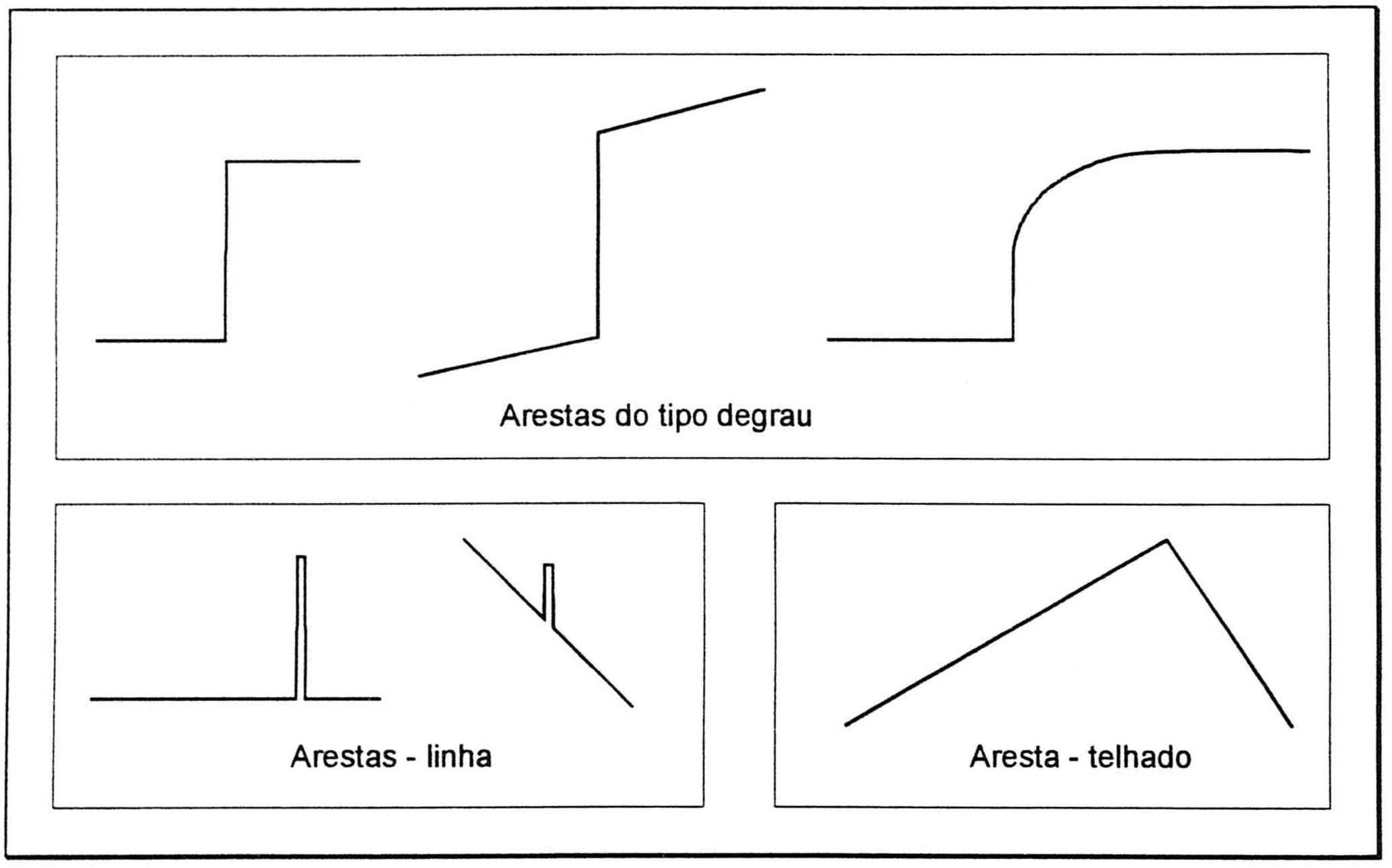


Figura 82 - Exemplos de ocorrência de arestas em perfis lineares de intensidade

97 *line-edges*, em língua inglesa.

98 *step-edges*.

99 *roof-edges*.

No entanto, qualquer dispositivo de captura de imagem provoca uma certa suavização[100] dos níveis de intensidade, muitas vezes assumida como podendo ser o resultado da convolução da função original por uma função Gaussiana. Este efeito não é completamente indesejável uma vez que limita a frequência máxima do sinal, prevenindo o aparecimento de fenómenos de sobreposição de espectros[101] na imagem digitalizada. Como resultado desta suavização deixam de existir descontinuidades na imagem, pelo que a detecção das arestas terá de assentar noutra estratégia. Geralmente detectam-se as arestas do tipo degrau nos locais onde existe um máximo do operador gradiente aplicado à imagem suavizada, correspondendo a mudanças significativas nos níveis de intensidade.

É bem conhecida a falta de robustez da operação de diferenciação face a ruído sobreposto ao sinal de entrada. Mesmo o ruído de muito baixa amplitude pode originar valores bastante errados no resultado de uma diferenciação. Como exemplo considere-se a função $f(x)$ à qual se adiciona ruído de baixa amplitude dando lugar à função:

$$g(x) = f(x) + \varepsilon \operatorname{sen}\omega x \tag{72}$$

Se ε for suficientemente pequeno $f(x)$ e $g(x)$ serão bastante próximos, mas a derivada $g'(x)$ poderá diferir bastante de $f'(x)$, dependendo do valor de ω. Reconhece-se assim a necessidade da existência de uma operação de suavização ou regularização, combinada com ou precedendo a operação de diferenciação. A finalidade dessa operação é a remoção do possível ruído de alta frequência, sem perturbar a localização das verdadeiras transições nos níveis de intensidade da imagem. Pode então separar-se conceptualmente a operação de detecção de arestas em duas fases distintas: suavização e diferenciação (figura 83). Na prática essas duas fases são, quase sempre, executadas num só passo, fazendo parte da definição do operador de detecção. Se o filtro suavizador for linear temos, a uma dimensão:

$$\frac{d}{dx}(h(x) * f(x)) = \frac{d}{dx}(h(x)) * f(x) \tag{73}$$

onde h(x) é a resposta impulsional do filtro suavizador, $f(x)$ o sinal original a diferenciar, e * o operador convolução.

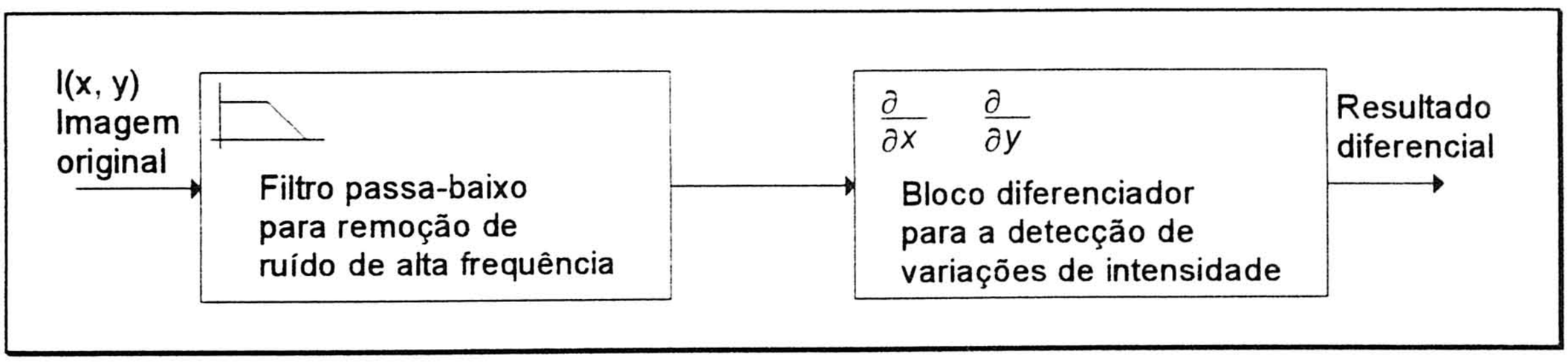


Figura 83 - A detecção de arestas

As arestas serão detectadas nos locais onde ocorrem máximos ou mínimos locais do resultado da equação 73, ou alternativamente, nas passagens por zero da segunda derivada do sinal suavizado:

$$\frac{d^2}{d^2x}(h(x) * f(x)) = \frac{d^2}{d^2x}(h(x)) * f(x) \tag{74}$$

Os primeiros detectores de arestas que foram sendo propostos, como por exemplo o detector de Roberts, o detector de Sobel, o detector de Prewitt e as aproximações de suporte mínimo do Laplaciano [59, 60, 73, 121, 131, 136], tomavam em pouca conta a fase de

---

100 *blurring*.

101 *aliasing*.

suavização, sendo implementados através de janelas de pequena dimensão, incapazes de uma remoção eficiente do ruído, podendo dar origem a falsas respostas, ou múltiplas respostas perto das verdadeiras arestas.

Mais recentemente tem-se assistido à tentativa de optimização da resposta dos detectores de arestas, seguindo o esquema da figura 83, tendo-se chegado a diversos resultados, consoante os modelos de aresta e os critérios do óptimo utilizados.

- ***Detectores rotacionalmente simétricos***

Marr e Hildreth [96], considerando a necessidade de um filtro suavizador, enunciaram duas características que conjuntamente serviram para a determinação do mais apropriado. A primeira característica tem a ver com a redução da gama de escalas em que têm lugar as variações de intensidade. Assim, a resposta em frequência do filtro deverá ser suave e aproximadamente limitada, o que pode ser expresso dizendo que a sua variância, $\Delta\omega$, deverá ser pequena. A segunda característica tem a ver com a localização espacial das arestas. Os fenómenos físicos que dão origem a variações de intensidade luminosa como as sombras, mudanças de orientação das superfícies ou mudanças na sua reflectância, são bem localizados e não espacialmente extensos. Como consequência, as contribuições para cada ponto filtrado devem provir sobretudo de pontos próximos, o que pode ser expresso dizendo que o filtro a utilizar deverá ser suave e localizado, ou seja que a sua variância espacial, Δx, deverá ser pequena.

Como as duas quantidades a minimizar são contraditórias, procurou-se minimizar o seu produto, nomeadamente a incerteza $\Delta u = \Delta x \cdot \Delta\omega$. Seguindo Torre e Poggio [159], as definições de Δx e $\Delta\omega$ são:

$$\Delta x^2 = \frac{\int_{-\infty}^{+\infty} (x - \bar{x})^2 \, h^2(x) \, dx}{\int_{-\infty}^{+\infty} h^2(x) \, dx} \tag{75}$$

onde

$$\bar{x} = \int_{-\infty}^{+\infty} x \, h^2(x) \, dx \tag{76}$$

e

$$\Delta\omega^2 = \frac{\int_{-\infty}^{+\infty} (\omega - \varpi)^2 \, |H(\omega)|^2 \, d\omega}{\int_{-\infty}^{+\infty} |H(\omega)|^2 \, d\omega} \tag{77}$$

onde

$$\varpi = \int_{-\infty}^{+\infty} \omega \, |H(\omega)|^2 \, d\omega \tag{78}$$

sendo $h(x)$ e $H(\omega)$, o filtro e a sua transformada de Fourier. A única função real que minimiza Δu é a função Gaussiana, $G(x)$ [96, 159], pelo que:

$$h(x) = G(x) = \frac{1}{\sigma\sqrt{2\pi}} \, e^{-\frac{x^2}{2\sigma^2}} \tag{79}$$

e

$$H(\omega) = \mathfrak{F}(G(x)) = e^{-\frac{\sigma^2 \omega^2}{2}} \tag{80}$$

A duas dimensões, Marr e Hildreth, consideram que as arestas estão localizadas nas passagens por zero do Laplaciano da imagem filtrada, por considerações fisiológicas e psico-físicas da visão humana. O Laplaciano é o caso limite da diferença de duas funções Gaussianas[102], o que seria realizado por certas células da retina. Temos então, num único passo:

$$\nabla^2 (G(x, y) * f(x, y)) = \nabla^2 G(x, y) * f(x, y) \tag{81}$$

---

[102] operador geralmente designado por DOG, ou *difference of Gaussians*.

sendo a detecção de arestas realizada através da convolução do Laplaciano da função Gaussiana com a imagem, seguida da identificação das passagens por zero.

Shanmugam *et al.* [142] procuraram o detector óptimo utilizando critérios de maximização de uma medida da influência local do filtro. O filtro óptimo a procurar, h(x), deveria produzir a localização das arestas nas suas passagens por zero e maximizar a energia da resposta, na vizinhança da localização de uma aresta, para uma dada largura de banda e resolução espacial. Além disso a sua transformada de Fourier, H(ω), deveria estar limitada ao intervalo $|\omega| < \Omega$, para a remoção eficiente do ruído de alta frequência. Assim o parâmetro a maximizar será:

$$\gamma = \frac{\int_{-I/2}^{+I/2} |g(x)|^2 \, dx}{\int_{-\infty}^{+\infty} |g(x)|^2 \, dx} \tag{82}$$

onde g(x) é o resultado da convolução do filtro h(x) com o sinal f(x) e I é o intervalo de resolução centrado no local da aresta do tipo degrau. Sujeito à restrição da largura de banda limitada, Shanmugam *et al.* mostraram que o filtro óptimo deveria ter a função de transferência:

$$H(\omega) = K_1 \omega \psi_1\left(\frac{c\omega}{\Omega^2}\right), \quad \text{para } |\omega| < \Omega \tag{83}$$

onde ψ_1 é a função de onda esferoidal prolata de ordem zero e 1º grau, K_1 uma constante real, e $c = \Omega I/2$ o produto resolução-largura de banda. Note-se que o produto c é semelhante à incerteza minimizada por Marr e Hildreth mas aqui constitui apenas um parâmetro especificado e que está relacionado com o máximo de γ que é possível atingir. A função ψ_1 é a solução da seguinte equação integral:

$$\lambda_1(c)\psi_1(x) = \int_{-I/2}^{+I/2} \frac{\operatorname{sen} \Omega (x - s)}{\pi(x - s)} \psi_1(s) \, ds \tag{84}$$

sendo λ_1 um valor próprio que representa o máximo de γ para um dado c.

Continuando o estudo, Shanmugam *et al.* tentaram representar H(ω) por uma aproximação assimptótica, expressa através de uma forma fechada. O resultado, errado na comunicação original, mas corrigido por Lunscher [86, 87], foi:

$$H(\omega) \approx K_2 \, \omega^2 \, e^{-\frac{c\omega^2}{2\Omega^2}} \tag{85}$$

válido sobretudo para $|\omega| < \Omega \, c^{-1/4}$.

Comparando a equação 85 com a transformada de Fourier da segunda derivada da função Gaussiana:

$$\mathfrak{F}(G''(x)) = -4\pi^2 \, \omega^2 \, e^{-\sigma^2\omega^2} \tag{86}$$

verifica-se uma grande semelhança na forma dos dois detectores.

- ***Detectores com adaptação de superfícies***

Haralick [67][103] propôs um esquema de detecção de arestas em que um dado *pixel* é marcado como pertencendo a uma aresta se, na sua vizinhança, existir uma passagem por zero da 2ª derivada direccional, calculada na direcção do gradiente. Por forma a avaliar as derivadas e a direcção do gradiente, os valores das intensidades da imagem são interpolados por um conjunto de polinómios ortogonais e bidimensionais construídos pelo produto tensorial de dois conjuntos de polinómios do mesmo tipo mas unidimensionais.

---

[103] ver também [62] e [66].

Feita a interpolação, a vizinhança de um dado ponto (x, y) pode ser descrita por uma função do tipo:

$$f(x, y) = a_1 + a_2x + a_3y + a_4x^2 + a_5xy + a_6y^2 + a_7x^3 + a_8x^2y + a_9xy^2 + a_{10}y^3 \quad (87)$$

sendo a 2ª derivada na direcção do gradiente, caracterizada pelo ângulo α, dada por:

$$f_\alpha''(x, y) = \frac{\partial^2 f}{\partial x^2}\,\mathrm{sen}^2\alpha + \frac{2\partial^2 f}{\partial xy}\,\mathrm{sen}\alpha\,\cos\alpha + \frac{\partial^2 f}{\partial y^2}\cos^2\alpha \quad (88)$$

O ângulo α é obtido a partir do cálculo do gradiente, dando origem aos valores:

$$\mathrm{sen}\,\alpha = \frac{a_2}{\sqrt{a_2^2 + a_3^2}} \qquad \cos\alpha = \frac{a_3}{\sqrt{a_2^2 + a_3^2}} \quad (89)$$

A interpolação e aproximação por uma função analítica dos valores da intensidade, constitui uma operação de regularização que é efectuada antes da diferenciação. Assim, este esquema cai também fundamentalmente naquele que foi mostrado na figura 83.

A utilização da 2ª derivada direccional na direcção do gradiente para a localização das arestas do tipo degrau conduz a resultados mais precisos do que a utilização do Laplaciano, nos sinais bidimensionais[104]. A passagem por zero da 2ª derivada direccional é efectivamente o local das arestas do tipo degrau eventualmente suavizadas pelo sistema de aquisição, mas só em condições especiais é que essa passagem coincide com os zeros do Laplaciano.

Seguindo Torre e Poggio [159] temos que a curvatura média de uma superfície, descrita pela função $f(x, y)$, é dada por:

$$\kappa = \frac{\left(1 + \left(\frac{\partial f}{\partial x}\right)^2\right)\frac{\partial^2 f}{\partial y^2} + \left(1 + \left(\frac{\partial f}{\partial y}\right)^2\right)\frac{\partial^2 f}{\partial x^2} - 2\,\frac{\partial f}{\partial x}\frac{\partial f}{\partial y}\frac{\partial^2 f}{\partial xy}}{2\left(1 + \left(\frac{\partial f}{\partial x}\right)^2 + \left(\frac{\partial f}{\partial y}\right)^2\right)^{3/2}} \quad (90)$$

Com alguma manipulação algébrica da expressão anterior é possível exprimir a curvatura média como:

$$\kappa = \frac{\left(1 + \left(\frac{\partial f}{\partial x}\right)^2 + \left(\frac{\partial f}{\partial y}\right)^2\right)\nabla^2 f - (\nabla f)^2\,\frac{\partial^2 f}{\partial n^2}}{2\left(1 + \left(\frac{\partial f}{\partial x}\right)^2 + \left(\frac{\partial f}{\partial y}\right)^2\right)^{3/2}} \quad (91)$$

onde $(\partial^2 f / \partial n^2)$ é a 2ª derivada direccional na direcção do gradiente. Daqui pode concluir-se que se $\nabla f \neq 0$, os zeros da 2ª derivada direccional coincidem com os zeros do Laplaciano se e só se a curvatura média for nula. Nas zonas de mais alta curvatura, tais como os cantos de um objecto, a diferença de localização dos zeros pode ser importante.

Outro método de detecção de arestas que envolve a adaptação de superfícies aos níveis de cinzento presentes numa região bem localizada e antes da operação de diferenciação, é o proposto por Nalwa e Binford [104].

Estes autores encontram o local das arestas através das passagens por zero da 2ª derivada direccional na direcção do gradiente, em superfícies adaptadas com a forma da função tangente hiperbólica:

$$f(z) = k + s\cdot\tanh(b\cdot(z+p)) \quad (92)$$

onde k, s e p são os parâmetros a determinar através do critério dos mínimos quadrados, b é

---

[104] a uma dimensão, o Laplaciano e a 2ª derivada são iguais.

uma constante dependente do sistema de aquisição da imagem e igual a $0,85/\sigma$, sendo σ^2 a variância da função Gaussiana que serve de modelo à resposta impulsional do sistema de aquisição, e onde ainda a variável independente $z = x \cos\alpha + y \operatorname{sen}\alpha$, sendo α o ângulo da direcção do gradiente estimado previamente. O ângulo α é estimado em dois passos que o refinam: inicialmente é feita uma primeira estimativa através da adaptação de um plano numa vizinhança de 5 × 5 *pixels*, adaptando-se de seguida uma superfície cúbica unidimensional num conjunto de direcções próximas da obtida na adaptação do plano e escolhendo-se a melhor. Tudo isto é feito depois de se estabelecer a existência de uma aresta na vizinhança do *pixel* em análise. Os autores rejeitaram a superfície cúbica como geradora da localização da aresta, por considerarem a possibilidade de erros importantes em certas situações, como a exemplificada na figura 84.

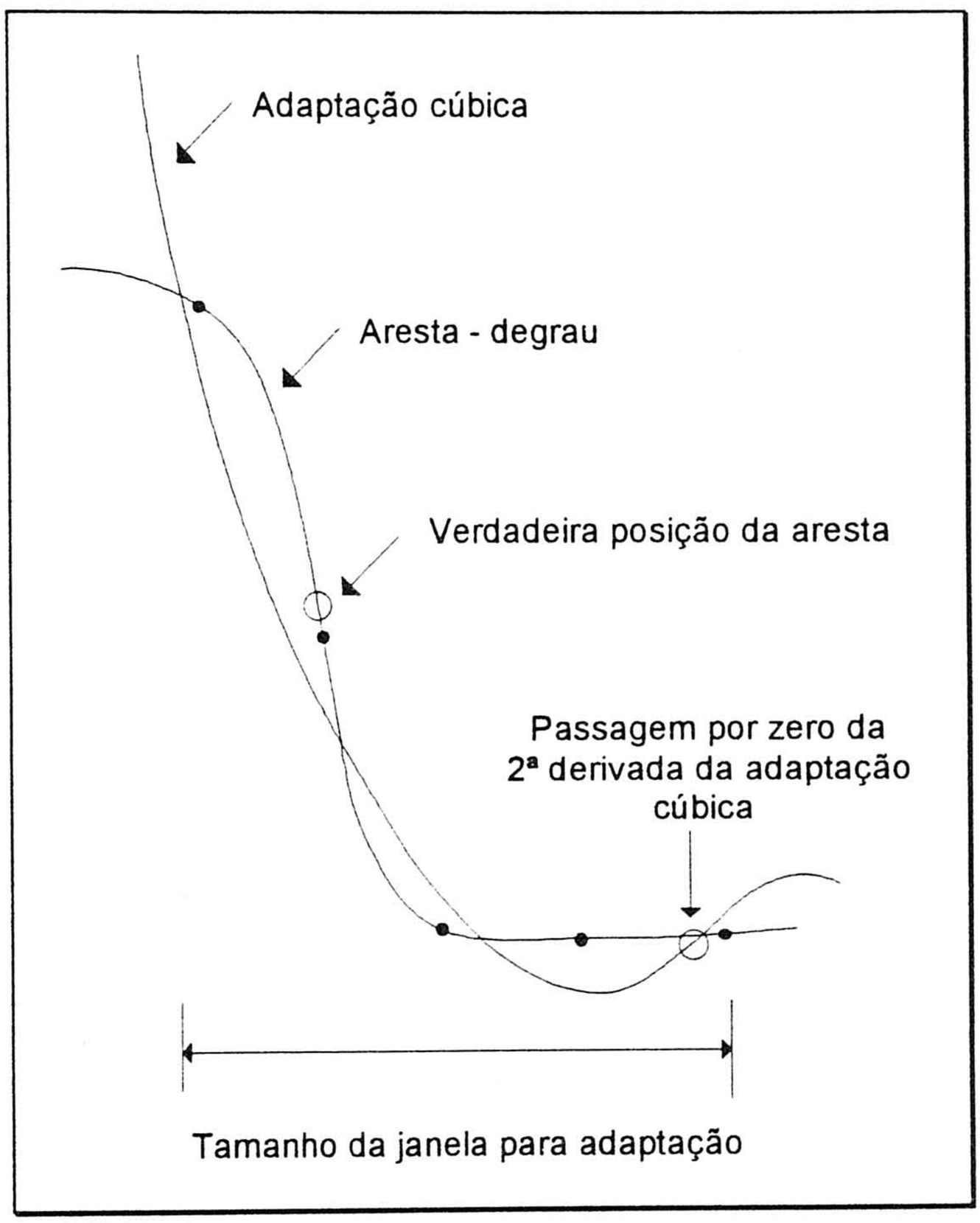


Figura 84 - Erro na passagem por zero da 2ª derivada de uma adaptação cúbica

Utilizando a teoria da regularização de Tikhonov para a solução do problema mal colocado[105] da derivação de dados com ruído, Torre e Poggio [159] sugerem que as amostras do sinal que representa uma imagem devem ser previamente aproximadas por uma função $S(x)$ (no caso de uma dimensão) que minimiza uma função dita de regularização. Obtida a função $S(x)$, a derivada nos pontos de amostragem x_k vale $S'(x_k)$.

A função de regularização a minimizar no caso de amostras não exactas tem dois termos: o primeiro refere-se ao erro quadrático nos pontos de amostragem, referindo-se o segundo a uma medida de 'suavidade' e 'estabilidade'.

---

105 *ill-posed.*

Essa função é então definida como:

$$\sum_{k=1}^{n} (f(x_k) - S(x_k))^2 + \lambda \int |S''(x)|^2 \, dx \qquad (93)$$

em que $f(x_k)$ são os valores das amostras e λ é um factor de peso relativo.

Torre e Poggio mostram que a solução do problema variacional da equação acima pode ser obtida pela convolução dos dados $f(x_k)$ com uma função contínua $R(x)$ que é uma *spline* cúbica muito semelhante à função Gaussiana. A derivada regularizada dos dados, $f'(x_k)$, em cujos extremos se situam as arestas do tipo degrau, seria então obtida pela convolução de $f(x_k)$ com $R'(x)$. Mostra-se na figura 85 a forma do filtro $R(x)$ e sua derivada. O parâmetro λ da equação (93) controla a escala do filtro, permitindo o ajuste de uma maior ou menor resolução na detecção das arestas.

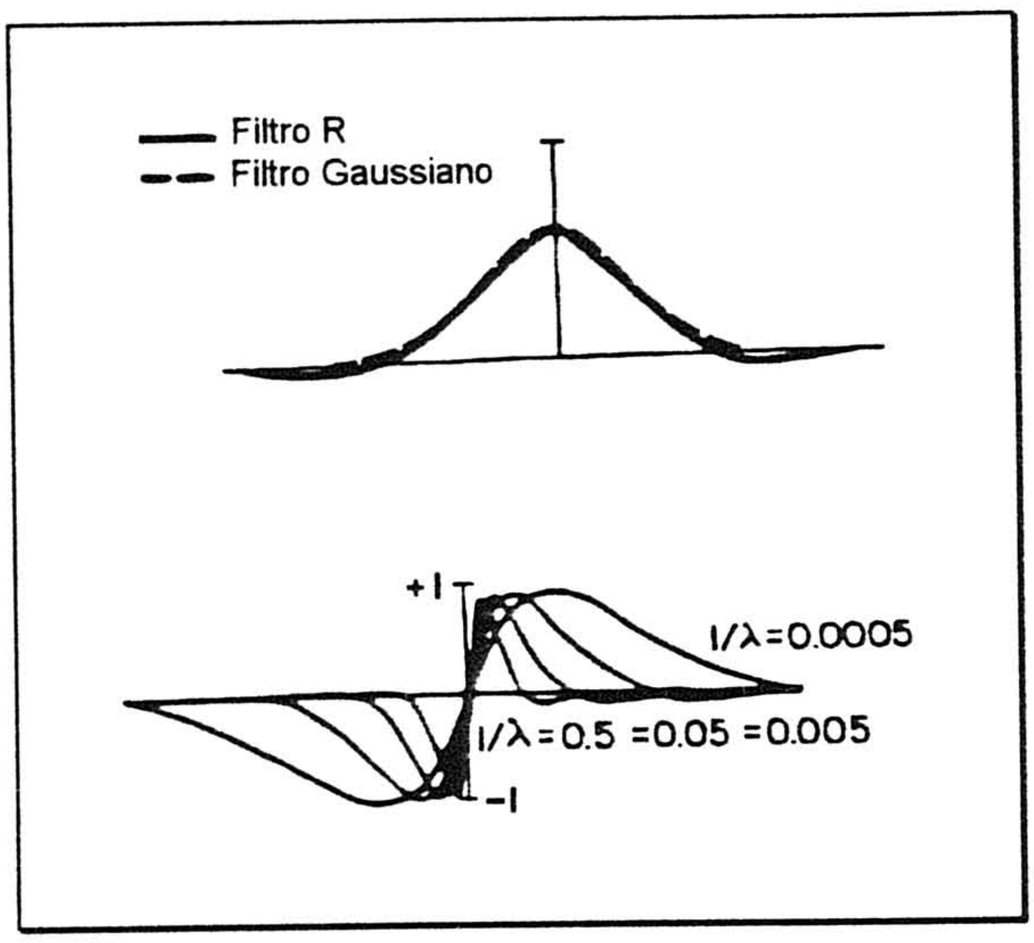


Figura 85 - Filtro regularizador de Torre e Poggio e sua derivada

- ***Detectores com optimização da resposta e localização***

Canny [24] propõe-se chegar à forma óptima de um detector de arestas sujeito a um triplo critério do óptimo. O modelo de aresta assumido por Canny é o de um degrau ideal com amplitude A, ao qual é adicionado ruído branco Gaussiano de variância n_o^2. Temos então, no caso unidimensional:

$$f(x) = A \cdot u(x) + n(x) \qquad (94)$$

onde $u(x)$ é a função degrau unitário e $n(x)$ o ruído adicionado.

Admitindo que a resposta impulsional do filtro a determinar é $h(x)$, pretende-se que esta tenha suporte limitado a um intervalo [-W, +W] e que seja uma função ímpar, por forma a localizar as arestas nos extremos do resultado da convolução com o sinal.

Assim, os três critérios do óptimo utilizados por Canny foram:

- boa detecção: deverá haver uma baixa probabilidade de falhar a detecção de arestas reais e também uma baixa probabilidade de detectar falsamente arestas não existentes. Este critério foi traduzido pela maximização do quociente entre a resposta do detector ao modelo de aresta sem ruído, quando centrado na posição da aresta, e a resposta quadrática média ao ruído apenas.

  Pode ser visto então como a maximização de uma razão sinal-ruído, dada por:

$$\text{Detecção} = \frac{\left| \int_{-W}^{+W} Au(-x)h(x)dx \right|}{n_o \sqrt{\int_{-W}^{+W} h^2(x)dx}} = \frac{A}{n_o} \cdot \frac{\left| \int_{-W}^{0} h(x)dx \right|}{\sqrt{\int_{-W}^{+W} h^2(x)dx}} \tag{95}$$

- boa localização: o extremo da resposta do detector deverá estar o mais próximo possível do local onde se encontra o modelo da aresta. Canny traduziu este critério pela maximização do inverso do desvio padrão da diferença entre a ocorrência de um extremo e o verdadeiro local da aresta. Considerando o verdadeiro local da aresta em $x = 0$ e que o extremo da resposta ocorre em $x = x_o$, temos que nesse ponto:

$$H_n(x_o) + H_u(x_o) = 0 \tag{96}$$

onde H_n e H_u são as respostas do filtro ao ruído e à aresta, respectivamente. Expandindo $H_u(x_o)$ em série de Taylor em torno da origem, obtém-se:

$$H_u'(x_o) = H_u'(0) + H_u''(0)\, x_o + O(x_o^2) \tag{97}$$

Considerando que x_o é pequeno e ainda a anti-simetria de $h(x)$, o que torna as derivadas de ordem ímpar de $H_u(x)$ nulas na origem, pode concluir-se, a partir das duas equações anteriores que:

$$H_u''(0)\, x_o \approx - H_n'(x_o) \tag{98}$$

Como o segundo membro da equação anterior é uma quantidade aleatória, pode substituir-se pela raiz quadrada do seu valor quadrático médio, o que permite calcular o desvio padrão de x_o:

$$\sqrt{E\{x_o^2\}} = \frac{n_o \sqrt{\int_{-W}^{+W} h'^2(x)dx}}{\left| \int_{-W}^{+W} Au'(-x)h'(x)dx \right|} = \frac{n_o \sqrt{\int_{-W}^{+W} h'^2(x)dx}}{A\,|\,h'(0)\,|} \tag{99}$$

Logo o critério de localização deverá ser a maximização do inverso, ou:

$$\text{Localização} = \frac{A}{n_o} \cdot \frac{|\,h'(0)\,|}{\sqrt{\int_{-W}^{+W} h'^2(x)dx}} \tag{100}$$

- uma única resposta para cada aresta: o detector não deverá produzir múltiplos extremos na proximidade de uma aresta. A ocorrência de extremos múltiplos na resposta ao detector $h(x)$ pode ser devida à presença do ruído. Para atender a este critério Canny impôs a restrição do valor médio da separação entre dois extremos na resposta do detector ao ruído $n(x)$ ser uma fracção k pré-estabelecida da semi-largura W do detector. Estimando esse valor médio, Canny chegou à conclusão de que se deveria impôr a restrição a $h(x)$, expressa como:

$$k\,W = 2\pi \sqrt{\frac{\int_{-W}^{+W} h'^2(x)dx}{\int_{-W}^{+W} h''^2(x)dx}} \tag{101}$$

A necessidade da maximização simultanea dos dois primeiros critérios levou Canny a considerar a maximização do produto, para simplificar a solução. Além disso como os critérios dependem das características do sinal da entrada, foi considerado apenas o produto dos factores que dependem única e exclusivamente da forma do detector $h(x)$. O terceiro critério constitui uma restrição à maximização daquele produto.

A solução geral que foi encontrada, no intervalo [0, W], é a soma de quatro

exponenciais:

$$h(x) = a_1 e^{\alpha x}\text{sen}\omega x + a_2 e^{\alpha x}\cos\omega x + a_3 e^{-\alpha x}\text{sen}\omega x + a_4 e^{-\alpha x}\cos\omega x + C \qquad (102)$$

sujeita às condições de fronteira h(0) = 0, h(W) = 0, h'(0) = S, e h'(W) = 0. Como h(x) é ímpar, é possível estender a solução ao intervalo [-W, 0] usando a relação $h(x) = -h(-x)$.

Utilizando uma optimização numérica com restrições mostra-se que o máximo valor de k que pode ser obtido é próximo de 0,58 o que conduz a um valor do produto maximizado de cerca de 1,12. Se se escolherem valores de k menores é possível obter produtos maiores. Estas características dos filtros são invariantes a mudanças de escala do seu suporte. Nas duas figuras que se seguem pode ver-se a forma de h(x) para k=0,215, a que corresponde um produto de 4,21, e k=0,58.

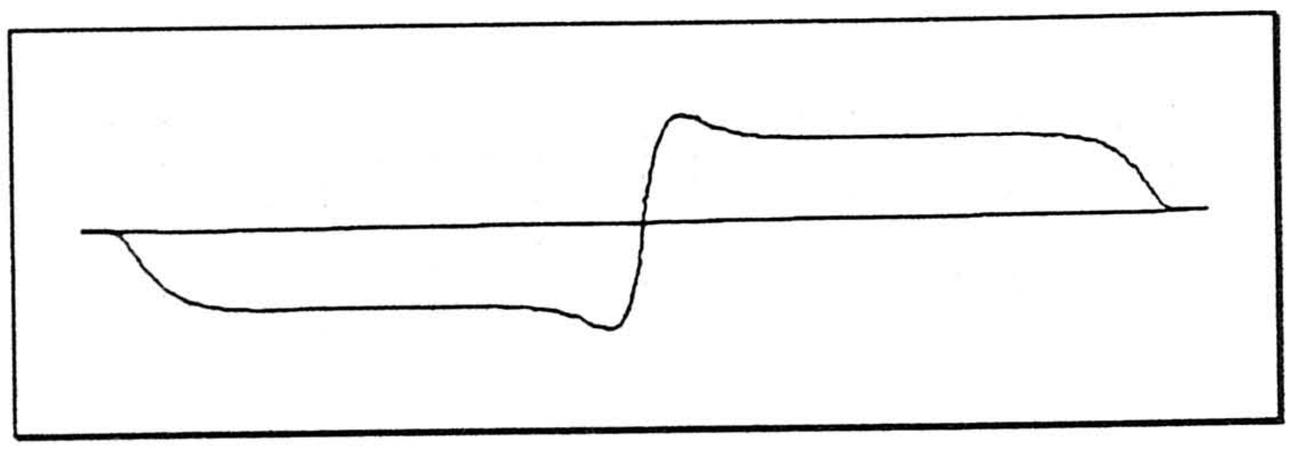


Figura 86 - Filtro de Canny para k=0,215

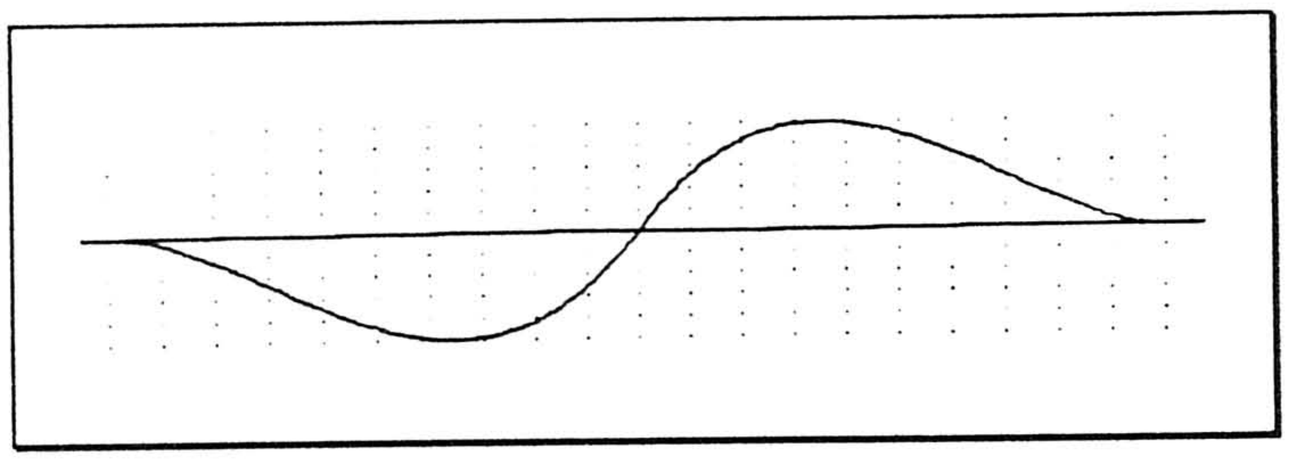


Figura 87 - Filtro de Canny com k máximo (0,58)

Comparando a forma do filtro para k máximo com a forma da 1ª derivada da função Gaussiana, apresentada na figura 88, verifica-se que são muito semelhantes. De facto o cálculo dos valores de k e do produto dos índices de detecção e localização para aquela função conduz respectivamente a 0,51 e 0,92, pelo que se pode considerar a 1ª derivada da função Gaussiana como sendo um filtro sub-óptimo.

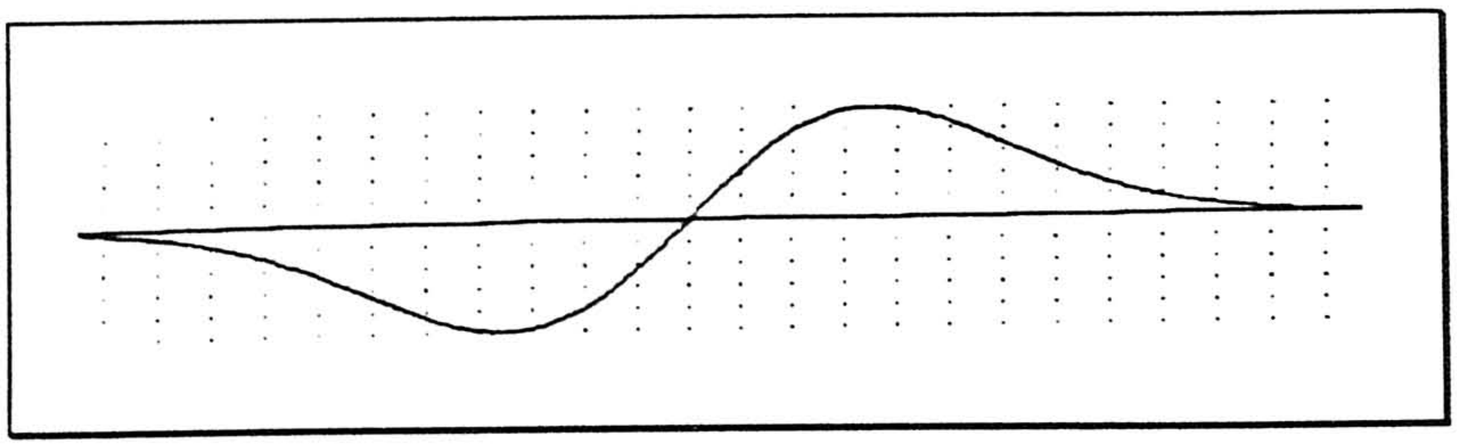


Figura 88 - 1ª derivada da função Gaussiana

Utilizando os critérios de Canny, e removendo a condição de suporte limitado, Deriche [33] chegou a uma outra forma do detector óptimo, possuindo índices de desempenho[106] superiores aos encontrados por Canny.

---

[106] o valor da fracção k e do produto dos critérios de detecção e localização.

A remoção da condição de suporte limitado leva à seguinte forma geral da resposta impulsional do detector:

$$h(x) = - c\, e^{-\alpha|x|} \operatorname{sen} \omega x \tag{103}$$

onde c, α, e ω são constantes positivas. Com esta forma é possível calcular os índices de Canny fracção k e produto da detecção e localização:

$$k = \sqrt{\frac{\alpha^2 + \omega^2}{5\alpha^2 + \omega^2}} \quad \text{e} \quad \text{produto d·l} = \frac{2\alpha}{\sqrt{\alpha^2 + \omega^2}} \tag{104}$$

Se se fizer $\alpha = m\omega$ é possível analizar o comportamento deste detector para alguns casos interessantes:

- para $m >> 1$, vem $k \approx 0{,}44$ e $d\cdot l \approx 2$
- para $m << 1$, vem $k \approx 1$ e $d\cdot l \approx 2m$
- para $m = 1$, vem $k \approx 0{,}58$ e $d\cdot l \approx 1{,}414$
- para $m = \sqrt{3}$, vem $k \approx 0{,}5$ e $d\cdot l \approx 1{,}732$

O último caso mostra uma grande superioridade deste detector[107] relativamente à primeira derivada da função Gaussiana, também de suporte infinito.

O terceiro caso compara este detector com o óptimo encontrado por Canny, mostrando uma superioridade de cerca de 25%.

O segundo caso seria o ideal no que toca à fracção k mas infelizmente conduz a um produto d·l muito fraco e bastante menor do que a unidade.

Finalmente, o primeiro caso foi considerado por Deriche como sendo o que apresenta melhor compromisso entre os dois parâmetros. Além disso, como nessas condições ωx é muito pequeno, é possível aproximar $\operatorname{sen} \omega x \approx \omega x$ conduzindo à forma simplificada:

$$h(x) = -c\, x\, e^{-\alpha|x|} \tag{105}$$

dependente apenas do parâmetro α que regula a actuação do filtro no sentido de uma melhor detecção ou de uma melhor localização.

Tratando-se de um filtro com resposta impulsional infinita, Deriche propõe um método para a sua implementação numa forma recursiva, com alguma economia computacional [33].

Tem havido algumas críticas relativamente aos detectores de resposta impulsional infinita ou de suporte muito alargado e ao modelo mono-aresta utilizado para os deduzir [25]. Para esse tipo de detectores a presença de várias arestas, próximas umas das outras, pode fazer deslocar os extremos ou a passagem por zero da resposta, dando origem a erros de localização.

A utilização de um modelo multi-aresta conduz, a uma dimensão, a uma representação pela seguinte função $f(x)$, onde $u(x)$ é o degrau unitário:

$$f(x) = \sum_{j=1}^{n} A_j \cdot u(x - z_j) \tag{106}$$

As várias arestas deste modelo estão localizadas nos pontos $x = z_j$, com j entre 1 e n.

Para este modelo verifica-se que o operador de Marr e Hildreth, por exemplo, produz uma resposta à 2ª derivada da função Gaussiana, dada pela seguinte expressão:

---

[107] cerca de 90%.

$$F(x) = G''(x) * f(x) = \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma^3}} \sum_{j=1}^{n} A_j \cdot (x - z_j) \cdot e^{-\frac{(x-z_j)^2}{\sigma^2}} \qquad (107)$$

onde a 2ª derivada da função Gaussiana é:

$$G''(x) = \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma^3}} \left(1 - \frac{x^2}{\sigma^2}\right) e^{-\frac{x^2}{2\sigma^2}} \qquad (108)$$

Cada termo do somatório da equação (107) tem uma passagem por zero em $x = z_j$, mas os outros termos não são nulos nesse ponto, dando origem a deslocamentos do zero.

Chen e Medioni [25], propuseram um método iterativo para a correcção desses deslocamentos, conseguindo-se uma melhor localização no caso de múltiplas arestas.

Mais recentemente, Shen e Castan [144] apresentaram um novo detector óptimo, capaz de manter uma perfeita localização quer para os modelos mono-aresta, quer para os multi--aresta, com ou sem a presença de ruído branco Gaussiano.

Os autores pretenderam projectar um filtro de resposta impulsional $h(x)$, que detectaria arestas de tipo degrau nos locais de ocorrência de extremos no resultado da convolução da sua 1ª derivada com o sinal. O modelo de aresta utilizado num sinal unidimensional e mono-aresta foi o de um degrau de amplitude A, situado na origem, ao qual foi adicionado ruído branco Gaussiano de variância n_0^2 à semelhança do modelo da equação (94).

O critério de optimização foi a minimização de um parâmetro que leva em consideração a energia da resposta do ruído ao filtro h(x) e à sua derivada h'(x), bem como a energia da resposta do degrau à derivada do filtro, no local onde aquele ocorre. Temos então o parâmetro a minimizar definido como:

$$C = \sqrt{\frac{E_N \, E_{N'}}{E_S^2}} \qquad (109)$$

onde E_N e $E_{N'}$ são as energias das respostas ao ruído, normalizado para a variância unitária, e E_S é a energia da resposta ao sinal, no local onde ocorre o degrau, também normalizado para a amplitude unitária.

Designando por $n(x)$ o ruído adicionado com variância 1, e por $u(x)$ o degrau unitário em $x = 0$, temos:

$$E_N = E\{(n(x) * h(x))^2\} = \int_{-\infty}^{+\infty} h^2(x)\,dx \qquad E_{N'} = \int_{-\infty}^{+\infty} h'^2(x)\,dx \qquad (110)$$

e

$$\sqrt{E_S} = \frac{d}{dx}(u(x) * h(x))\Big|_{x=0} = (u'(x) * h(x))\Big|_{x=0} = (\delta(x) * h(x))\Big|_{x=0} = h(0) \qquad (111)$$

A fim de reforçarem as propriedades de boa localização do detector, e atendendo ao resultado da equação anterior, os autores acrescentaram as seguintes restrições à função $h(x)$:

$$\max h(x) = h(0) \quad \text{e} \quad h(x_1) > h(x_2) \text{ para } |x_1| < |x_2| \qquad (112)$$

A solução do problema de optimização assim formulado conduz a uma solução para $h(x)$ dada pela expressão:

$$h(x) = \frac{p}{2} \cdot e^{-p \cdot |x|} \quad \text{que pode ser reescrita como} \quad h(x) = a \cdot b^{|x|} \qquad (113)$$

cujo gráfico e o da sua primeira derivada podem ser apreciados nas duas figuras da página seguinte.

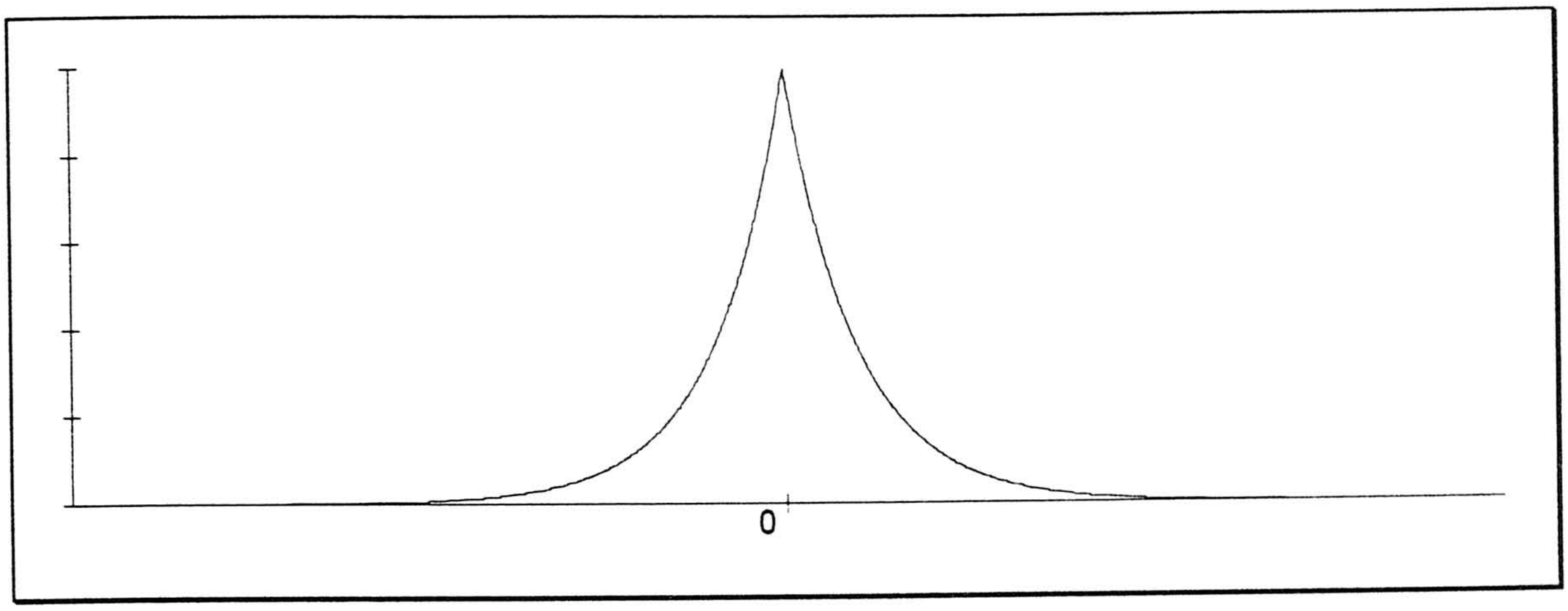


Figura 89 - A função h(x) de Shen e Castan

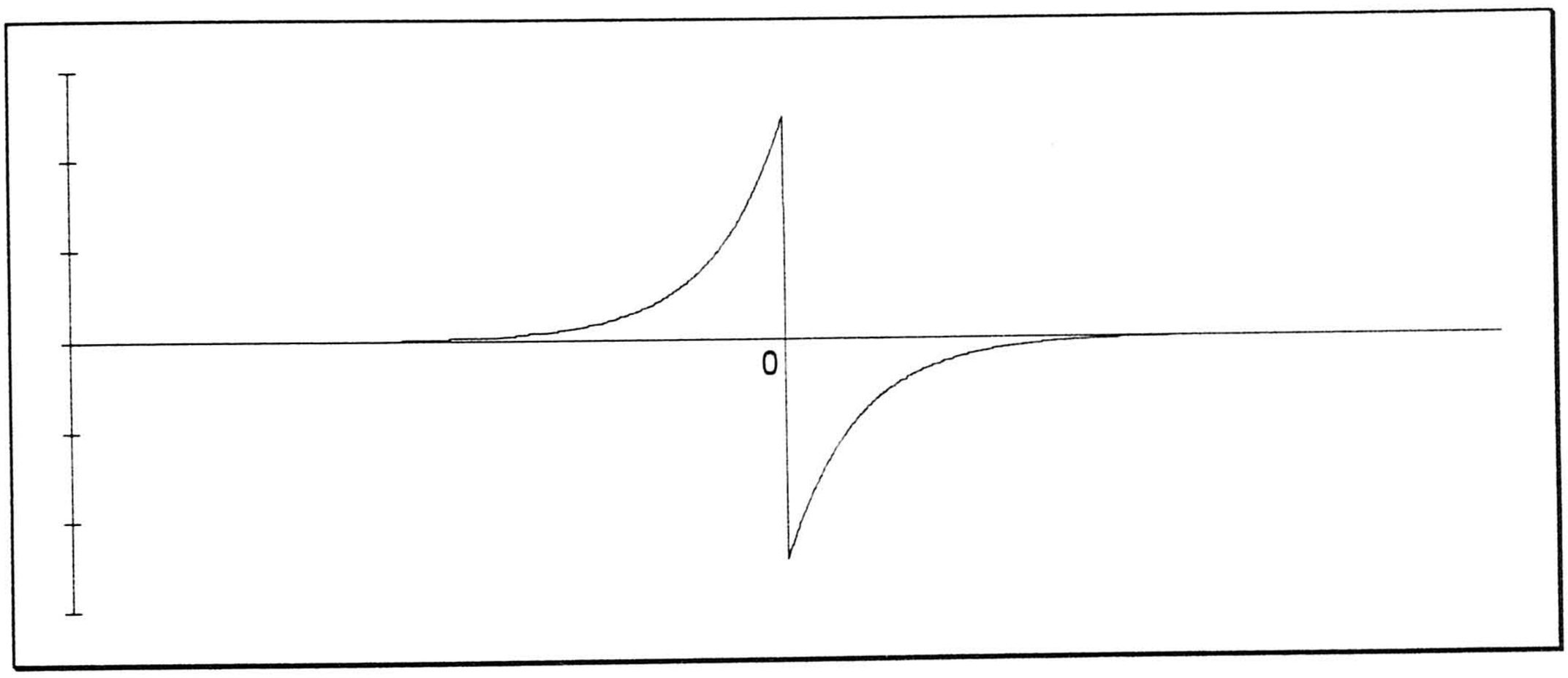


Figura 90 - A primeira derivada de h(x)

Os extremos da resposta do sinal à primeira derivada de h(x) situam-se na passagem por zero do resultado da convolução do sinal com a segunda derivada de h(x). Ora esse resultado pode ser obtido pela convolução da primeira derivada do sinal com a primeira derivada de h(x), que para degraus ideais é igual a h'(x):

$$\frac{d^2}{dx^2}(u(x) * h(x)) = u(x) * h''(x) = u'(x) * h'(x) = \delta(x) * h'(x) = h'(x) \qquad (114)$$

Assim a passagem por zero do resultado anterior tem uma descontinuidade que lhe confere uma certa imunidade ao ruído. Efectivamente se o resultado da convolução de n(x) com h''(x) para $x = 0$ for menor do que metade da amplitude da descontinuidade de A·h'(x), não há qualquer deslocamento da passagem por zero e consequentemente não há qualquer erro de localização.

Os autores fizeram um estudo idêntico para o caso de um modelo multi-aresta chegando à mesma forma do filtro óptimo.

- ***Outros detectores***

Vários outros autores têm proposto inúmeros esquemas alternativos para a detecção de arestas.

Entre estes destacam-se os detectores morfológicos [p. ex. 85], de que há várias versões.

Estes operadores combinam operações de erosão e dilatação com operações de máximo e mínimo numa vizinhança. Por exemplo, o detector de mínimo-suavizado[108], que produz um mapa de intensidades de detecção das arestas, pode ser definido como:

$$I_{aresta} = \min\{I_b - \text{erosão}(I_b), \text{dilatação}(I_b) - I_b\} \quad (115)$$

onde I_b é uma versão suavizada da imagem original, e a operação de mínimo é efectuada numa vizinhança igual ao domínio do elemento estruturante utilizado nas operações de erosão e dilatação.

Outros detectores propostos baseiam-se em versões não lineares discretas do Laplaciano, como a que aparece em [163] e é definida como:

$$\text{nlLap}(x, y) = \text{gradmax}(x, y) + \text{gradmin}(x, y) \quad (116)$$

com $$\text{gradmax}(x, y) = \max\{ C_n(x', y') [I(x', y') - I(x, y)] \mid (x', y') \in N_n(x, y) \} \quad (117)$$

e $$\text{gradmin}(x, y) = \min\{ C_n(x', y') [I(x', y') - I(x, y)] \mid (x', y') \in N_n(x, y) \} \quad (118)$$

onde $I(x, y)$ é a imagem original e C_n uma matriz de pesos definida numa vizinhança N_n do *pixel* (x, y).

Outra estratégia empregue na detecção de arestas é a identificação de certas configurações de *pixels* às quais é atribuído um custo. As arestas situar-se-ão na reunião dessas configurações que conduzam a um custo mínimo total [156]. Os custos tentam quantificar situações como:

- a dissimilaridade entre as regiões separadas pelas arestas;
- a largura das arestas
- o comprimento das arestas
- a continuidade do conjunto de *pixels* que forma uma aresta
- o número de *pixels* atribuídos às arestas

Foram propostos ainda outros métodos de detecção que empregam combinações mais ou menos complicadas de detectores mais simples, formulações estatísticas, utilização de conhecimento de mais alto nível, etc. Como exemplos apontam-se os descritos em [72, 83, 154].

4.5.5.3. O detector de arestas utilizado na fase de obtenção de um contorno

O processo utilizado no SIPAFE para a obtenção de um contorno é uma mistura de métodos dos dois primeiros grupos descritos no parágrafo 4.5.5.1. atrás. Utiliza-se um detector de arestas genérico por forma a garantir a consideração de todos os possíveis segmentos de fronteira presentes na imagem, mas ao mesmo tempo aproveita-se o conhecimento prévio de que se pretende um contorno fechado que é o limite de uma região escura de que se conhece um ponto no seu interior.

Assim, as arestas a detectar vão estar situadas em perfis de níveis de intensidade unidimensionais, situados em linhas igualmente espaçadas angularmente e emanando do ponto conhecido no interior da cavidade, encontrado na fase de determinação do centróide.

Para se poder obter um contorno tão correcto quanto possível é necessário conhecer todos os pontos de aresta situados em todas as linhas consideradas, quer os que correspondem a declives ascendentes, quer a descendentes. Só com o conhecimento de todos esses pontos de aresta é possível levar em consideração eventuais concavidades e corrigir falsos segmentos devidos à presença de artefactos no interior da cavidade.

---

108 *blur-minimum operator.*

A aplicação de um operador de detecção de arestas a uma imagem pode ser um processo de elevado custo computacional, e por isso bastante moroso, especialmente se exigir operações com números reais, o operador for de resposta impulsional infinita, ou implicar a adaptação de superfícies aos valores dos *pixels*.

Por forma a minimizar o tempo de processamento necessário à sua operação, para o que contribui a estratégia de se efectuar a detecção de arestas apenas em secções unidimensionais da imagem, procurou-se um operador de fácil realização, mas ao mesmo tempo com boas características de resposta às arestas do tipo degrau e à precisão da sua localização. Como as operações de pré-processamento já descritas removem com eficácia o ruído de mais alta frequência, a imunidade ao ruído deixa de ser uma característica fundamental.

Examinando os critérios do detector óptimo de Canny que traduzem a boa resposta e boa localização, verifica-se que se não impusermos a restrição da equação (101), que é uma medida da resposta única para cada aresta, e que era necessária para evitar a detecção de falsas arestas devidas à presença de ruído de alta frequência, o filtro óptimo a que se chegaria seria dado por:

$$h(x) = A \cdot u(-x) \tag{119}$$

com x pertencente ao intervalo [-W, +W]. Depois de escalado e deslocado por forma a tornar-se uma função ímpar e independente da amplitude do degrau a detectar, teríamos para este detector o gráfico da figura que se segue.

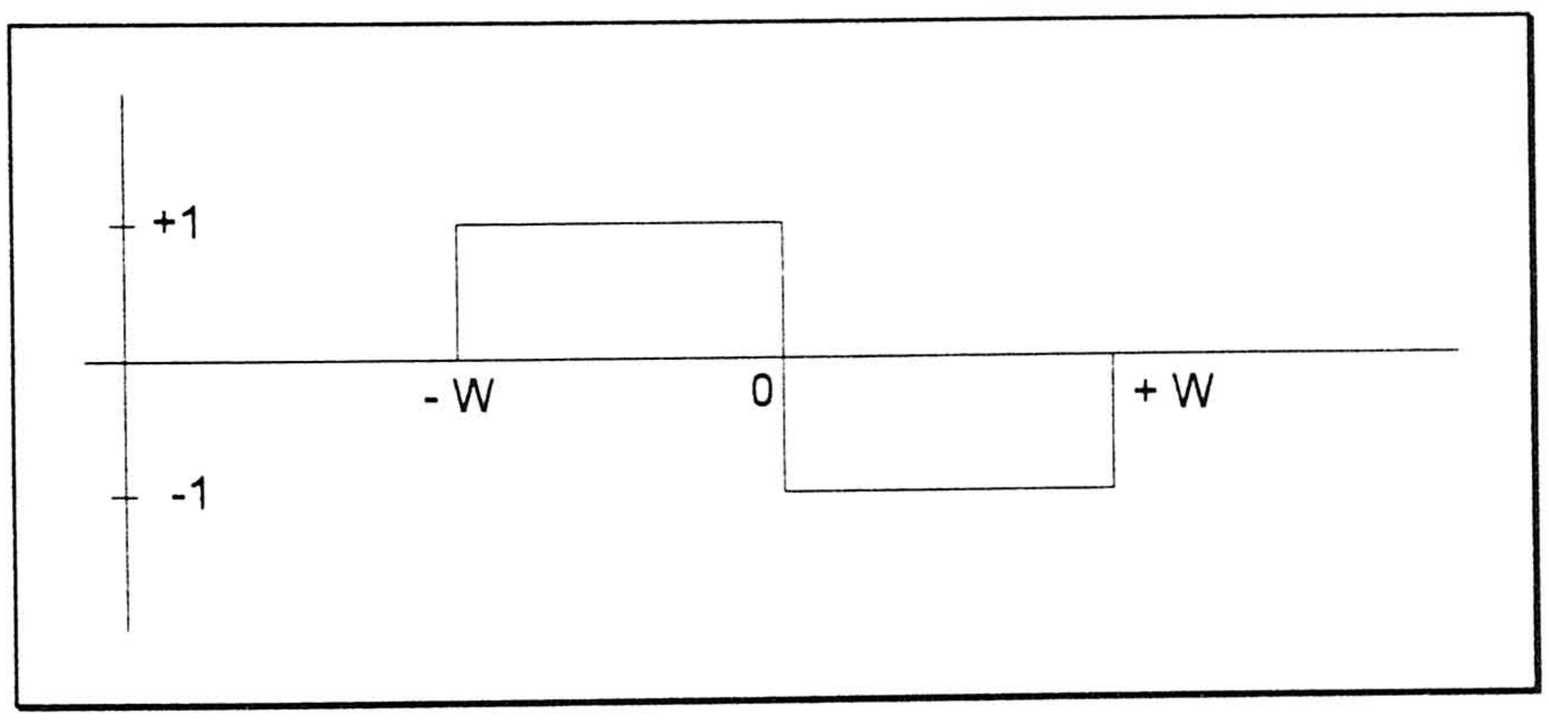


Figura 91 - O detector óptimo sem considerar o ruído

Ora acontece que este detector, que dá a localização das arestas nos locais de ocorrência dos extremos do resultado da sua convolução com o sinal, é de muito fácil e rápida implementação. De facto, um novo ponto da convolução deste detector com qualquer sinal amostrado pode ser obtido, após um cálculo inicial, simplesmente à custa de duas adições e duas subtrações, utilizando uma técnica de actualização do ponto anterior do resultado. Decidiu-se pois utilizar este detector no SIPAFE.

Este detector pode ser considerado como sendo a primeira derivada de um filtro suavizador com forma triangular e largura 2W, cujo gráfico aparece na figura 92.

Utilizando o critério do óptimo de Shen e Castan, definido pela minimização do parâmetro C apresentado na equação (109), é possível comparar o desempenho deste detector com os obtidos por Shen e Castan, Deriche, e Marr e Hildreth.

Para o detector de Shen e Castan temos:

$$h(x) = a \cdot b^{|x|} \qquad \text{e} \qquad h'(x) = \begin{cases} a \cdot \ln b \cdot b^{x} & x > 0 \\ -a \cdot \ln b \cdot b^{-x} & x < 0 \end{cases} \tag{120}$$

logo, o valor do parâmetro C vem:

$$C = \sqrt{\frac{2\int_0^{\infty} a^2\, b^{2x}\, dx \quad 2\int_0^{\infty} (a \cdot \ln b)^2\, b^{2x}\, dx}{a^4}} = 1 \qquad (121)$$

que é o valor mais pequeno possível para este parâmetro.

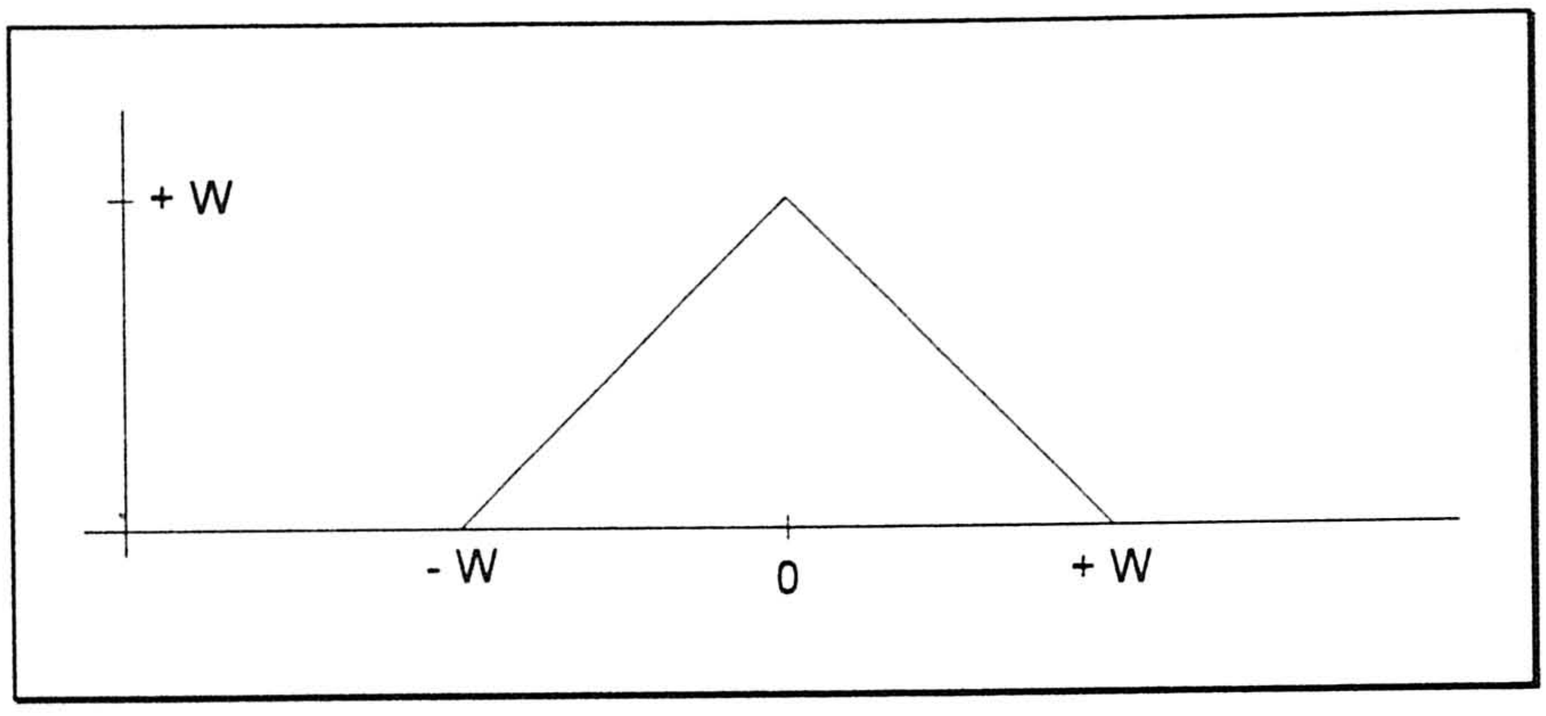


Figura 92 - O filtro suavizador de que deriva o detector utilizado

Para o detector de Deriche, definido na equação (105), vê-se facilmente que pode ser considerado como a primeira derivada de um filtro suavizador. Temos então para o detector de Deriche, seguindo a notação de Shen e Castan, e integrando a expressão aproximada utilizada pelo autor, as definições:

$$h(x) = \frac{c}{\alpha}\left(|x| + \frac{1}{\alpha}\right) e^{-\alpha|x|} \qquad \text{e} \qquad h'(x) = -c\, x\, e^{-\alpha|x|} \qquad (122)$$

cujos gráficos podem ser apreciados na figura seguinte.

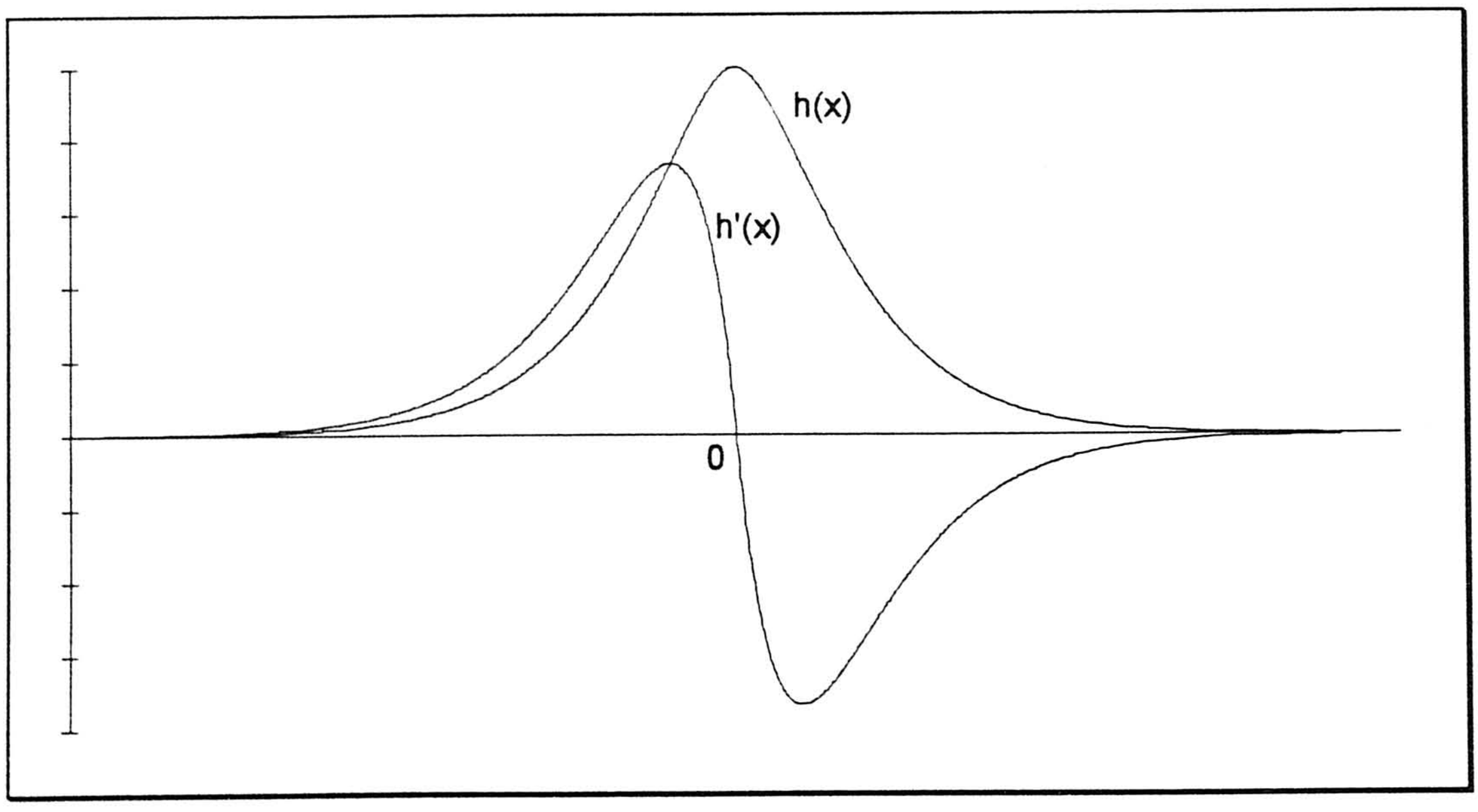


Figura 93 - O detector de Deriche e seu integral

Calculando agora o valor do parâmetro C utilizando as expressões apresentadas acima, obtemos:

$$C = \sqrt{\frac{2\int_0^{\infty} \frac{c^2}{\alpha^2}\left(x + \frac{1}{\alpha}\right)^2 e^{-2\alpha x}\,dx \quad 2\int_0^{\infty} c^2 x^2 e^{-2\alpha x}\,dx}{\frac{c^4}{\alpha^8}}} = \frac{\sqrt{5}}{2} \approx 1{,}12 \qquad (123)$$

O detector utilizado no SIPAFE pode ser definido pelas seguintes duas expressões, na notação de Shen e Castan:

$$h(x) = W - |x|, \text{ para } -W \le x \le W \qquad \text{e} \qquad h'(x) = -\text{sgn}(x), \text{ para } -W \le x \le W \qquad (124)$$

a que corresponde um valor do parâmetro C dado por:

$$C = \sqrt{\frac{2\int_0^{W} (W - x)^2\,dx \quad 2\int_0^{W} 1\,dx}{W^4}} = \frac{2\sqrt{3}}{3} \approx 1{,}15 \qquad (125)$$

Finalmente, para o filtro Gaussiano $G(x, \sigma) = 1/((2\pi)^{1/2}\sigma)\ \exp(-x^2/2\sigma^2)$ e sua primeira derivada $G'(x, \sigma)$, o cálculo do parâmetro C dá:

$$C = \sqrt{\frac{2\int_0^{\infty} G^2(x, \sigma)\,dx \quad 2\int_0^{\infty} G'^2(x, \sigma)\,dx}{\frac{1}{4\pi^2\sigma^4}}} = \sqrt{\frac{\pi}{2}} \approx 1{,}25 \qquad (126)$$

Da comparação dos vários valores obtidos para o parâmetro C pode então concluir-se que o detector escolhido tem um desempenho que se situa entre o detector de Deriche e o de Marr e Hildreth, sendo apenas marginalmente pior do que o primeiro. No entanto, tem a grande vantagem da sua facilidade de implementação e grande rapidez de execução, mercê do seu suporte finito e da simplicidade da sua definição. Além disso, a resposta ao degrau ideal da sua 2ª derivada apresenta uma descontinuidade no local de ocorrência, como sucede com o detector de Shen e Castan, o que lhe confere boas qualidades de localização sem deslocamentos da passagem por zero em virtude da presença de arestas múltiplas no sinal, ao contrário do que acontece com os detectores de Deriche e de Marr e Hildreth.

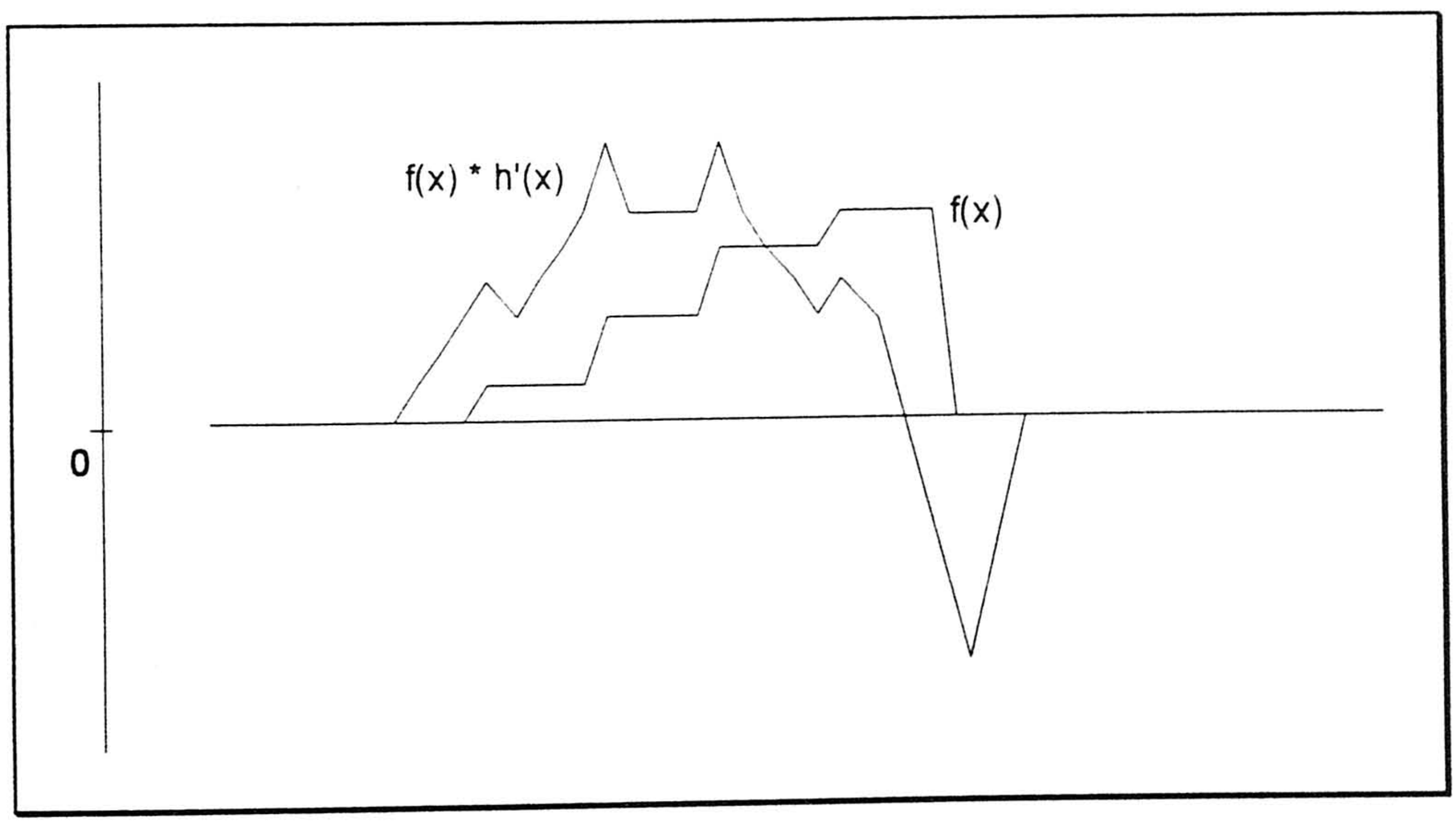


Figura 94 - Detecção de várias arestas

A semi-largura W do suporte do detector controla a resolução de detecção, ou seja a separação mínima que eventuais arestas múltiplas presentes no sinal deverão ter para que possam ser detectadas separadamente. Para uma dada semi-largura W as arestas deverão

ter uma separação superior a W, para se poder garantir a detecção em qualquer circunstância.

Na figura 94 da página anterior pode ver-se a resposta deste detector a várias arestas, separadas de uma distância ligeiramente superior a W. Repare-se como todas elas são perfeitamente detectadas e localizadas.

O parâmetro W controla também a frequência superior de corte do detector. Quanto maior for aquele valor, melhor se removerá ruído de alta frequência ainda presente no sinal. Na figura seguinte pode ver-se a resposta em frequência do detector discretizado para W=4 e W=20.

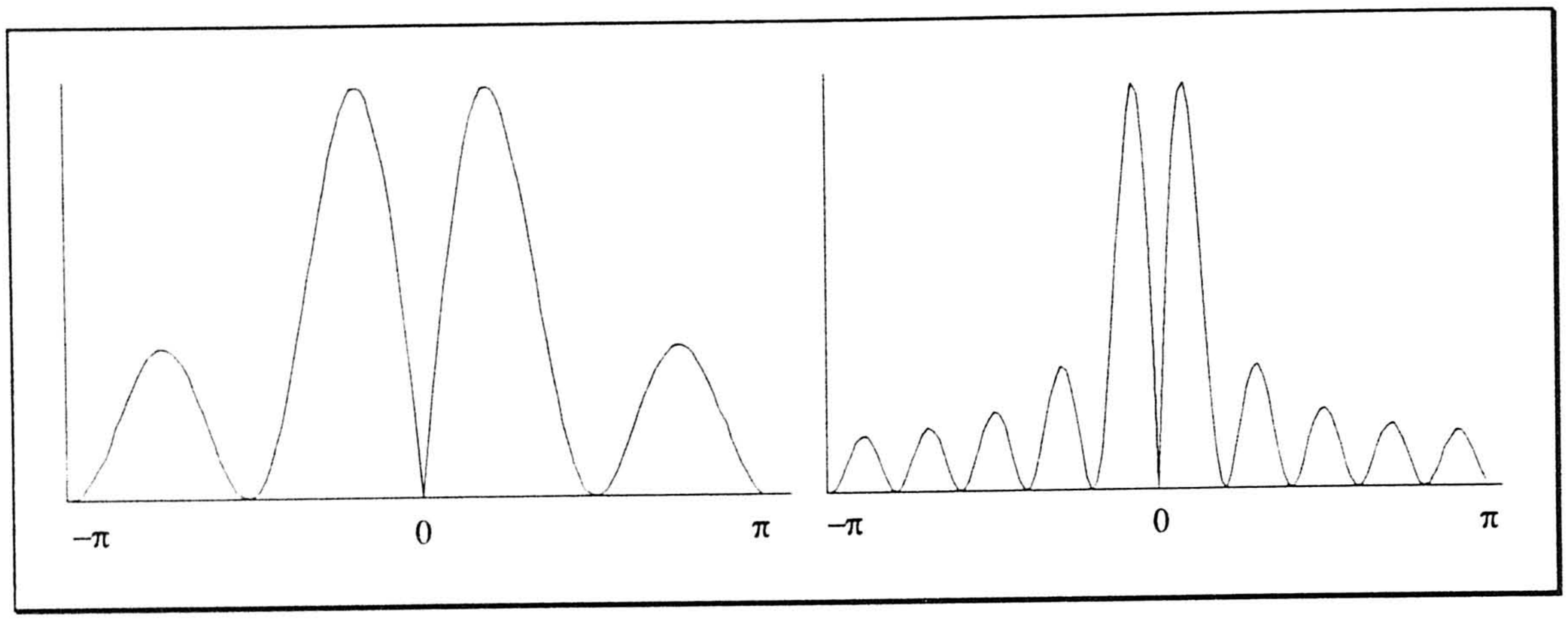


Figura 95 - Resposta em frequência do detector do SIPAFE para W=4 e W=20

No SIPAFE escolheu-se para semi-largura do detector o valor W=4, privilegiando a resolução contra as capacidades de suavização, uma vez que nas operações de pré-processamento a que as imagens ecocardiográficas são submetidas se faz uma boa remoção do ruído de alta frequência.

Como exemplo, mostra-se na figura 96 a aplicação do detector a um perfil de intensidades ao longo de um raio emanando do centróide de uma cavidade ecocardiográfica. Está marcada a posição de um extremo da resposta do detector na própria imagem, no gráfico do perfil e no gráfico da resposta ao detector. Essa aresta faz parte da verdadeira fronteira da cavidade. O gráfico da resposta está truncado para o maior pico positivo e negativo.

Também a título de exemplo se mostram na figura 97 todos os locais onde foram detectados pontos pertencentes a arestas por aplicação do detector de semi-largura W=4 ao longo de 100 raios igualmente espaçados, emanando do centróide. Utilizou-se a mesma imagem ecocardiográfica do exemplo anterior, tendo-se feito a detecção apenas até à distância máxima de 200 *pixels*, medida a partir do centróide. É de notar a boa detecção das arestas presentes na imagem, tendo sido detectadas muitas de muito fraca intensidade. É com base neste conjunto de pontos-aresta que se procura identificar posteriormente a verdadeira fronteira da cavidade.

4.5.5.4. O algoritmo de obtenção de um contorno

A operação de obtenção de um contorno é composta de vários passos, sendo o resultado final uma linha fechada, que se procura situada sobre a fronteira da cavidade, e que é descrita por uma centena ou pouco mais de pontos situados sobre a imagem.

A operação necessita de um único dado de entrada, que é a localização de um ponto seguramente situado no interior da cavidade cuja fronteira se pretende. As coordenadas

desse ponto são as do centróide determinado automaticamente na operação de determinação do centróide.

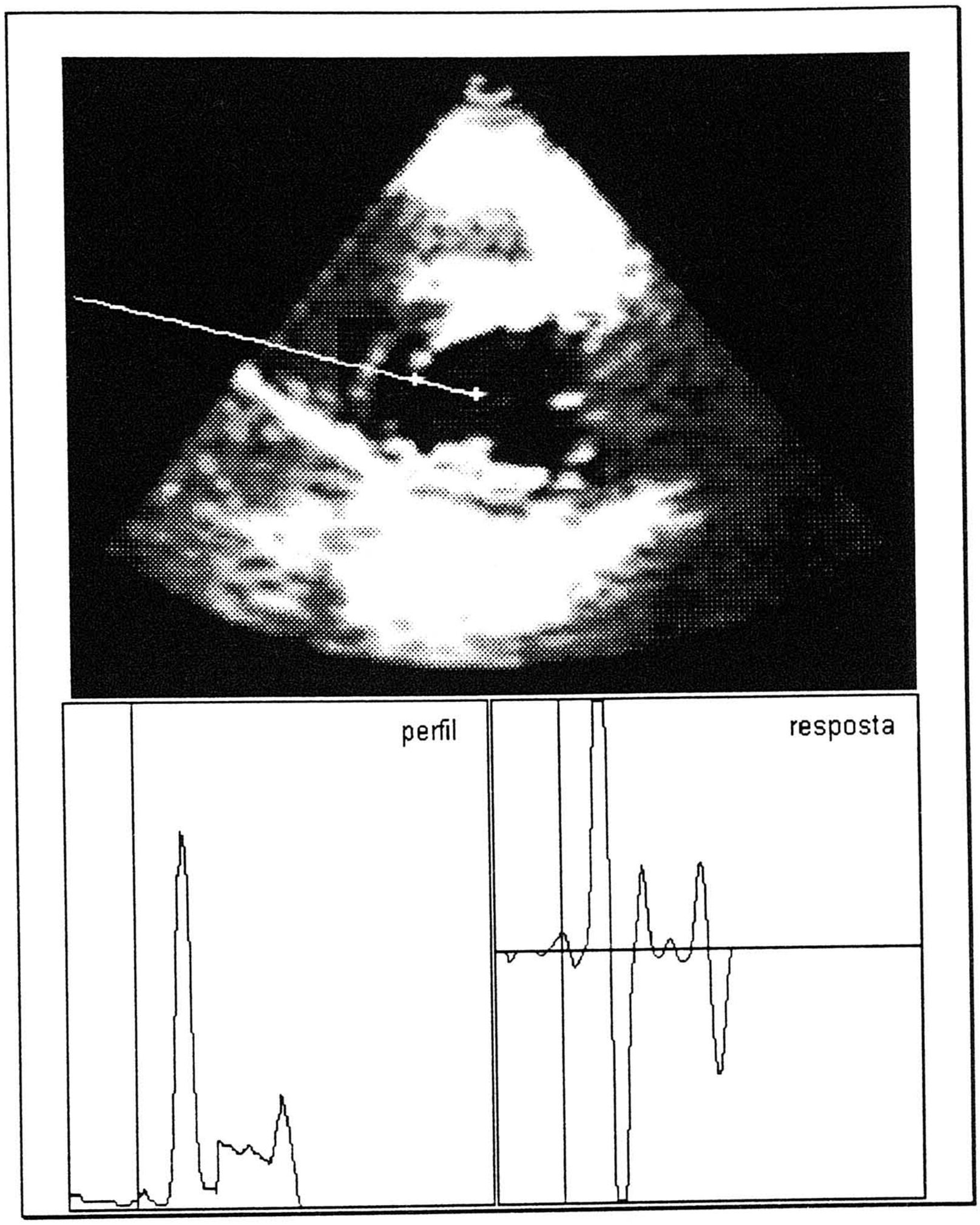


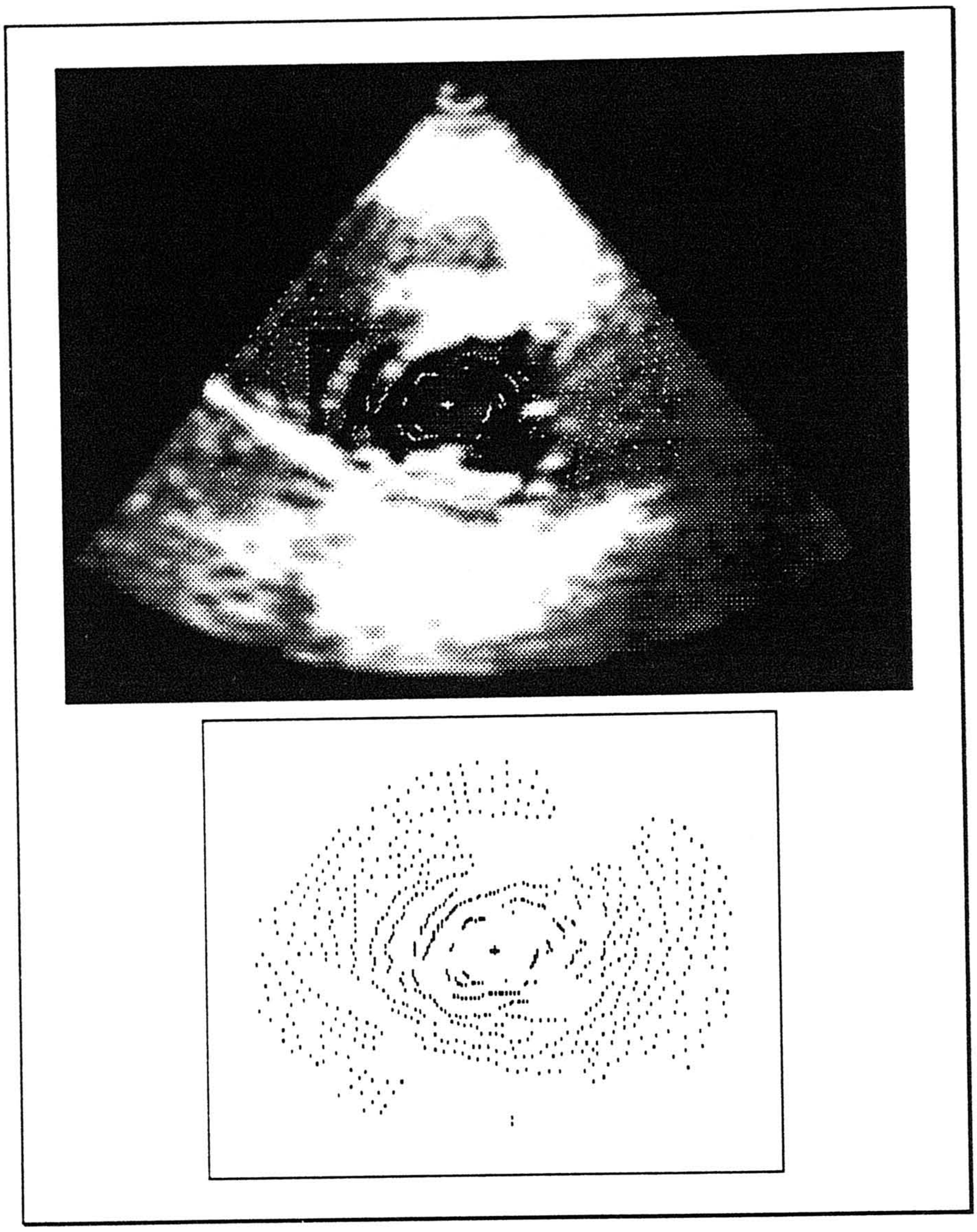
Figura 96 - Detecção de arestas num perfil unidimensional

Também esta operação responde ao grau de interactividade seleccionado previamente, podendo ser totalmente independente do utilizador, para o mais baixo grau de interactividade, ou permitindo que o utilizador a influencie, podendo, por exemplo, mudar a localização inicial do centróide, ou modificar os valores por defeito de vários parâmetros que controlam o desenrolar da operação.

Para levar a bom termo a extracção final de um contorno, segue-se a segunda estratégia do parágrafo 4.5.5.1., tendo-se incorporado correcções a uma solução inicial capazes de identificar e levar em conta concavidades, e ainda várias formas de retirar e substituir segmentos de fronteira incorrectos. Para isso é necessário dispor inicialmente de todos os possíveis candidatos a pontos fronteira, determinados previamente com o detector de arestas.

Esta determinação prévia e inicial de todos os possíveis pontos de aresta é uma característica da primeira estratégia, mas aqui ela é apenas conduzida em perfis de intensidade radiais, emanando do centróide. Não se incorporou nada da terceira estratégia

por, na maior parte das vezes apenas se dispor de imagens paradas. A terceira estratégia exige a aquisição de sequências temporais com uma taxa elevada.



97 - Mapa de todos os pontos de aresta

O algoritmo da obtenção de um contorno desenrola-se então em seis passos distintos, a saber:

- detecção e armazenamento de todos os pontos de aresta da imagem numa região em torno do centróide
- classificação e escolha dos pontos fronteira iniciais
- etiquetagem (detecção de descontinuidades no contorno inicial)
- pesquisa secundária nas zonas de descontinuidade com várias formas de correcção
- interpolação de segmentos inexistentes
- suavização final do contorno

Obtido o contorno final, com a conclusão do sexto passo, é ainda necessária uma validação por parte do utilizador. Se o contorno não for validado há a possibilidade da correcção manual de segmentos do mesmo, utilizando o rato e uma imagem ampliada.

• ***Detecção dos pontos de aresta***

O primeiro passo consiste na aplicação do detector de arestas descrito no parágrafo anterior a 100 linhas radiais igualmente separadas angularmente e emanando do centróide previamente determinado. Reveja-se a figura 81.

Utiliza-se uma versão amostrada do detector, que por defeito tem uma semi-largura W=4, cujo resultado da convolução com as amostras x_k ao longo da linha[109] é dada por:

$$g(k) = \sum_{i=0}^{W-1} x_{k+i} - \sum_{i=1}^{W} x_{k-i} \qquad (127)$$

Para cada uma das 100 linhas radiais constrói-se o seu perfil amostrado de intensidades, começando por determinar os seus pontos extremos a partir da direcção da linha e de duas distâncias mínima e máxima ao centróide. Essas distâncias são as que delimitam a região onde irá ser pesquisado o contorno da cavidade. De seguida extraem-se os *pixels* que unem esses dois pontos extremos utilizando o algoritmo de Bresenham [p. ex. 129], que é usado para a construção de segmentos de recta. Mas como esses *pixels* não estão igualmente espaçados faz-se uma reamostragem do seu perfil, utilizando uma interpolação linear, de modo a obter as amostras x_k uniformemente espaçadas de uma unidade[110] e em número igual para todas as linhas. A semi-largura do detector e as distâncias mínima e máxima são configuráveis pelo utilizador.

Os pontos de aresta em cada linha situam-se nos máximos locais positivos e mínimos locais negativos da resposta do detector, g(k), às amostras x_k do perfil de intensidade da linha. A fim de eliminar possíveis falsos extremos de g(k), devidos ao ruído que ainda possa estar presente na imagem, aplica-se aos valores g(k), antes da determinação dos seus extremos, uma filtragem de média de comprimento 3.

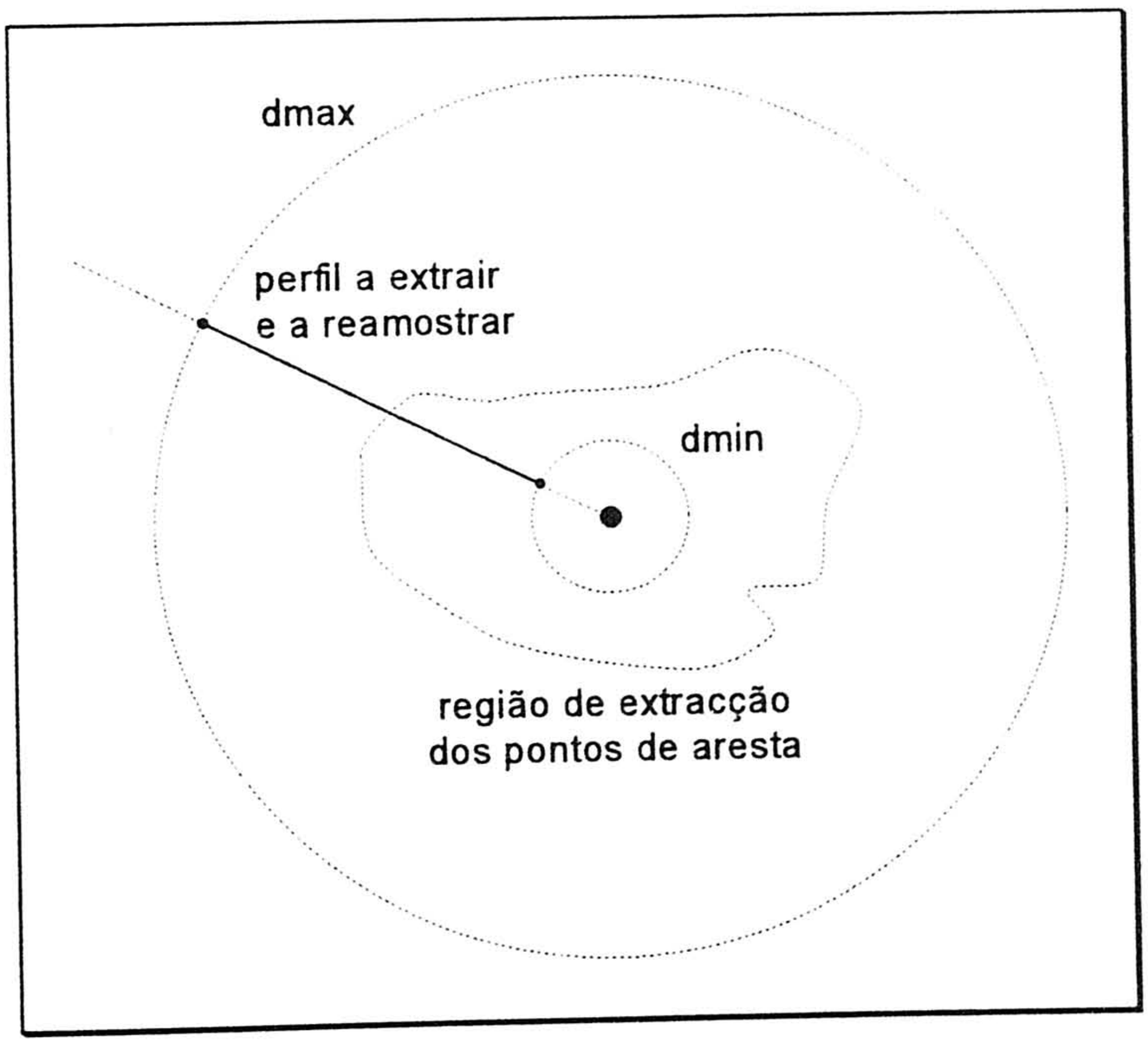


Figura 98 - Construção dos perfis de intensidade radiais

---

109 x_k é o nível de cinzento de um ponto situado na linha à distância k *pixels* do centróide.

110 em *pixels*.

Apenas se consideram extremos válidos aqueles cujo módulo do valor seja superior a um limiar de detecção Δ, que por defeito tem o valor 8 para um detector de semi-largura W=4, mas que pode ser alterado pelo utilizador.

Todos os pontos de aresta detectados, incluindo os obtidos em mínimos locais negativos que correspondem a declives decrescentes, e até ao limite máximo de 10 por raio[111], são guardados numa estrutura de dados apropriada. A estrutura de dados mantém sobre cada ponto de aresta informação relativa ao raio a que pertence, à distância ao centróide, e à intensidade da resposta do detector, além do seu sentido[112].

A partir deste momento todos os passos seguintes apenas irão operar apenas sobre este conjunto de pontos candidatos a pertencerem ao contorno final.

- ***Os pontos fronteira iniciais***

Após a determinação do conjunto dos candidatos a fronteira faz-se a escolha, em cada raio, de um desses pontos para servir de ponto fronteira inicial, usando apenas a informação associada ao mesmo.

A escolha baseia-se numa classificação prévia dos pontos aresta presentes. Cada ponto é classificado numa de quatro classes distintas, que tomam o nome de *fraca*, *normal*, *forte*, e *intransponível*. A classificação depende apenas da intensidade da resposta do detector de arestas para as três primeiras classes, influindo também os níveis de cinzento de uma vizinhança do próprio ponto no caso da última classe.

A separação entre as classes é feita através da definição de três limiares de intensidade da resposta, necessitando-se de uma condição extra para a classe *intransponível*.

Esses limiares, nas condições por defeito, foram ajustados experimentalmente a partir dos resultados obtidos em várias imagens.

Assim, para o caso do detector de semi-largura 4, a classificação faz-se de acordo com os seguintes critérios:

- classe *fraca* - um ponto é classificado como *fraco* se a sua intensidade g(k) pertencer ao intervalo [8, 64]; o limite inferior é o limiar de detecção;
- classe *normal* - consta de todos os pontos com intensidade $g(k) \in [65, 139]$;
- classe *forte* - consta de pontos com intensidade $g(k) \geq 140$; alguns destes pontos podem passar para a classe *intransponível*;
- classe *intransponível* - contém todos os pontos que satisfaçam duas condições: $g(k) \geq 200$ e nível de cinzento médio dos três *pixels* seguintes ao ponto em questão ≥ 128; a classe *intransponível* só contém pontos aresta com declive crescente; os que não satisfizerem todas estas condições passam para a classe *forte*.

Os limiares de separação entre as classes podem ser alterados pelo utilizador.

Depois desta classificação procede-se então à escolha da primeira estimativa de um ponto fronteira para cada raio. Essa primeira estimativa é o ponto de aresta com declive crescente, mais próximo do centróide, que tenha sido classificado numa classe que não a *fraca*.

Pode ver-se na figura que se segue a localização desses pontos para a mesma cavidade que serviu de exemplo na figura 97.

---

111 contados no sentido do afastamento do centróide.

112 isto é, se se trata de uma aresta 'positiva' ou 'negativa'.

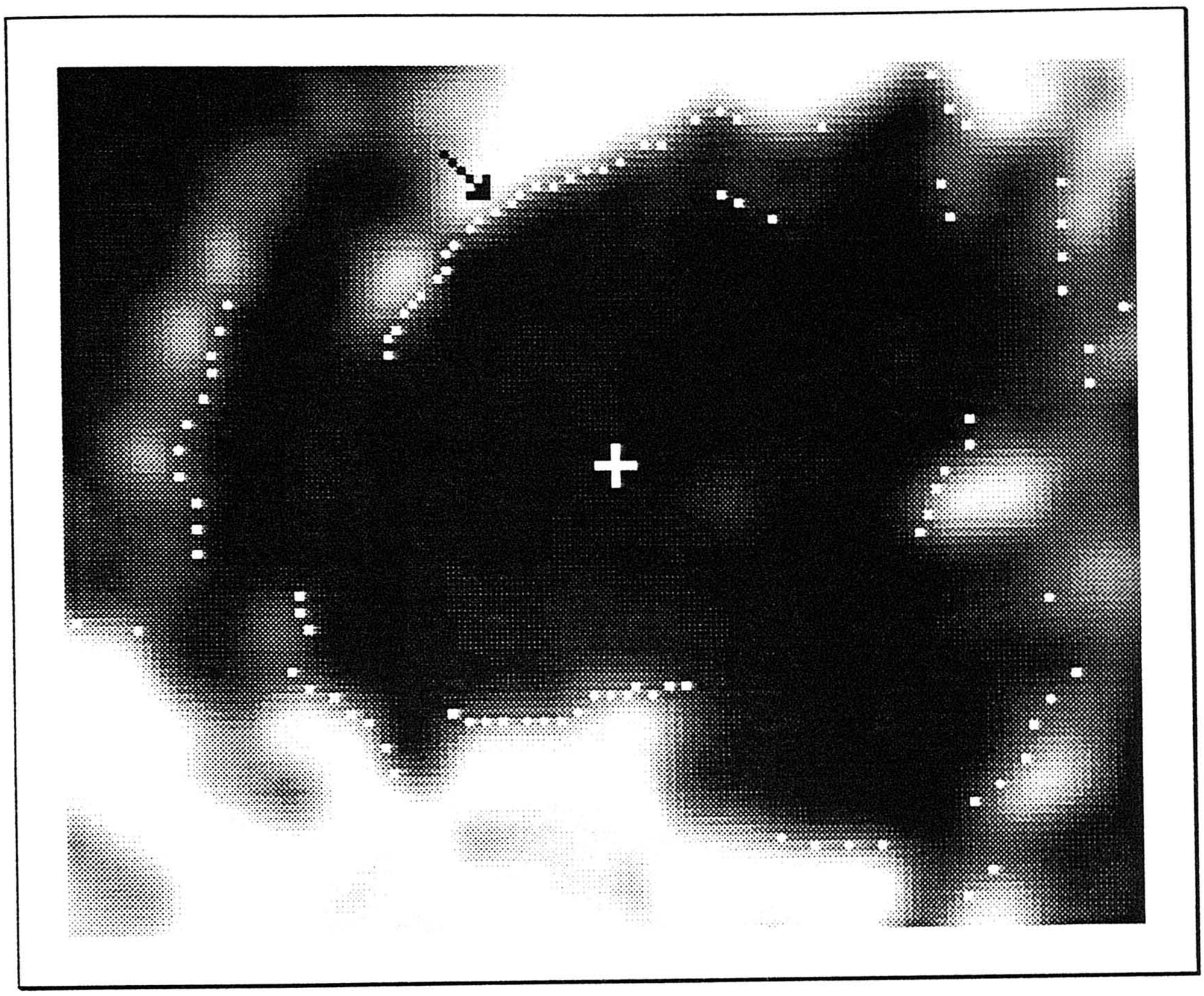


Figura 99 - Primeira estimativa dos pontos fronteira de uma cavidade

- ***Detecção de descontinuidades no contorno inicial***

Neste terceiro passo da obtenção de um contorno faz-se a associação em segmentos contínuos dos pontos fronteira iniciais determinados no passo anterior.

Os segmentos são conjuntos consecutivos de pontos tendo em comum etiquetas que são atribuídas a todos os pontos fronteira. Na separação de dois segmentos existe sempre uma descontinuidade na distância ao centróide dos pontos fronteira.

A etiquetagem inicia-se com a atribuição da etiqueta 1 ao primeiro ponto que se segue à primeira descontinuidade detectada, começando a respectiva pesquisa a partir do raio correspondente ao ângulo de 0°. A partir desse local vão sendo atribuídas etiquetas iguais aos pontos fronteira pertencentes aos raios seguintes, até se detectar a próxima descontinuidade. Incrementa-se então o valor da etiqueta, continuando o processo de atribuição até todos os raios terem sido percorridos e etiquetados.

Detecta-se uma descontinuidade se a diferença das distâncias ao centróide de dois pontos fronteira situados em raios consecutivos for maior do que uma certa tolerância. O valor dessa tolerância foi fixado, por defeito, em 6 *pixels* e pode ser configurado pelo utilizador.

Tomando como referência a figura seguinte, temos então a ocorrência de uma descontinuidade no raio número i sempre que se verifique a seguinte desigualdade:

$$| d_{i-1} - d_i | > tol \tag{128}$$

em que d_i é a distância ao centróide do ponto fronteira situado no raio número i, e tol a tolerância admitida para a não ocorrência de uma descontinuidade.

Após a etiquetagem renumeram-se todos os raios por forma a que o raio número 1 passe a ser o raio central do segmento de maior extensão. Esse raio encontra-se indicado na figura 99 através de uma seta negra.

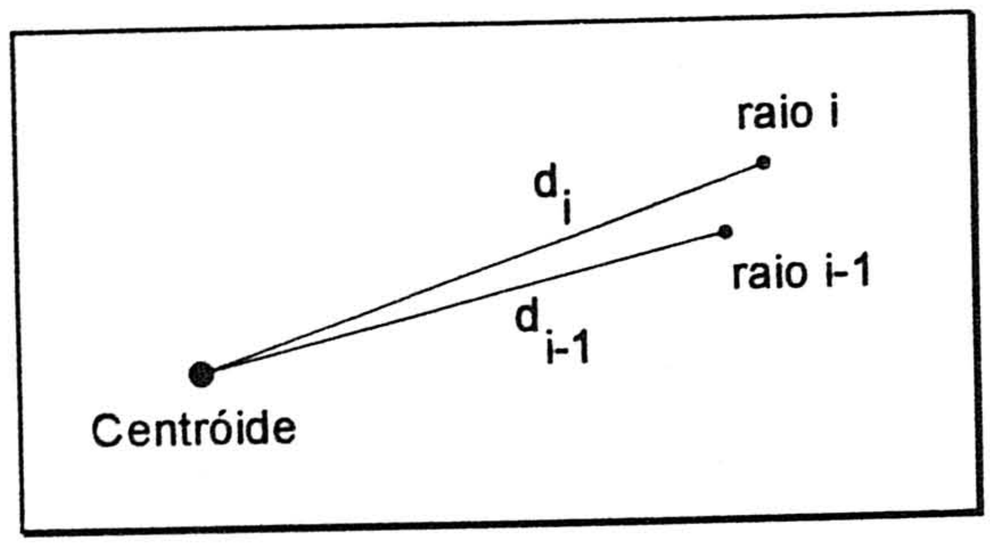


Figura 100 - Detecção de descontinuidades

Os segmentos assim construídos são mostrados através da representação gráfica do perfil da distância de cada ponto ao centróide. Os segmentos são codificados em cores diferentes, para mais fácil identificação das descontinuidades. Na figura seguinte mostra-se o perfil inicial para os pontos da figura 99. O primeiro ponto do gráfico corresponde ao raio número 1 após a renumeração anterior, e prossegue no sentido dos ponteiros do relógio.

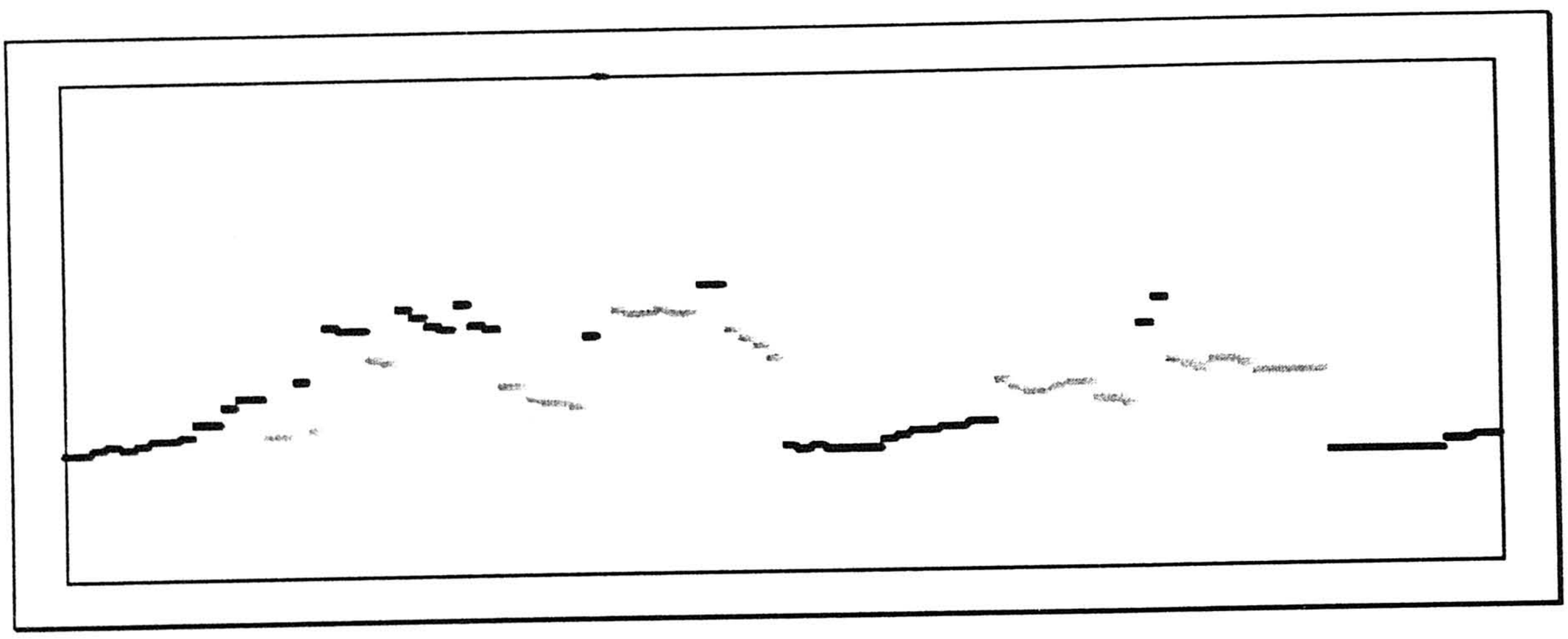


Figura 101 - Perfil de distâncias após etiquetagem

- ***Pesquisa secundária***

Neste passo, o mais complexo da operação, realiza-se uma segunda passagem pelos pontos fronteira, tentando a correcção da sua posição nas regiões onde foram detectadas descontinuidades[113]. Como possíveis posições dos pontos fronteira utiliza-se apenas o conjunto de pontos candidatos detectados e armazenados no primeiro passo do algoritmo. Em virtude da renumeração efectuada no passo anterior, esta segunda passagem começa sempre pelo segmento mais longo que, com grande probabilidade, é um segmento que faz parte do contorno final.

Quando se encontra uma descontinuidade tentam-se várias medidas correctivas que vão tendo complexidade crescente. As medidas de maior complexidade e por isso mais morosas só serão tentadas se as de menor complexidade não resultarem. Se nenhuma das medidas correctivas resultar num contorno de continuidade aceitável, o ponto ou os pontos onde isso acontecer são marcados para posterior correcção por meio de uma interpolação,

---

113 as descontinuidades são agora facilmente identificadas pela mudança de etiqueta.

utilizando para o efeito uma etiqueta de valor especial.

As medidas correctivas aplicadas nos locais de descontinuidade, pela ordem por que são tentadas, são as seguintes:

- continuação do segmento anterior - na presença de uma descontinuidade num dado raio, a primeira verificação a fazer é a existência de um ponto de aresta, dentro dos limites do valor da tolerância, relativamente ao ponto do raio anterior. Se esse ponto existir, e não se situar para além de um ponto da classe *intransponível*, então passa a ser ele o ponto fronteira, corrigindo o anterior. Com esta medida simples é possível corrigir em muitos casos segmentos inteiros, que tinham sido erroneamente considerados por os verdadeiros pontos serem demasiado fracos, ou devido à presença de ruído de amplitude importante no interior da cavidade.

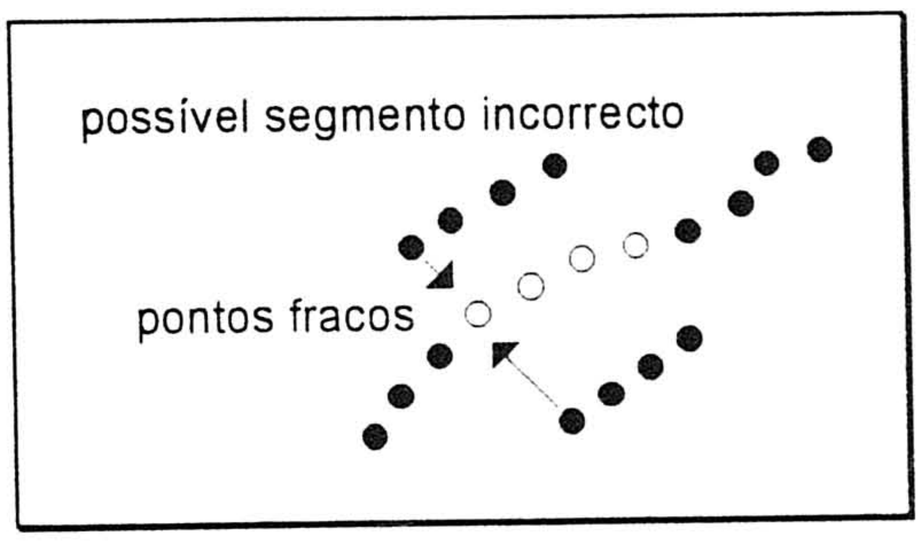


Figura 102 - Correcção por continuação do segmento anterior

- correcção de um ou dois pontos não presentes - esta segunda medida correctiva é tentada quando não existe no primeiro raio a seguir a uma descontinuidade um ponto de aresta candidato dentro da tolerância relativa à distância ao centróide do ponto considerado no raio anterior. Neste processo de correcção admite-se a falha de um ou dois raios seguidos, na continuidade de um segmento, desde que pelo menos no terceiro raio se encontre um ponto que prossiga o segmento anterior dentro dos limites de tolerância.

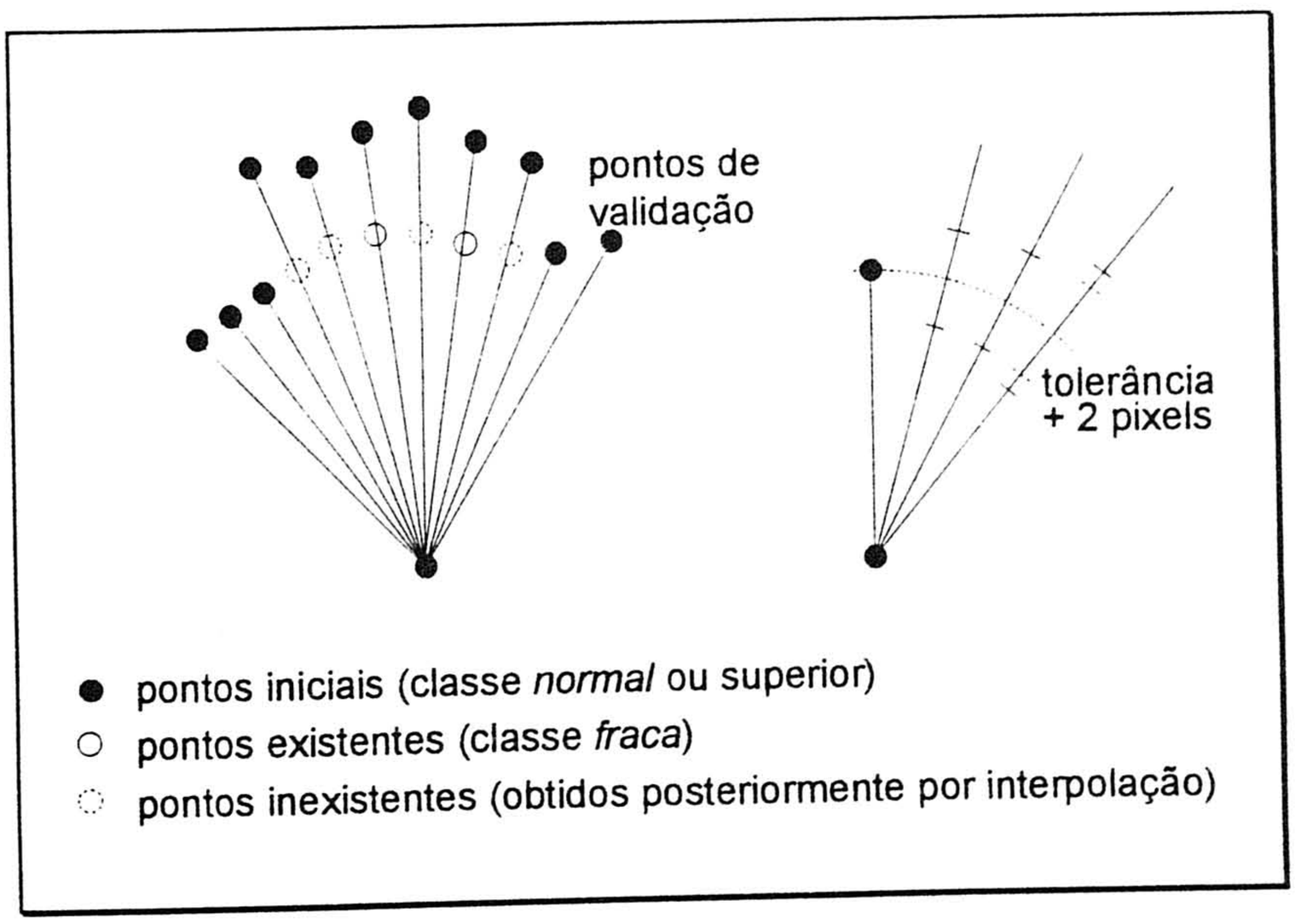


Figura 103 - Correcção de um ou dois pontos

As ausências de um ou dois pontos podem ser múltiplas, desde que intercaladas por pontos que satisfaçam a continuidade. No entanto, para validar todo o processo de

correcção é necessário encontrar pelo menos dois pontos válidos, em raios consecutivos. Quando a ausência se estende por dois raios alarga-se em 2 *pixels* o valor da tolerância relativa à diferença entre o raio anterior e o terceiro. O processo termina com sucesso quando se encontram dois raios consecutivos dentro da tolerância e com insucesso se aparecerem três falhas seguidas. Este processo é implementado recursivamente de modo a levar em conta a possibilidade das falhas múltiplas.

Os raios com falhas são marcados para estimação dos respectivos pontos fronteira através de uma interpolação a ser efectuada posteriormente. É claro que todas estas correcções não poderão ser feitas por detrás de pontos classificados como *intransponíveis*. Pode ver-se na figura anterior uma possível correcção efectuada com a utilização deste processo.

- correcção por concavidade - em certas situações aparecem segmentos da fronteira da cavidade escondidos do ponto central de onde emanam os raios que servem para a pesquisa dos mesmos, provocando descontinuidades que não podem ser resolvidas pelos dois processos anteriores. Quando isso sucede tenta-se então a resolução da descontinuidade verificando se é possível encontrar uma das quatro situações da figura 104. Em qualquer das situações a pesquisa dos pares de pontos a acrescentar aos raios na zona da concavidade é limitada a um número máximo configurável pelo utilizador. Por defeito esse número é 10. As concavidades que na realidade existem nos contornos do ventrículo esquerdo nunca são muito profundas.

  Para se poder unir um ponto de declive negativo a um de declive positivo, no mesmo raio, é necessário que estes não distem mais do que o valor da tolerância definida para a detecção das descontinuidades. Além disso, nos novos segmentos que vão formar as concavidades, também é necessário que a diferença das distâncias ao centróide, de pontos em raios consecutivos, seja menor ou igual que o mesmo valor de tolerância.

  A correcção termina com sucesso se for possível encontrar pontos sem descontinuidades que se enquadrem numa das quatro situações da figura 104. O número de pontos que esta correcção poderá acrescentar ao contorno está limitado a duas vezes a profundidade máxima de pesquisa, que é configurável pelo utilizador. Apenas nestas situações de concavidade é possível ter pontos pertencentes ao contorno situados para além de pontos *intransponíveis*.

- correcção por pesquisa exaustiva e função de custo - esta última medida correctiva é a mais complexa, mas também a que apresenta maior grau de liberdade. Após se terem encontrado dois pontos de relativa fiabilidade, antes e depois do raio onde não foi possível uma correcção da descontinuidade pelos processos anteriores, geram-se e avaliam-se todos os caminhos possíveis entre esses dois pontos, seguindo algumas regras. Escolhe-se o caminho que tiver sido avaliado como o de menor custo.

  A primeira acção desta medida é a escolha dos dois pontos terminais para a geração e a avaliação dos percursos entre eles. O ponto terminal anterior à descontinuidade não corrigida é escolhido como sendo o primeiro encontrado, recuando no contorno determinado até ao momento, que satisfaz as seguintes duas condições:

  1) ser um ponto pertencente ao conjunto inicial da primeira estimativa[114];

  2) ter uma intensidade de valor igual ou superior a um certo limiar, que pode ser alterado pelo utilizador, mas que, por defeito, tem um valor que é igual ao nível necessário para classificar o ponto como pertencente à classe *forte*.

---

[114] a esses pontos atribui-se um novo valor de etiqueta (100), ao serem confirmados no corrente passo da pesquisa secundária.

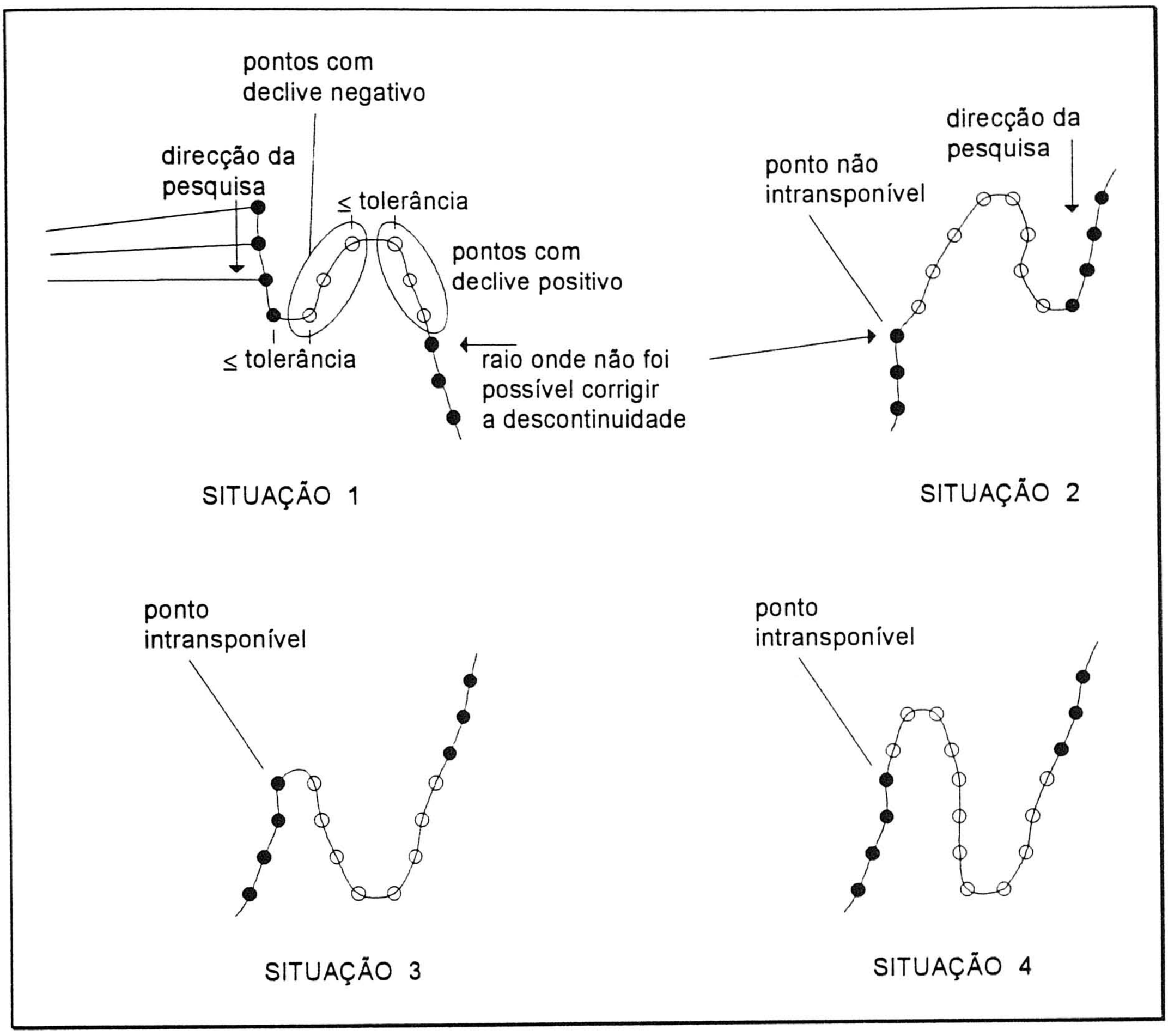


Figura 104 - Correcção de concavidades

O ponto terminal posterior é o primeiro que se segue à descontinuidade e que satisfaz também duas condições:

1) possuir uma intensidade igual ou superior ao limiar já referido para o ponto anterior;

2) pertencer a um segmento de comprimento igual ou superior a um segundo limiar, que também poderá ser alterado pelo utilizador, e que tem por defeito o valor 4.

Determinados os dois pontos terminais, define-se agora uma faixa de pesquisa, função das distâncias dos dois pontos ao centróide, que só excepcionalmente poderá ser excedida. Essa faixa, com a forma de uma porção de coroa circular, é calculada subtraindo uma certa folga à distância do ponto mais próximo ao centróide, e somando a mesma folga à distância do ponto mais afastado. Os percursos gerados deverão estar contidos, em princípio, no interior dessa faixa. A folga é também um parâmetro que pode ser ajustado pelo utilizador, tendo por defeito o valor de 10 *pixels*. A figura seguinte esquematiza uma dessas faixas de pesquisa.

Segue-se a geração e avaliação dos caminhos possíveis para a união dos dois pontos terminais. A técnica utilizada baseia-se num método de pesquisa exaustiva

conhecido por pesquisa em profundidade[115] [p. ex. 106, 126]. A essência do método consiste em tentar estender o caminho explorado sempre na direcção mais promissora que leve ao ponto terminal final.

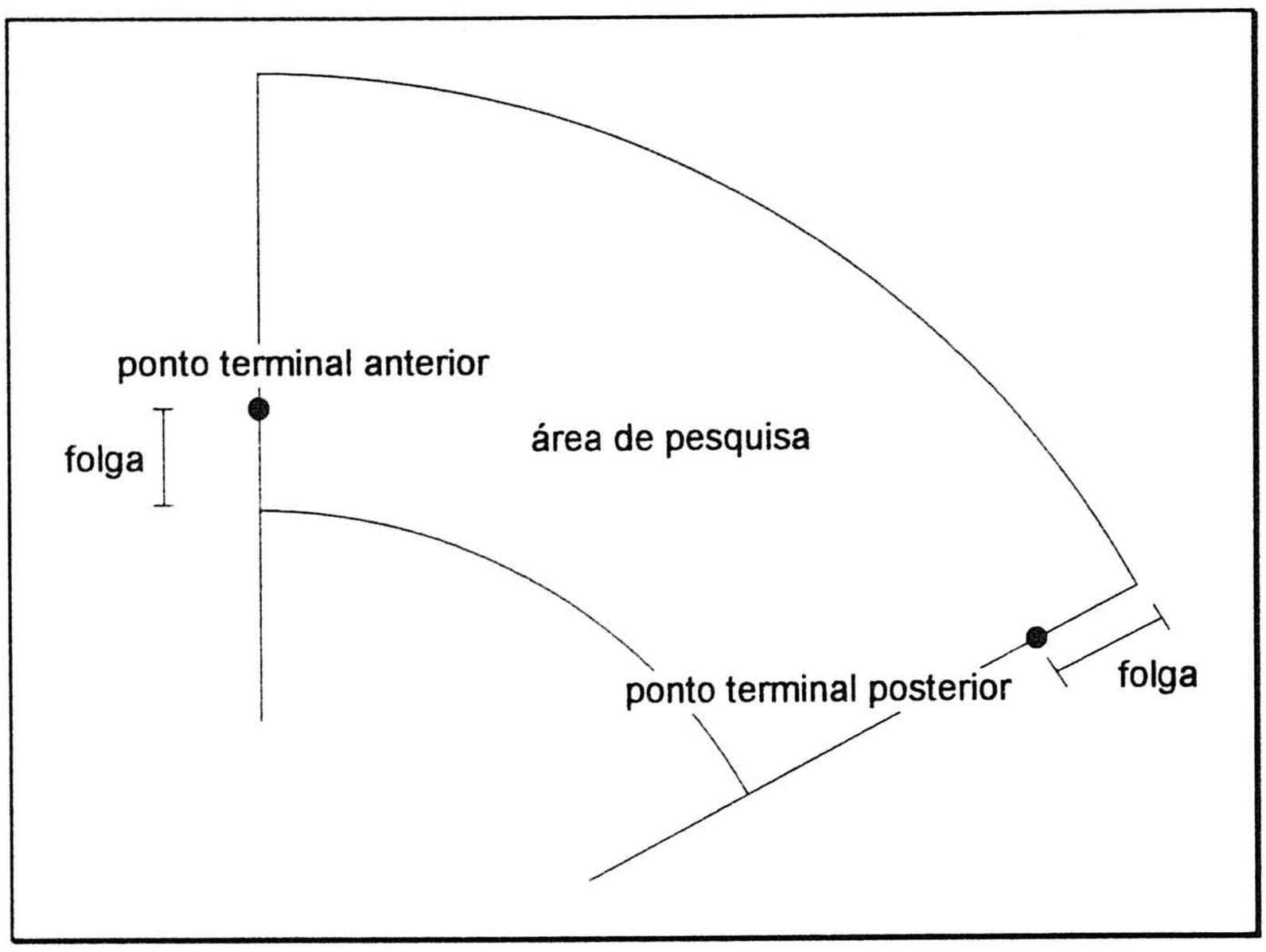


Figura 105 - Área a considerar na pesquisa exaustiva de segmentos de contorno

Assim, partindo do ponto terminal inicial, aplicam-se as seguintes duas regras, pela ordem indicada:

- do ponto actual avança-se para um ponto seguinte aceitável, ainda não explorado;
- se o ponto actual não possuir ponto seguinte aceitável, ou for o ponto terminal final, recua-se para o ponto anterior.

A primeira regra diz-nos como estender o percurso corrente, se possível, enquanto que a segunda diz-nos como voltar atrás[116], quando se atinge o objectivo ou um beco sem saída. Assim, vamos estendendo sempre a solução corrente enquanto for possível e até se atingir o objectivo final, e quando isso acontecer, ou quando não for possível avançar mais, volta-se atrás e tenta-se outra alternativa no ponto mais recente a partir do qual ainda haja pontos seguintes não explorados. A aplicação das regras continua até não haver mais alternativas por explorar. É claro que se não se tiver cuidado na definição de 'ponto seguinte aceitável', e se não se limitar de alguma forma o número de alternativas em cada ponto, é muito fácil gerar uma explosão combinatória do número de caminhos a testar, que é sempre de ordem exponencial relativamente ao comprimento do caminho. A implementação que foi realizada para este método de pesquisa exaustiva utiliza um procedimento recursivo que executa automaticamente a segunda regra, sem necessidade de guardar explicitamente o percurso até ao ponto actual.

Para limitar o número total de caminhos alternativos a testar e ao mesmo tempo garantir que todos os mais promissores são considerados, excluem-se, quando se

---

115 *depth-first search*, na designação em língua inglesa.

116 operação conhecida por *backtracking* na nomenclatura inglesa utilizada no domínio da pesquisa exaustiva.

verificam certas condições, alguma ou algumas das alternativas base para cada ponto, que estão fixadas no máximo de 4. As 4 alternativas base para estender o caminho actual para um dado ponto são as esquematizadas na figura apresentada a seguir.

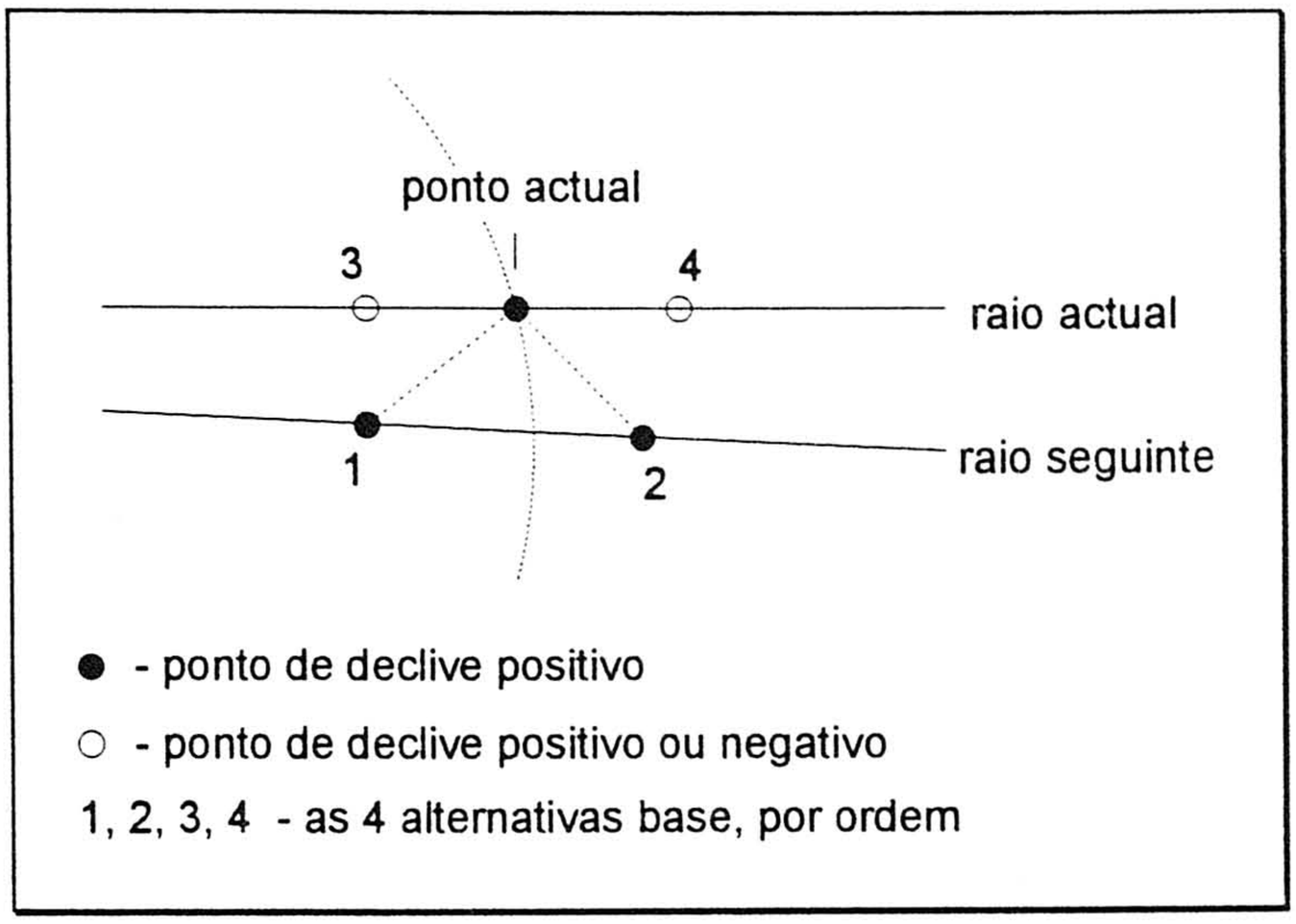


Figura 106 - Os pontos seguintes possíveis

As alternativas 1 e 2 situam-se no raio seguinte e são os dois pontos de declive positivo mais próximos do actual, um a uma distância menor e outro a uma distância maior[117]. Se existir um ponto exactamente à mesma distância do actual, esse constituirá a única alternativa no raio seguinte. Se uma das alternativas 1 ou 2 se situar fora da área de pesquisa previamente definida, então não será considerada, a menos que a diferença de distâncias relativa ao ponto actual seja igual ou inferior à tolerância para descontinuidades. Estas duas alternativas não serão consideradas se já nos encontrarmos no raio onde se situa o ponto terminal final, ou se o ponto actual se situar atrás de um ponto *intransponível* no mesmo raio. As possíveis concavidades são tratadas separadamente.

As alternativas 3 e 4 situam-se no mesmo raio do ponto actual e são os pontos aresta adjacentes ao actual, podendo ter declive positivo ou negativo. Estas alternativas não serão consideradas se para pelo menos num dos pontos 1 ou 2 se verificar simultaneamente uma diferença de distâncias igual ou menor do que uma segunda tolerância a descontinuidades, mais apertada do que a normal, e o ponto for classificado na classe *normal* ou superior. Esta segunda tolerância tem, por defeito, o valor de 4 *pixels*. A construção de um percurso, no mesmo raio, entre dois pontos de declive positivo ou negativo, advém da possibilidade de ocorrência da situação rara que se ilustra na figura 107.

Se os pontos 3 e 4 forem considerados, faz-se agora um estudo separado da admissibilidade do percurso actual continuar para a esquerda para o ponto 3 e para a direita para o ponto 4. É admissível ir para a esquerda se se verificar pelo menos uma das seguintes quatro condições:

- o ponto actual está atrás de um intransponível;
- a distância a transpor é menor do que a tolerância para descontinuidades;

---

[117] distâncias ao centróide, bem entendido.

- o ponto 3 situa-se na área de pesquisa e o movimento anterior foi semelhante;
- o ponto 3 situa-se na área de pesquisa e a distância a transpor é menor ou igual do que um limite de salto lateral.

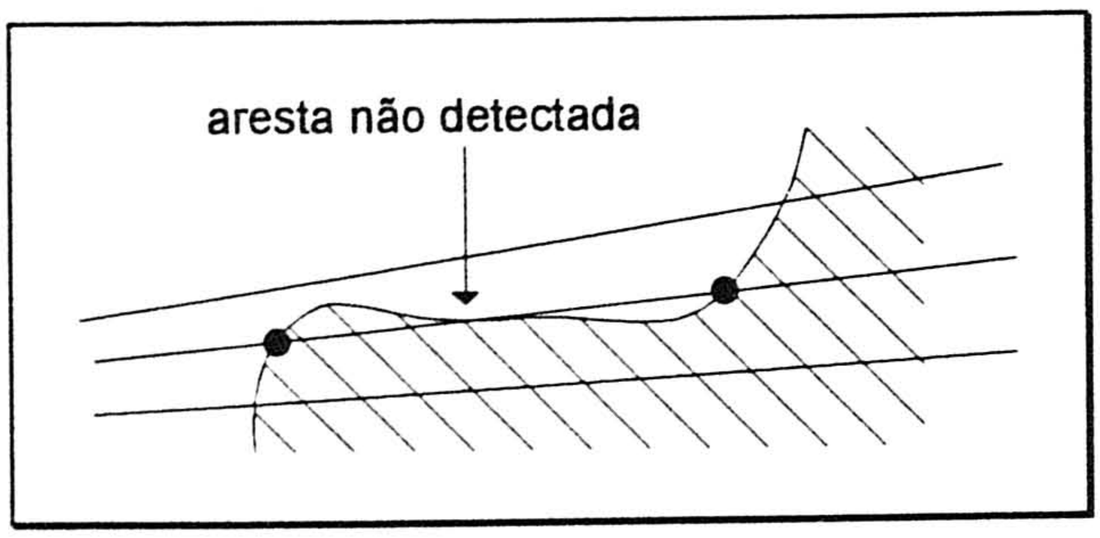


Figura 107 - Dois pontos aresta positivos consecutivos

Da mesma forma só é admissível ir para a direita se se verificar pelo menos uma das seguintes três condições:

- a distância a transpor é menor do que a tolerância para descontinuidades;
- o ponto 4 situa-se na área de pesquisa e o movimento anterior foi semelhante;
- o ponto 4 situa-se na área de pesquisa e a distância a transpor é menor ou igual do que um limite de salto lateral.

O limite de salto lateral mencionado é, por defeito, igual ao dobro da tolerância para descontinuidades.

Avaliada a admissibilidade dos pontos 3 e 4 tenta-se estender o percurso actual para o ponto 3 se for admissível e para o ponto 4 se também for admissível e o ponto actual não estiver atrás de um *intransponível*. Se os pontos 3 ou 4 possuirem declive negativo é tentada nesta altura a construção de uma concavidade. Procura-se identificar uma das três situações ilustradas na figura 108, se se tratar da alternativa 3, ou a situação da figura 109, se se tratar da alternativa 4.

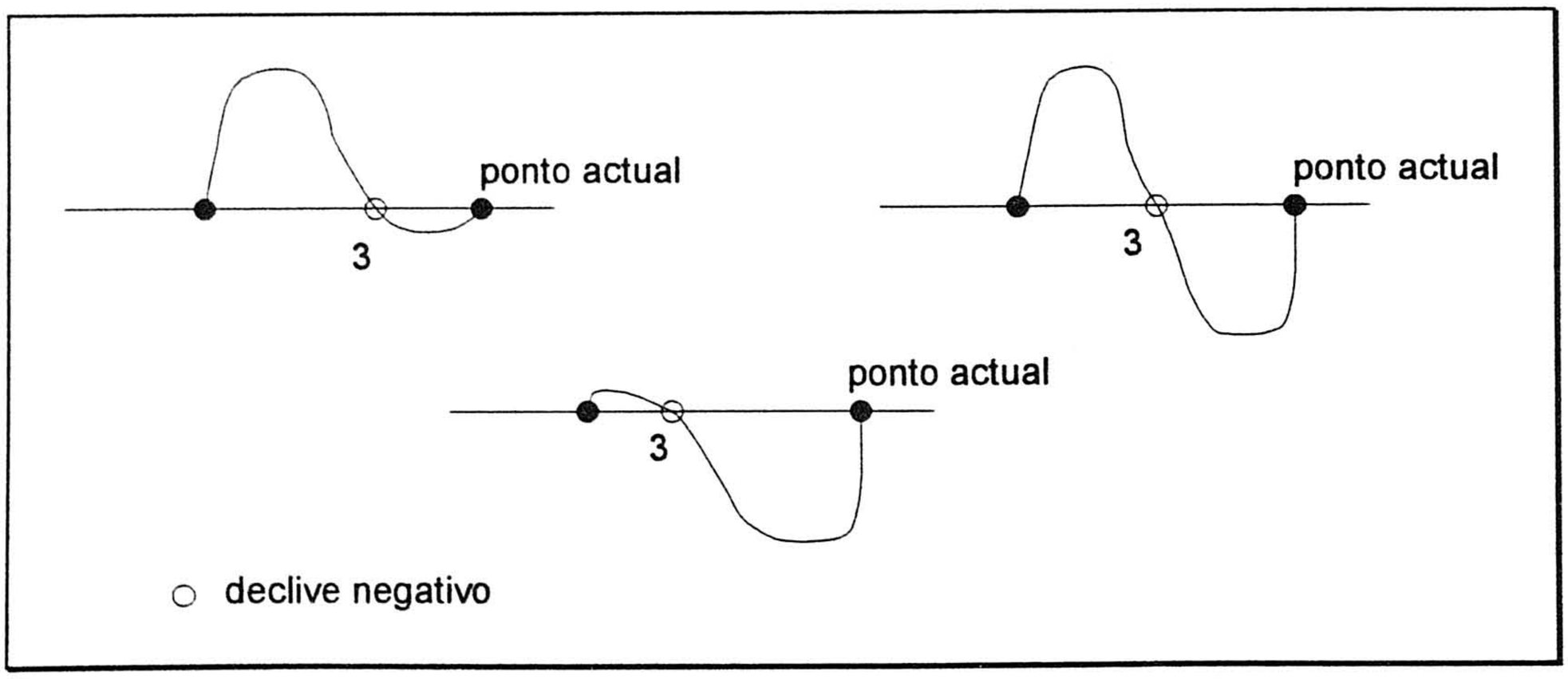


Figura 108 - Concavidades num deslocamento para a esquerda

Se não existir nenhum ponto nas condições de constituir as alternativas 1 e 2 prossegue-se imediatamente para o raio seguinte, marcando aquele em que não foi possível encontrar as alternativas para posterior interpolação.

Se existirem as alternativas 1 ou 2, mas ambas com uma diferença de distâncias em

relação ao ponto actual superior a uma vez e meia a tolerância para descontinuidades, considera-se como 5ª alternativa nesse raio um ponto interpolado. Os possíveis descendentes destes pontos interpolados nunca incluem as alternativas 3 e 4. Também não é possível ter três destes pontos consecutivos.

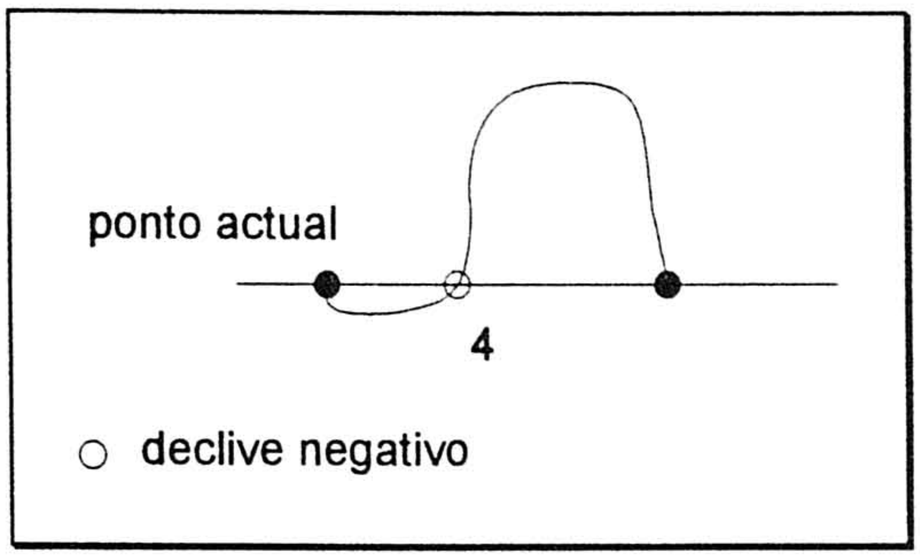


Figura 109 - Concavidade num deslocamento para a direita

Para se poder prosseguir na extensão do percurso, após se considerarem dois pontos interpolados consecutivos, é necessário existir no terceiro raio um ponto de declive positivo que tenha uma diferença de distâncias, em relação ao ponto anterior aos interpolados, menor ou igual do que duas vezes a tolerância para descontinuidades.

À medida que se vai construindo o percurso vai-se também anotando o custo do mesmo desde o ponto terminal inicial. A consideração de um novo ponto causa a adição de duas parcelas ao custo. A primeira diz respeito ao tipo de ponto acrescentado que é máxima para os pontos interpolados e vai decrescendo desde os pontos pertencentes à classe *fraca* até à classe *intransponível*. Após vários ajustes consideraram-se os seguintes custos:

pontos interpolados - 4
pontos da classe *fraca* - 3
pontos da classe *normal* - 2
pontos da classe *forte* ou *intransponível* - 0

A outra parcela tem a ver com a diferença das distâncias ao centróide do ponto acrescentado e do ponto actual e também com o tipo de deslocamento, que poderá ser um deslocamento de um raio para o seguinte ou um deslocamento lateral. Os custos associados a estes deslocamentos são, então:

deslocamento de um raio para o seguinte - max(0, deslocamento - tolerância1)
deslocamento lateral - max(0, deslocamento - tolerância2)

Entende-se por deslocamento a diferença das distâncias ao centróide; tolerância1 é o valor que impede a consideração das alternativas 3 e 4 para um dado ponto, já referido atrás; tolerância2 é o valor da tolerância a descontinuidades, maior que o anterior. O custo global das concavidades é reduzido para 80%, depois de calculado com as parcelas anteriores.

O percurso final considerado entre os dois pontos terminais é o que corresponder a um menor custo. Sempre que se atinge o ponto terminal final o custo total é comparado com o custo mínimo anterior e substituído se o actual for menor. Se durante a construção dos percursos alternativos se atingir em qualquer ponto o custo mínimo actual, não se prossegue a construção, recuando-se imediatamente para o ponto anterior e recomeçando daí[118].

---

118 técnica conhechida por *branch and bound*, na literatura dedicada à pesquisa exaustiva.

Esta medida correctiva termina sempre com sucesso, determinando sempre um percurso, mercê da consideração de pontos possívelmente marcados para interpolação.

As quatro medidas correctivas descritas e aplicadas na resolução das descontinuidades detectadas entre os segmentos, constituem o passo da pesquisa secundária. Após a sua aplicação aos pontos iniciais da figura 99, obtiveram-se os pontos fronteira corrigidos que se podem observar na figura seguinte.

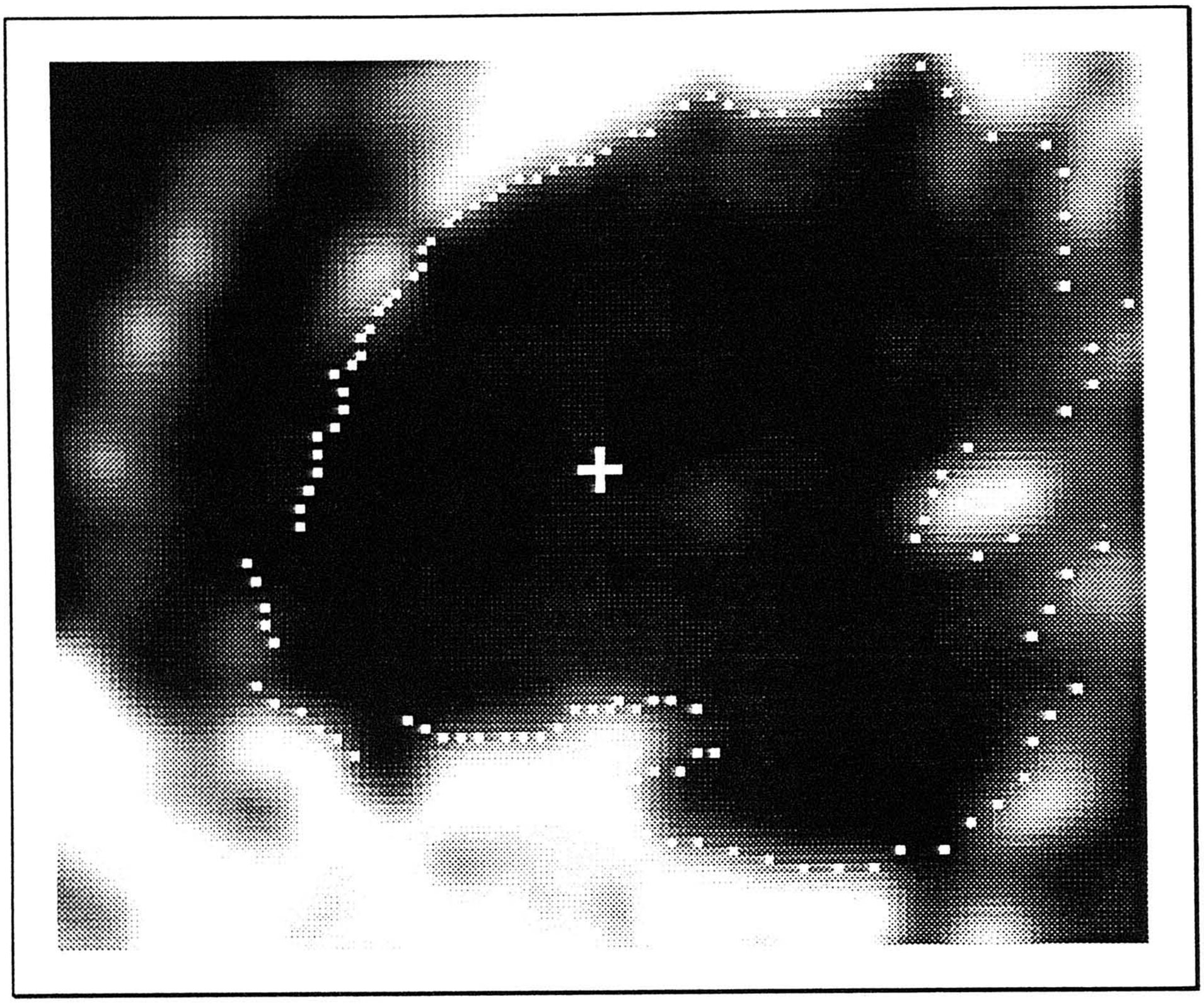


Figura 110 - Pontos fronteira após pesquisa secundária

Alguns dos pontos presentes na figura foram marcados para interpolação, a ser efectuada no passo seguinte.

No perfil de distâncias apresentado na figura 111 indicam-se quais são esses pontos, correspondendo *grosso modo* às pequenas descontinuidades ainda presentes.

Os pontos a serem interpolados aparecem, após este passo, com a mesma distância do ponto válido anterior ou posterior mais próximo.

Aparece ainda indicado na mesma figura um conjunto de pontos que foi adicionado em virtude da detecção de uma concavidade.

- ***Interpolação***

Como já se depreendeu, neste passo do algoritmo efectua-se uma estimativa do posicionamento dos pontos anteriormente marcados para interpolação. Estes pontos são identificados através de uma etiqueta especial[119], atribuída nas circunstâncias descritas no

---

[119] de valor igual a -1.

passo anterior.

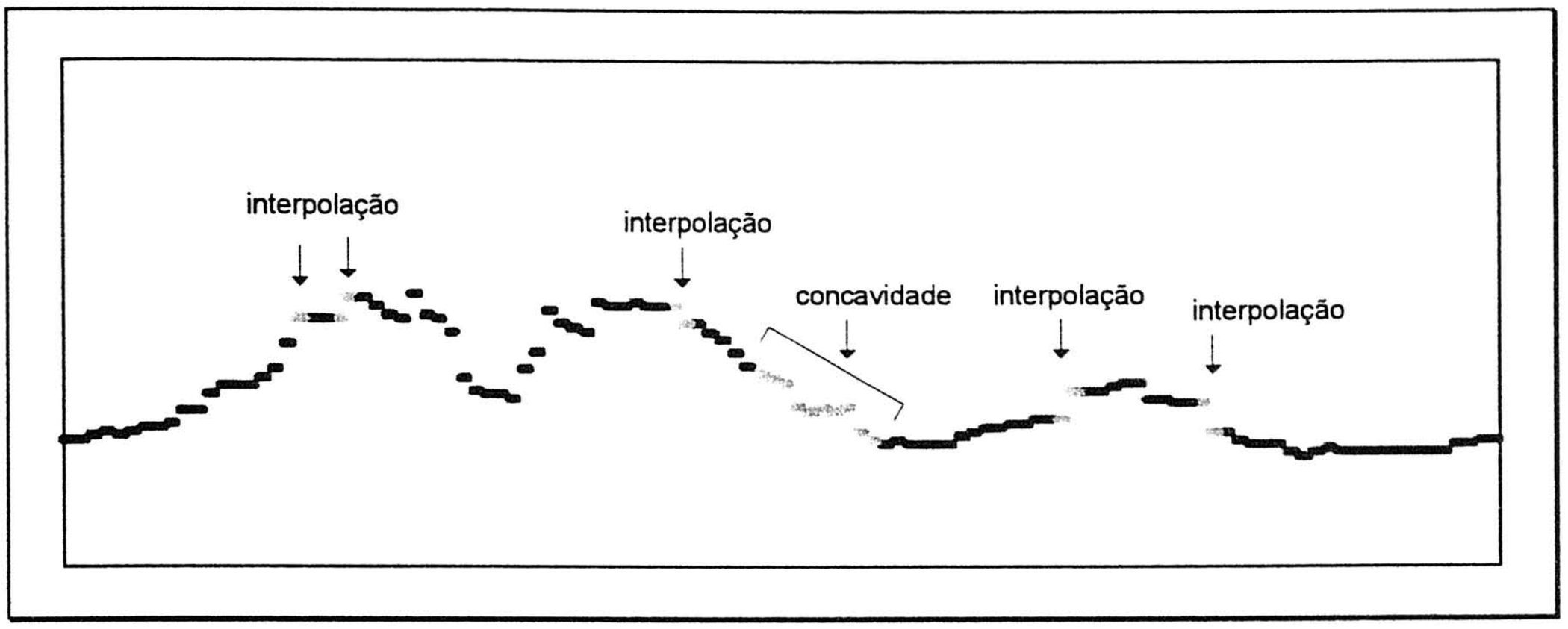


Figura 111 - Perfil de distâncias após a pesquisa secundária

Descoberto um conjunto de pontos consecutivos a interpolar, determina-se a distância ao centróide dos pontos válidos adjacentes. Os pontos a interpolar mantêm-se sobre os raios a que pertencem mas a uma distância que varia linearmente entre as distâncias dos pontos válidos adjacentes.

Com este tipo de interpolação, linear em coordenadas polares, consegue-se a ligação entre os pontos válidos adjacentes seguindo uma trajectória curva, que será um arco de circunferência se a distância ao centróide dos pontos adjacentes for a mesma.

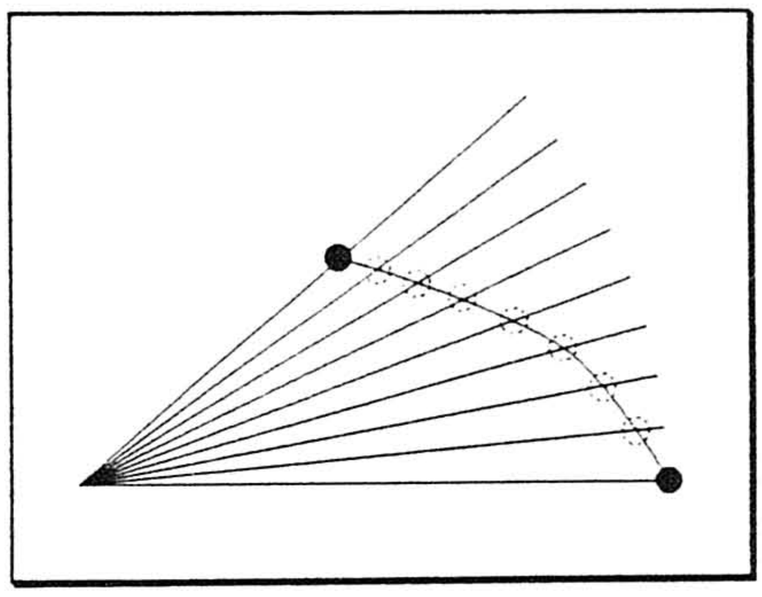


Figura 112 - Exemplo de interpolação linear em coordenadas polares

Seguindo o exemplo da imagem apresentada no passo anterior, pode apreciar-se nas duas figuras seguintes, o resultado deste passo nos pontos marcados para interpolação. Compare-se o novo posicionamento dos pontos fronteira e o perfil de distâncias com os que existiam após a pesquisa secundária.

- ***Suavização do contorno***

O último passo do algoritmo consta de uma filtragem de carácter passa-baixo efectuada na distância ao centróide do conjunto dos pontos fronteira. Este tipo de filtragem atenua as variações bruscas do raio de curvatura, dando origem a uma curva mais suave. Procura-se, no entanto, que o contorno filtrado não se afaste muito do local onde foi detectado.

Trata-se pois de uma filtragem da função em coordenadas polares amostrada $d(\theta)$, em que d é a distância ao centróide e θ a variável angular. Atendendo à restrição anterior, a resposta impulsional do filtro deverá dar um peso superior às amostras mais próximas do

ponto onde está a ser aplicado. Escolheu-se então o filtro cuja resposta impulsional é a que se mostra na figura 115.

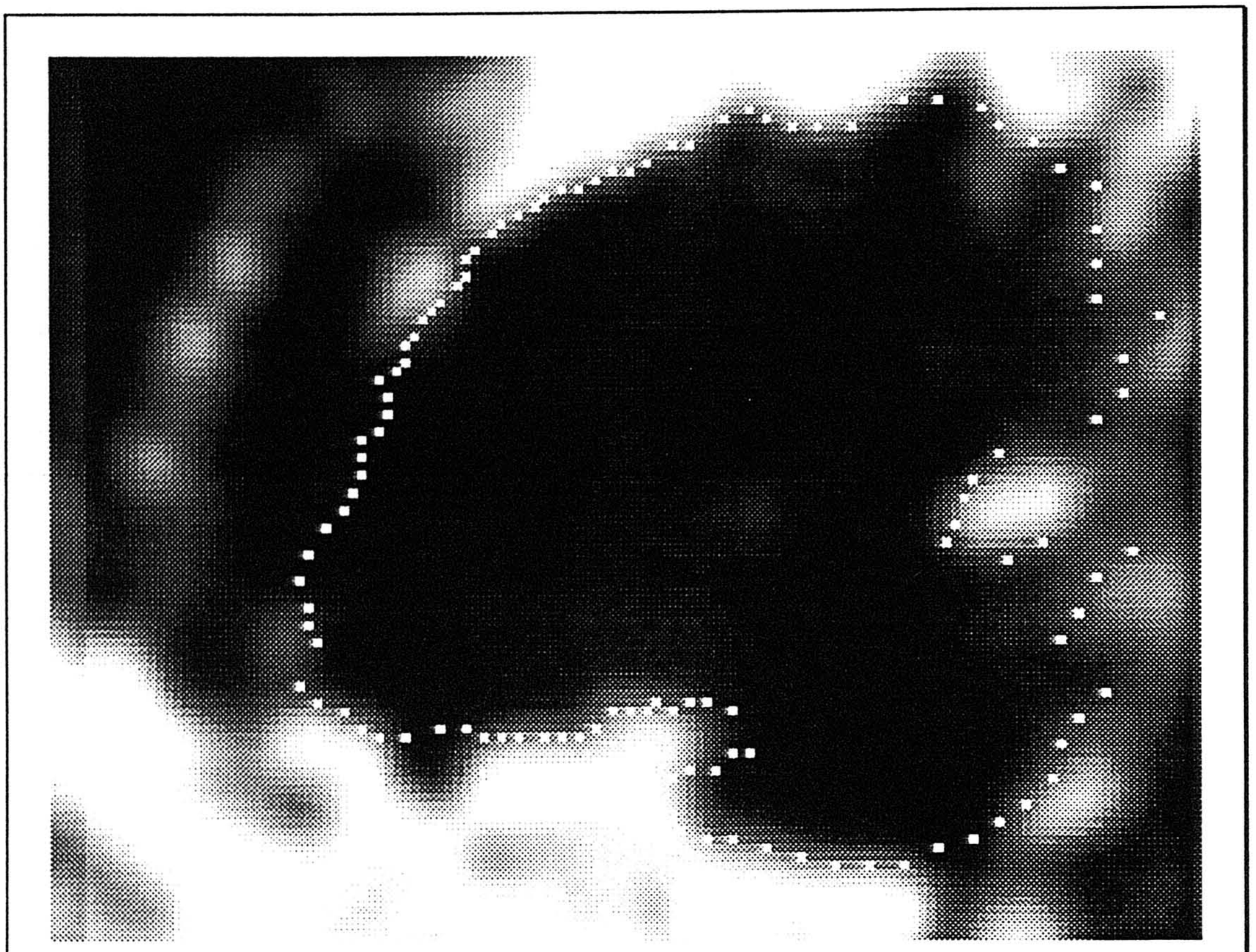


Figura 113 - Pontos fronteira após interpolação

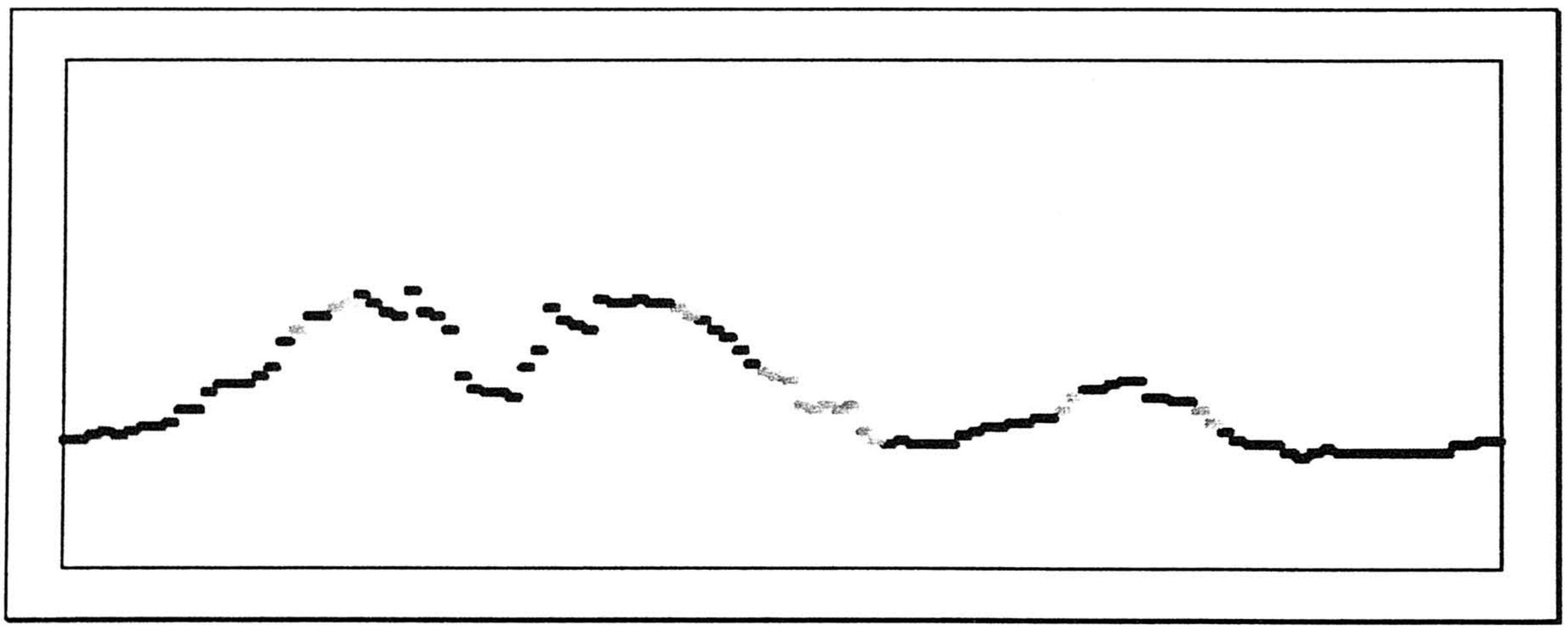


Figura 114 - Perfil de distâncias após interpolação

Executando este passo sobre os pontos fronteira obtidos no passo anterior obtém-se, para a imagem que tem servido de exemplo, o reposicionamento dos pontos que se pode ver na figura 116, que corresponde a um contorno com bastante menos irregularidades.

No perfil de distâncias da figura 117 é bem visível a suavização conseguida,

comparando-o com o obtido nos passos anteriores.

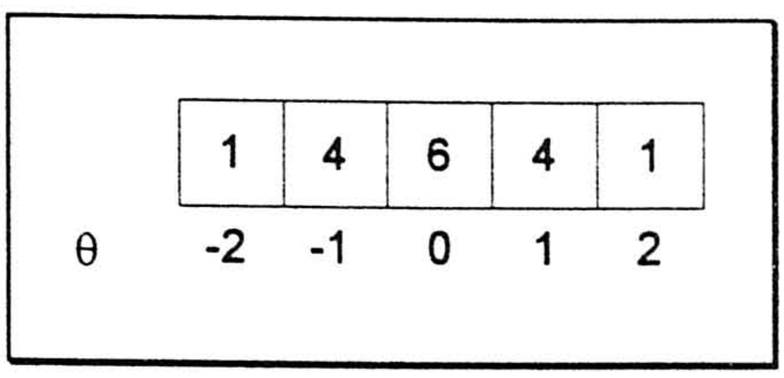


Figura 115 - Resposta impulsional do filtro de suavização do contorno final

Com este passo conclui-se o algoritmo de obtenção de um contorno. Seja qual for o grau de interactividade seleccionado é ainda necessária uma validação por parte do utilizador, que deverá ajuizar da correcção do contorno final obtido e decidir se o mesmo é ou não válido.

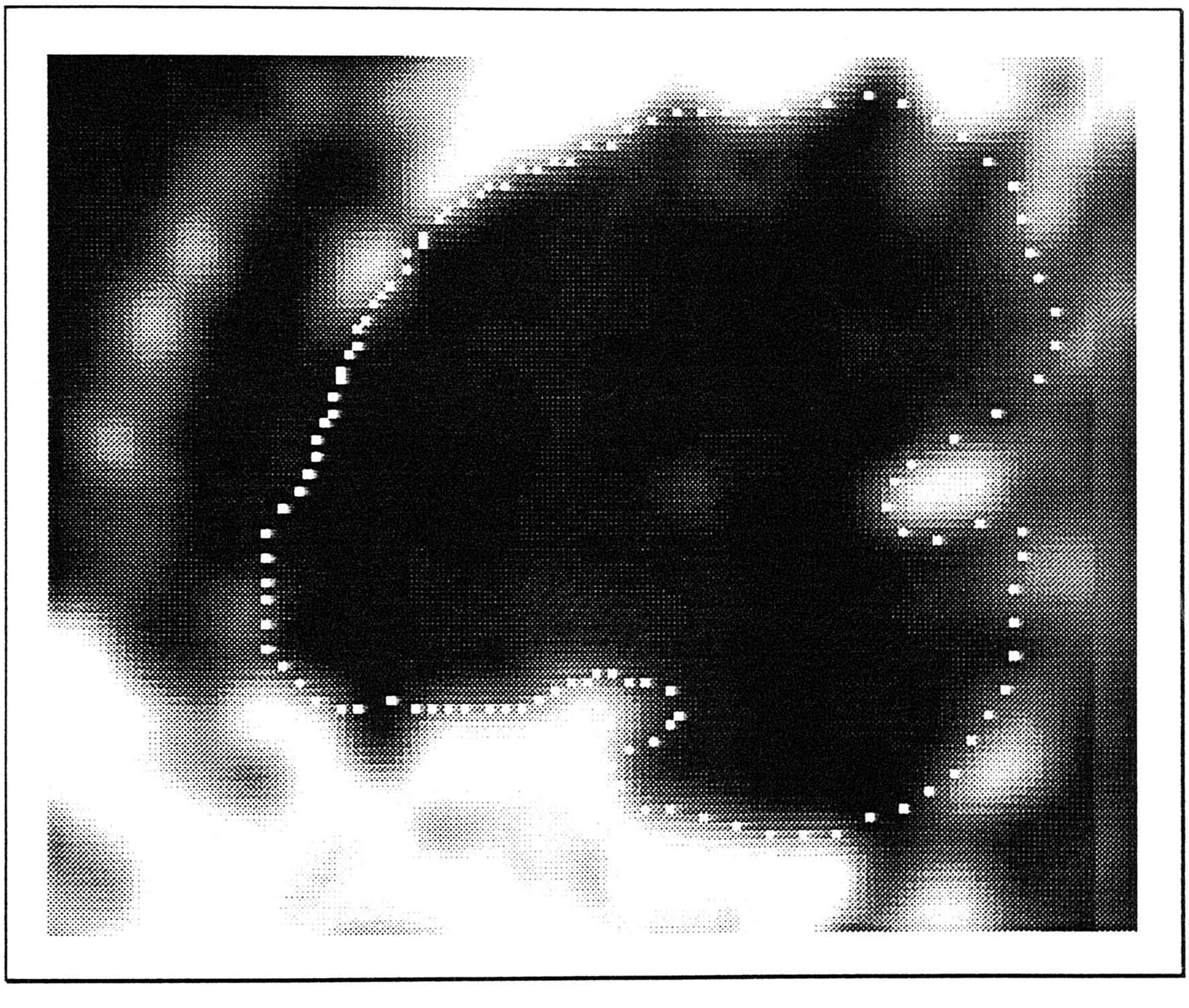


Figura 116 - Pontos fronteira após a suavização

Se o utilizador considerar incorrecto o traçado mostrado poderá tentar novamente o algoritmo com outros parâmetros de funcionamento, ou optar por uma correcção manual interactiva dos segmentos que lhe parecem mais mal localizados.

Os contornos finais são mostrados sobrepostos à imagem original como se vê na porção que aparece na figura 118 da página seguinte.

A título de exemplo mostram-se ainda na figura 119 vários outros contornos obtidos pela aplicação do algoritmo.

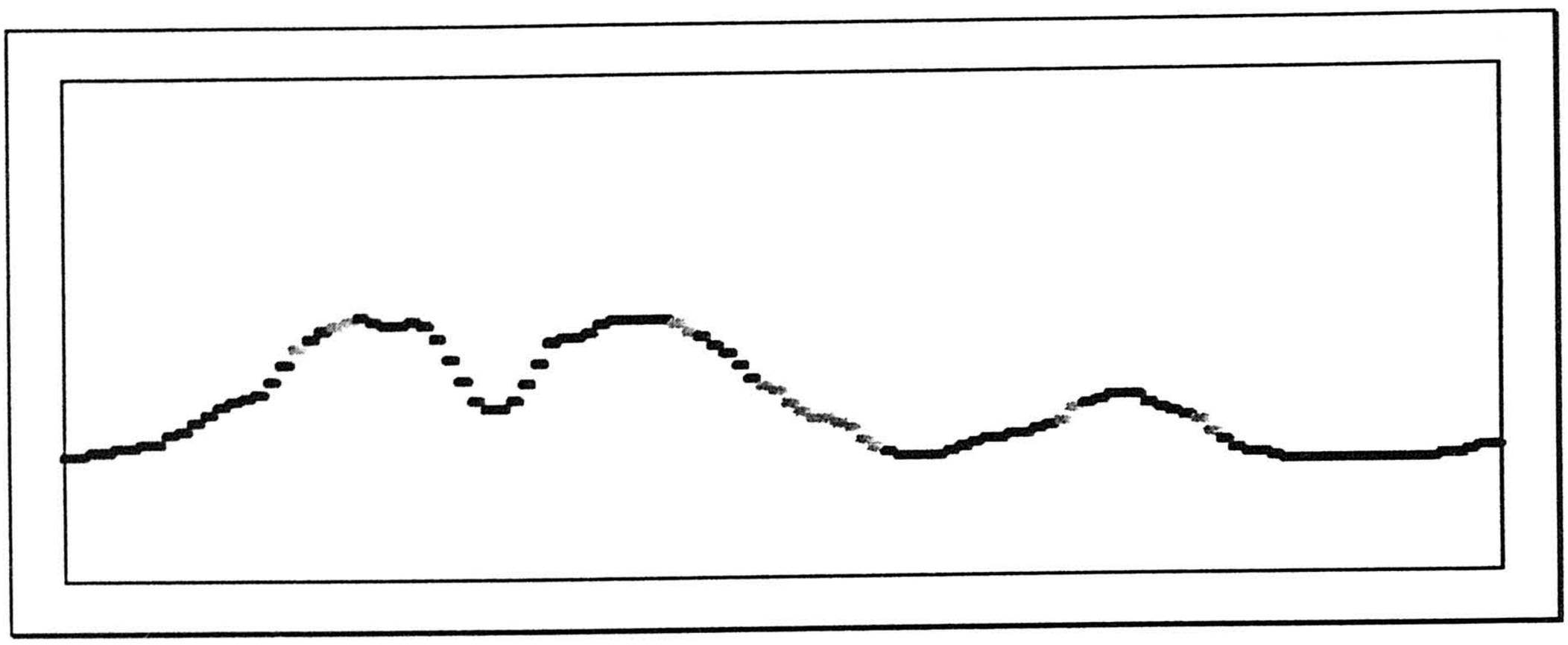


Figura 117 - Perfil de distâncias após o passo da suavização

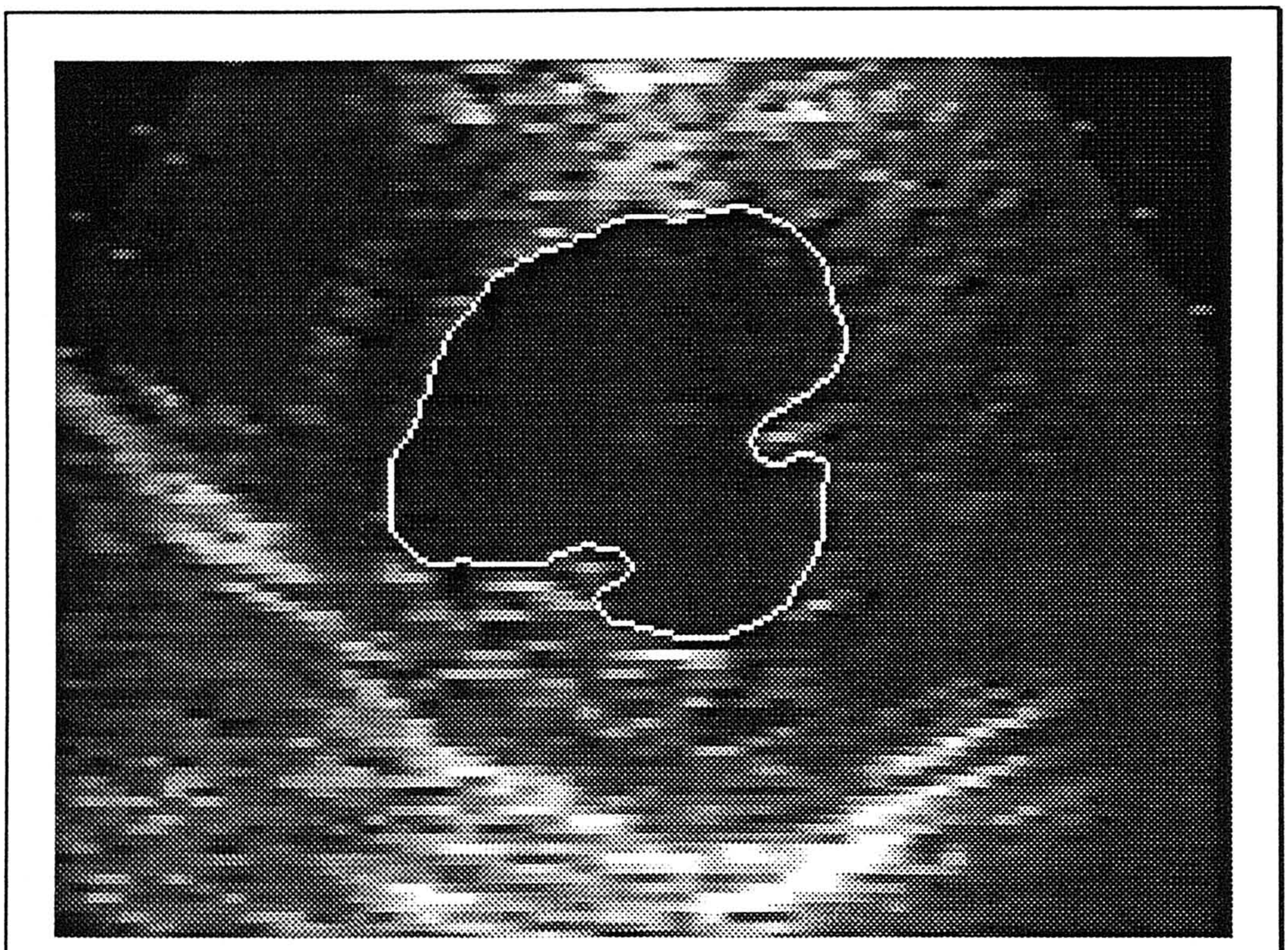


Figura 118 - Contorno final sobreposto à imagem original[120]

4.5.5.5 Parâmetros do algoritmo de obtenção de um contorno

O algoritmo de obtenção de um contorno é controlado por vários parâmetros que vão desde a semi-largura do detector de arestas, passando pela definição das fronteiras das classes em que são divididos os pontos aresta, até parâmetros que dizem respeito às várias

---

[120] esta imagem e as anteriormente incluídas na descrição do algoritmo de obtenção de um contorno não foram corrigidas de acordo com o factor de forma original das imagens (recorda-se que a forma do *pixel* na carta de aquisição utilizada não é quadrada). Essa correcção poderia resultar na invisibilidade de certas características com a dimensão de um *pixel* na imagem original.

formas de correcção de segmentos errados.

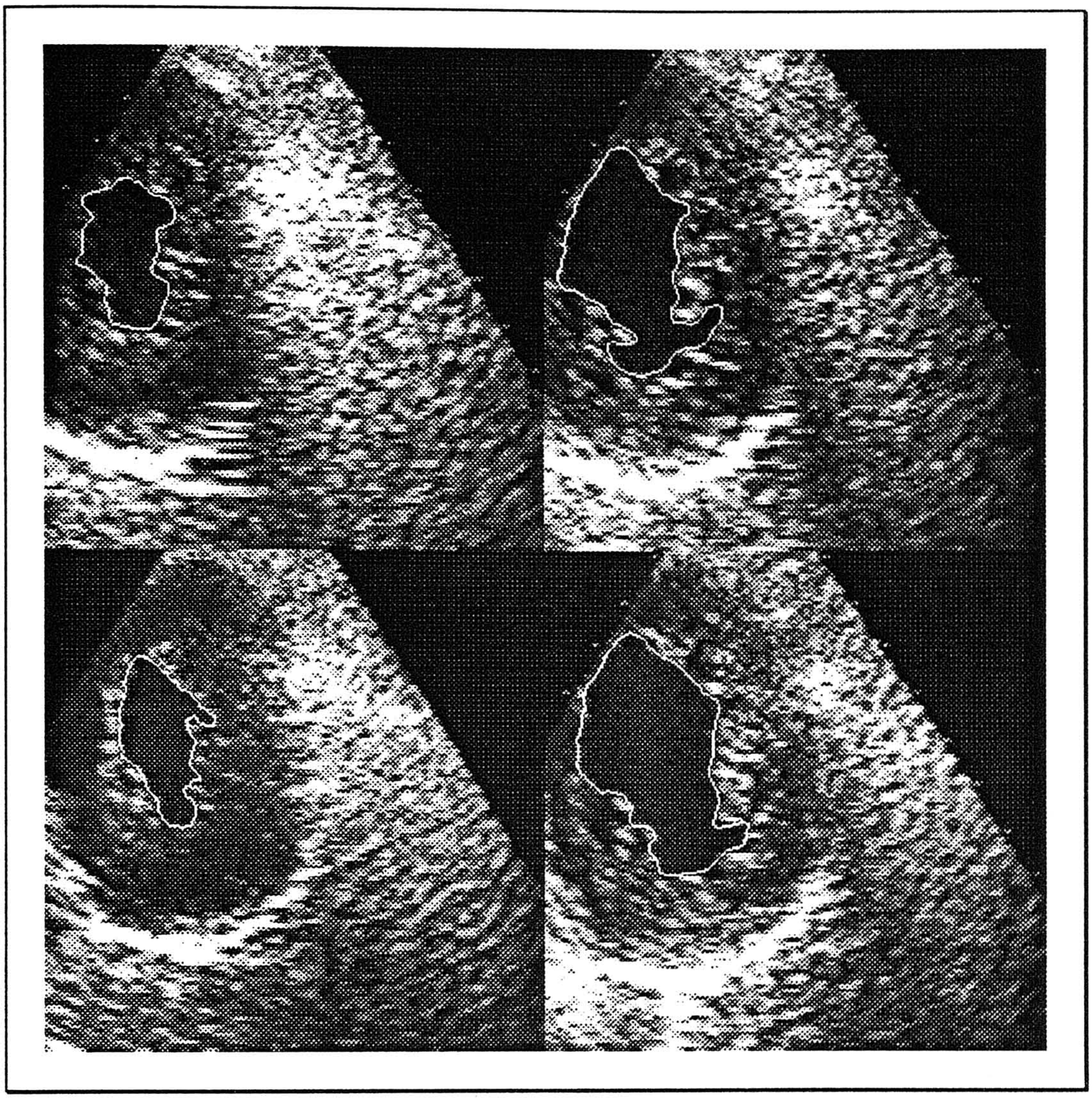


Figura 119 - Outros contornos finais obtidos com o algoritmo[121]

Todos estes parâmetros possuem um valor por defeito que é apropriado para a grande maioria das imagens que surgem nos exames ecocardiográficos. Apenas pontualmente será necessário alterar algum desses parâmetros.

A alteração dos parâmetros poderá ser efectuada num de dois locais existentes no SIPAFE para o efeito. Um desses locais situa-se nas operações de configuração geral do sistema, sendo a janela de diálogo associada invocada através de um menu próprio. O outro local está ligado à própria operação de obtenção de um contorno. Se o grau de interactividade for elevado[122], a janela de diálogo que permite a alteração surgirá automaticamente, imediatamente antes da execução da operação. O utilizador tem assim oportunidade de experimentar novos valores sem os alterar permanentemente.

Ilustra-se na próxima figura a janela de diálogo utilizada, mostrando todos os valores por defeito para os parâmetros configuráveis.

---

[121] também aqui não se fez a correcção do factor de forma.

[122] na implementação corrente é necessário o grau 3.

Nos parágrafos dedicados à descrição da operação fez-se já referência ao papel que estes parâmetros desempenham, não havendo dificuldade em os ligar aos nomes apresentados na janela de diálogo.

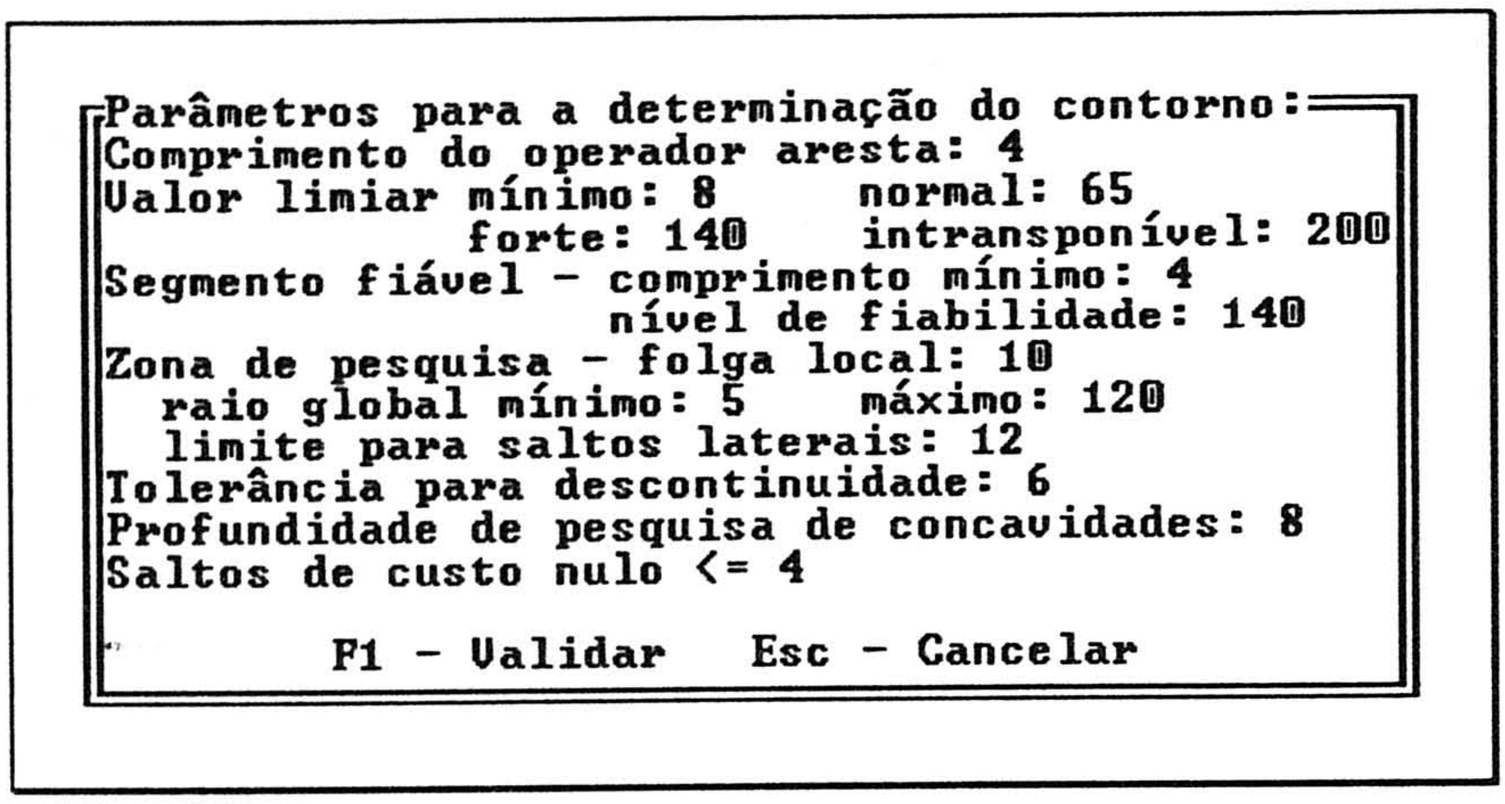


Figura 120 - Parâmetros da operação de obtenção de um contorno

O raio mínimo, na definição da zona global de extracção dos pontos de aresta candidatos, poderá ser aumentado em cavidades em que exista um nível de ruído elevado no seu interior, como sucede em cortes próximos da válvula mitral. Constitui assim um meio simples de não considerar as zonas mais centrais da cavidade.

O valor da profundidade de pesquisa de concavidades também poderá ser reduzido em imagens com poucas irregularidades. Por vezes a falha de segmentos inteiros nas zonas paralelas à direcção de incidência dos feixes ultrassónicos pode levar à detecção de falsas concavidades. Daí a necessidade de introduzir esta limitação na profundidade de pesquisa para as concavidades.

O comprimento máximo dos saltos de custo nulo é o único parâmetro configurável relativo à avaliação da função de custo utilizada na pesquisa secundária. Se quisermos aumentar a possibilidade de incorporação de pontos aresta de intensidade mais fraca na definição dos percursos considerados mais favoráveis, dever-se-á diminuir este comprimento. O aumento terá o efeito contrário.

4.5.6. Fase de medição de parâmetros

Após a obtenção de um contorno da cavidade em estudo é agora possível efectuar a medição dos parâmetros relacionados com o corte tomográfico particular que a imagem representa. Esses parâmetros, usados nos modelos de estimação do volume e no estudo da contracção cardíaca, são: a área abrangida pelo contorno, o seu perímetro, e ainda, apenas para os cortes apicais, o comprimento do eixo maior da cavidade. Nos cortes de pequeno eixo necessita-se por vezes de uma medida da distância septal-posterolateral.

Todas estas medições requerem o conhecimento das dimensões dos *pixels* da imagem. Essas dimensões carecem de determinação prévia através de uma operação de calibração, efectuada para o ecocardiógrafo e profundidade utilizados na obtenção da imagem. Dispondo desses valores, que são as dimensões horizontal e vertical de cada *pixel*, Δx e Δy, torna-se relativamente trivial a medição dos parâmetros referidos.

4.5.6.1. Medição da área

Para a medição da área da secção tomográfica da cavidade, cujo contorno se obteve na fase de processamento anterior, executa-se uma contagem do número de *pixels* existentes no seu interior somados aos próprios *pixels* que formam a linha do contorno. Para isso o

contorno é desenhado numa memória de imagem inicialmente sem qualquer informação[123], a partir dos pelo menos 100 pontos obtidos na fase da sua determinação. De seguida, e usando a posição do centróide, que seguramente se encontra no seu interior, este é totalmente preenchido com uma intensidade conhecida. Para efectuar a contagem do número de *pixels* basta agora executar uma operação de extracção do histograma da imagem, directamente suportada pela carta de processamento, e adicionar o número de *pixels* correspondentes à intensidade usada no preenchimento e à utilizada no desenho do contorno.

O contorno é desenhado unindo por segmentos de recta os vários pontos que o definem. Poder-se-ia talvez obter uma maior precisão escolhendo uma curva interpoladora que passasse pelos pontos de definição do contorno. Uma escolha normal para este tipo de curvas fechadas seria a sua representação por uma *B-spline*, ou curva polinomial por troços, que se adapta bastante bem a qualquer percurso suave, podendo exibir uma continuidade nas derivadas de ordem zero[124] até uma ordem igual ao grau do polinómio empregue subtraído de uma unidade [16, 39]. No entanto, a diferença no número de *pixels* assim conseguida é mínima, mesmo para contornos algo sinuosos, não justificando o tempo extra necessário à formulação, cálculo e desenho de uma tal curva interpoladora.

O preenchimento do interior do contorno é feito utilizando um conhecido algoritmo, denominado 'preenchimento por inundação'[125], muito empregue na área dos gráficos por computador [p. ex. 129]. Pode-se descrever genericamente esse algoritmo, incorporando já alguns melhoramentos destinados a maximizar a sua eficiência, da seguinte forma:

As coordenadas do centróide são colocadas numa fila[126].

Enquanto a fila não estiver vazia

Retira-se um ponto da fila e preenche-se com a intensidade de preenchimento.

Preenche-se cada um dos pontos para a esquerda e direita do retirado, com a intensidade de preenchimento, até se encontrar um ponto já preenchido ou pertencente à fronteira da região a preencher.

Toma-se nota das abcissas do extremo esquerdo e direito do segmento assim preenchido; sejam x_e e x_d, respectivamente.

Verifica-se se todos os pontos de abcissa $x_e \leq x \leq x_d$, nas linhas acima e abaixo da actual, estão completamente preenchidos com a intensidade de preenchimento ou de fronteira, fazendo x variar de x_e a x_d; se isso não acontecer colocam-se na fila todos os pontos que precedam um já preenchido ou fronteira, e o ponto de abcissa x_d, se não estiver preenchido.

Este algoritmo assegura o preenchimento de qualquer região, delimitada por uma fronteira de intensidade conhecida e onde se admite a existência de conectividade entre cada *pixel* e qualquer um dos seus 8 vizinhos, mesmo que existam concavidades ou 'buracos' no seu interior.

Finalmente calcula-se a área da secção multiplicando o número total de *pixels*, incluindo os de fronteira, pela área que cada um representa:

$$A = N \cdot \Delta x \cdot \Delta y \tag{129}$$

Resolveu-se incorporar na definição da secção os *pixels* que fazem parte do desenho da

---

123 isto é, com todos os seus *pixels* colocados no valor 0.

124 a própria curva.

125 *flood fill*, na denominação em língua inglesa.

126 fila no sentido de estrutura de informação, suportando as operações de entrada no final da fila e saída no seu início; nesta aplicação a informação a entrar e a sair é o conjunto das coordenadas de um ponto.

fronteira, como uma medida tendente a compensar o facto de que as trabéculas que revestem interiormente as paredes das cavidades cardíacas serem geradoras de ecos, o que geralmente leva à obtenção de uma fronteira deslocada para o interior da cavidade.

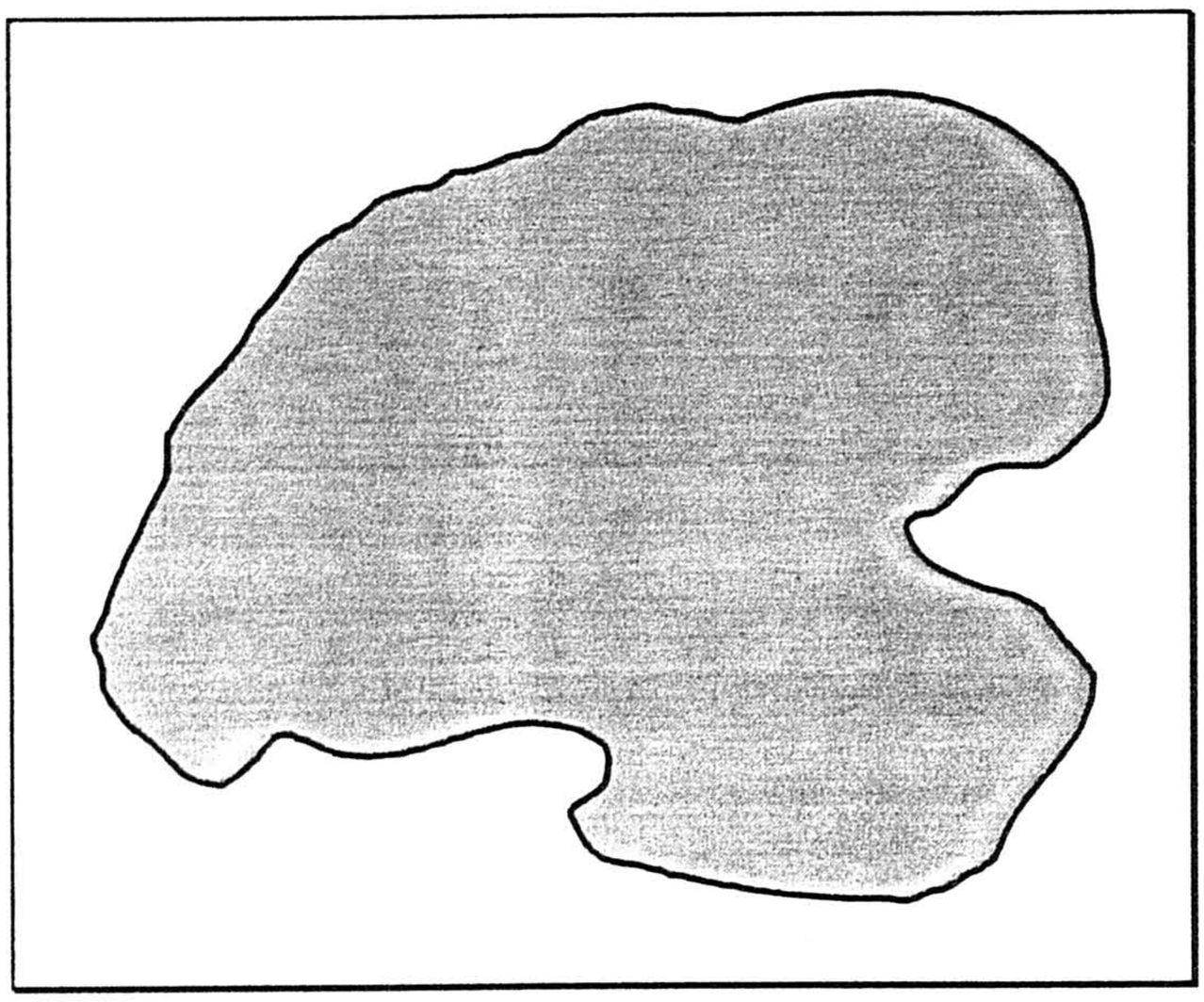


Figura 121 - Contorno preenchido para a medição da área

4.5.6.2. Medição do perímetro

À semelhança da medição da área, também na medição do perímetro se utiliza uma aproximação. Toma-se para perímetro do contorno a soma dos comprimentos dos segmentos de recta que unem os seus 100 ou mais pontos de definição.

Poder-se-ia obter uma medida mais precisa do perímetro modelizando o contorno por uma curva analítica, tal como uma *B-spline*, interpoladora dos seus pontos conhecidos. Neste caso, cada troço da curva entre dois pontos de interpolação é descrito por um polinómio, em geral numa forma paramétrica, com o parâmetro t a variar entre 0 e 1. Assim sendo, a curva é descrita por uma função vectorial $\mathbf{c}(t)$, em que $\mathbf{c}(0)$ representa o ponto inicial do troço interpolado e $\mathbf{c}(1)$ o ponto final. O comprimento de arco de tal curva, entre dois pontos de interpolação consecutivos, seria então:

$$s = \int_0^1 \|\mathbf{c}'(t)\| \mathrm{d}t \tag{130}$$

O comprimento total obter-se-ia pela soma dos comprimentos dos vários troços que entram na composição da curva. Uma outra alternativa não exacta seria o cálculo das coordenadas de uma série de pontos situados entre cada par dos pontos de interpolação e a sua união por segmentos de recta. No entanto, qualquer destes processos tem como resultado valores muito próximos daqueles que se obtêm unindo apenas os pontos que seriam de interpolação por segmentos de recta, pelo que o processamento e o tempo adicionais necessários para obter os valores mais precisos não se justificam. Na figura seguinte ilustram-se as várias aproximações possíveis para o cálculo do comprimento de arco entre dois pontos consecutivos na definição do contorno.

Assim optou-se pelo processo mais simples fornecendo ainda valores com suficiente precisão para o fim em vista.

O comprimento de cada segmento é calculado tendo em conta os valores de calibração para as dimensões de cada *pixel*:

$$s_i = \sqrt{(x_{i+1} - x_i)^2 \Delta x^2 + (y_{i+1} - y_i)^2 \Delta y^2} \quad (131)$$

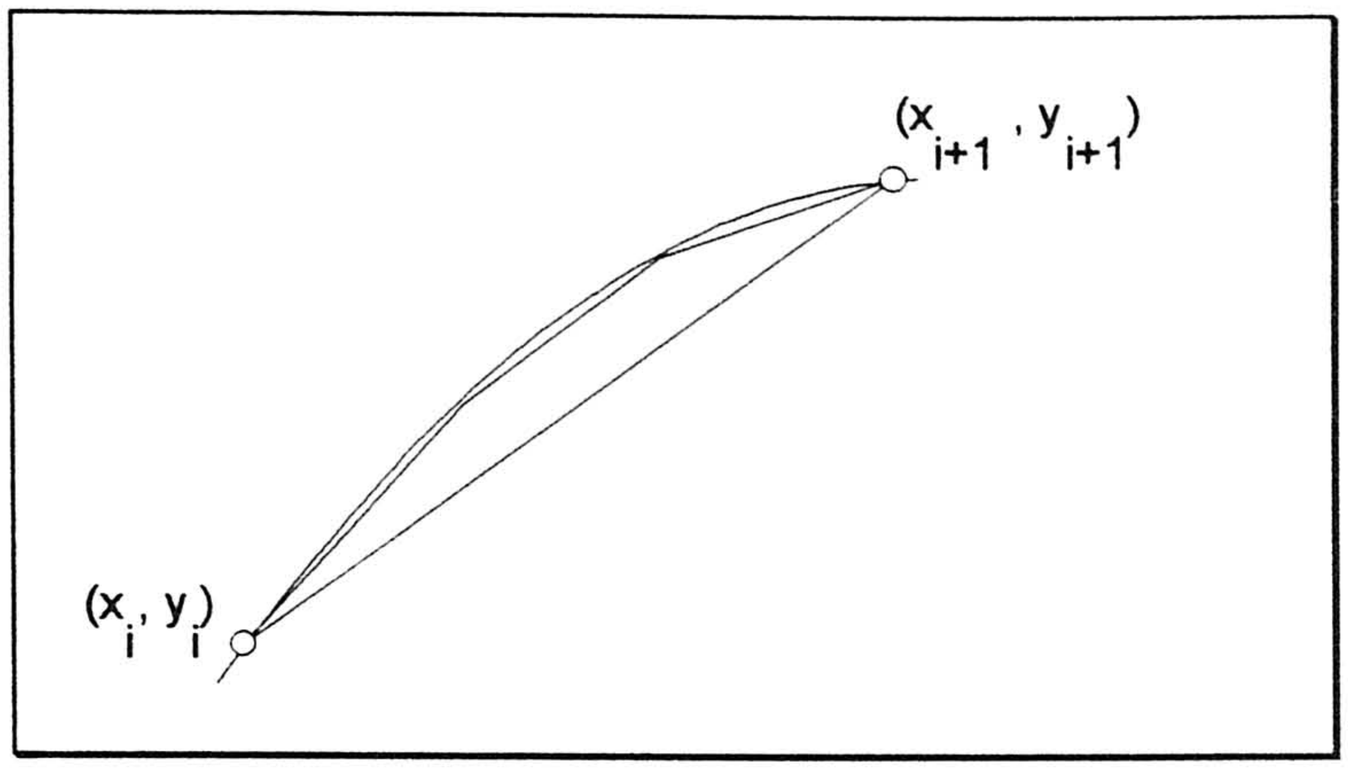


Figura 122 - Várias aproximações na medição do comprimento de arco

4.5.6.3. Medição do comprimento axial

Pelo menos para as vistas apicais das imagens pertencentes a um exame ecocardiográfico é necessário efectuar a medição do seu eixo maior, uma vez que esta distância faz parte de alguns dos modelos de estimação do volume.

O eixo maior nas vistas apicais corresponde *grosso modo* à distância que vai da base do ventrículo esquerdo ao ápex. No entanto, considerando a maneira como estas vistas são obtidas, é também um segmento de recta com uma direcção próxima da vertical.

Tendo em consideração o facto anterior e procurando-se evitar-se qualquer intervenção por parte do utilizador, obrigando-o a indicar manualmente os extremos do eixo, adoptou-se o seguinte procedimento para detectar e medir automaticamente o comprimento do eixo longo das vistas apicais:

- desenha-se o contorno da cavidade, obtido na fase de processamento anterior;
- determinam-se as ordenadas dos pontos de altura máxima e mínima pertencentes ao contorno; sejam y_c e y_b, respectivamente;
- divide-se a distância $|y_b - y_c|$ em 12 partes iguais e traçam-se 11 segmentos de recta horizontais separados entre si do valor assim encontrado e também das ordenadas extremas do contorno;
- encontra-se o ponto médio de cada um dos 11 segmentos de recta, considerando-se como seus pontos extremos os pontos de abcissa mínima e máxima de intersecção com pontos do contorno;
- calcula-se, pelo método dos mínimos quadrados, a posição da recta que melhor se adapta aos 11 pontos médios encontrados no passo anterior;
- para encontrar a intersecção da recta com o contorno, traça-se a mesma ponto a ponto, utilizando o algoritmo de Bresenham [129], a partir da ordenada do 11º segmento e para cima e também a partir da ordenada do 1º segmento e para baixo; param-se os dois traçados quando se encontrar um ponto do contorno e toma-se nota das suas coordenadas;
- toma-se a distância axial como sendo a distância entre os dois pontos encontrados no passo anterior, levando em consideração os valores do tamanho dos *pixels*, obtidos na operação de calibração.

Na figura seguinte ilustra-se todo este processo de determinação do eixo longo do ventrículo esquerdo e a medição do seu comprimento.

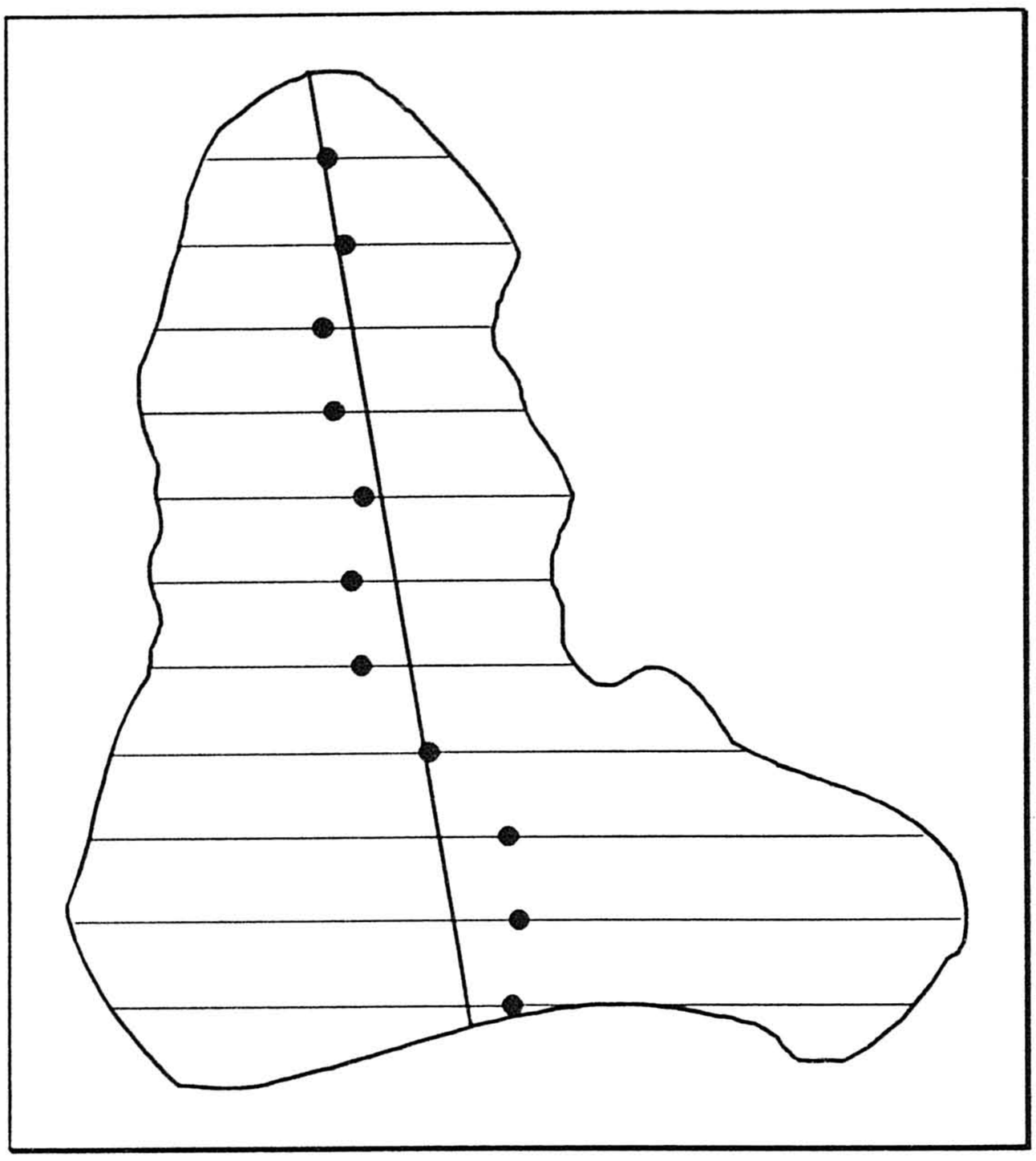
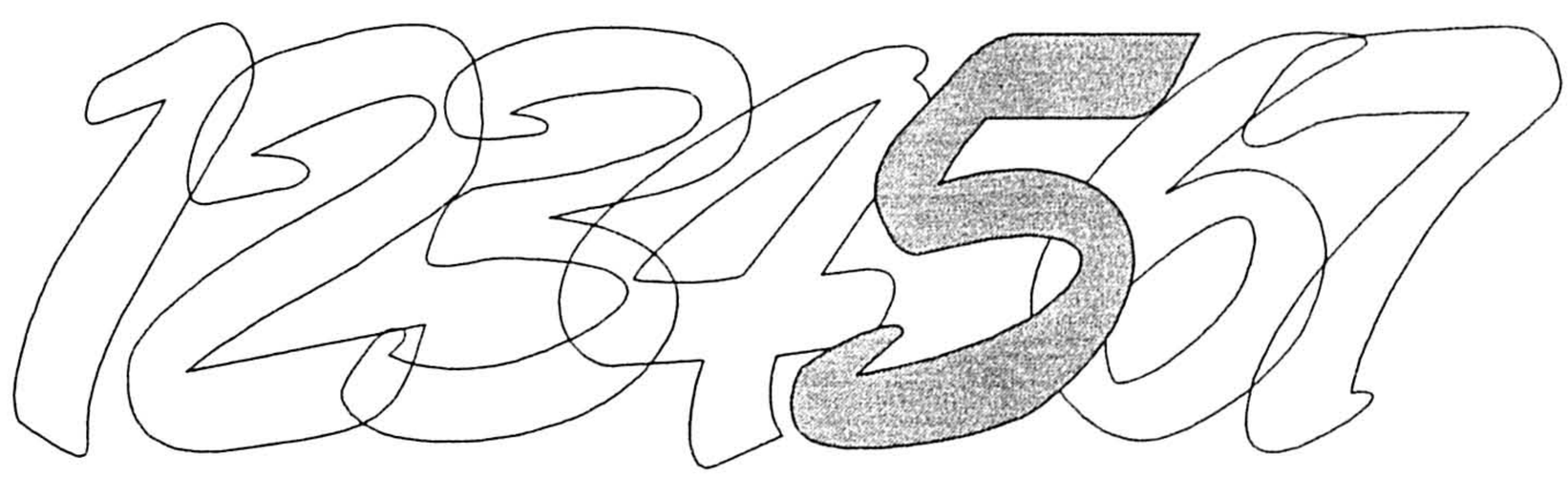


Figura 123 - Um contorno apical e a determinação do seu eixo longo

Nas vistas parasternais de pequeno eixo necessita-se, em alguns modelos de estimação do volume, da medida da distância septal-posterolateral. A recta correspondente a esta distância nessas vistas de pequeno eixo situa-se aproximadamente a 135° do eixo horizontal, tendo em conta a posição normal do transdutor quando são obtidas. Assim, para estas vistas aplica-se o mesmo algoritmo descrito atrás, com a diferença de que as secções transversais são traçadas perpendicularmente àquela direcção.

Capítulo



Realização: Análise Funcional

5. REALIZAÇÃO - ANÁLISE FUNCIONAL

Obtido um contorno e efectuadas as medições básicas relativamente a todas as vistas que constituem um exame ecocardiográfico é agora possível utilizar esses resultados para uma avaliação quantitativa da função do ventrículo esquerdo.

Seguindo as possibilidades de quantificação dos ecocardiogramas em modo B bidimensional descritas no capítulo 3., procura-se efectuar no SIPAFE os cálculos correspondentes a essa quantificação. Assim, a análise funcional quantitativa do ventrículo esquerdo é feita através do cálculo ou estimação dos volumes ventriculares sistólico e diastólico, do importante parâmetro que constitui a fracção de ejecção, e também de vários outros parâmetros que caracterizam o movimento de pontos situados no endocárdio, nas várias vistas presentes no exame ecocardiográfico.

Enquanto que os volumes ventriculares e a fracção de ejecção caracterizam bastante bem a eficiência global do ventrículo esquerdo, a análise do movimento parietal permite caracterizar regionalmente a função cardíaca e detectar anomalias como a discinésia e a acinésia e hipocinésia, que nem sempre transparecem nos índices globais. A detecção desse tipo de situações é bastante importante para o diagnóstico clínico.

Estas análises quantitativas são acompanhadas no SIPAFE pela possibilidade da visualização, com características diversas, das imagens que constituem um exame ecocardiográfico. Esta visualização destina-se a auxiliar o médico a fazer um juízo mais documentado do estado do paciente.

As visualizações possíveis incluem:

- a observação comparada de várias vistas, afixadas simultaneamente no écran, com ou sem o contorno da cavidade sobreposto;
- a observação em cadência rápida de imagens com os contornos sistólico e diastólico sobrepostos, afixadas alternadamente;
- a observação de imagens melhoradas com operações de suavização, normalização e a adição de pseudo-cor;
- a aquisição e observação de sequências de 16 imagens, adquiridas a intervalos de 80 ms, e afixadas em ciclo fechado e à mesma cadência, como já se descreveu no capítulo anterior.

Além das visualizações descritas, de que é possível obter reproduções em papel se o sistema dispuser de uma impressora de imagem ligada ao barramento de vídeo que vai da carta de aquisição ao monitor RGB, como se vê na figura 38, também é possível gerar uma imagem, destinada somente a fins de documentação, contendo duas vistas do exame e seus contornos, os resultados da avaliação dos volumes e fracção de ejecção, e um comentário escrito no momento pelo utilizador. Também é possível reproduzir, na impressora normal do sistema, os gráficos e resultados produzidos na avaliação do movimento parietal.

5.1. Volumes e fracção de ejecção

São os volumes ventriculares sistólico e diastólico e a fracção de ejecção os parâmetros mais utilizados para a caracterização global da função cardíaca.

O valor dos volumes absolutos das câmaras do coração está muitas vezes relacionado com a pressão interna, aumentando quando aquela é elevada. A fracção de ejecção, por sua vez, mede a eficiência ou rendimento da contracção cardíaca, dando uma ideia do estado global do funcionamento do coração e do sistema cardiovascular em geral.

Para a estimação dos volumes ventriculares utilizaram-se alguns dos modelos consagrados na literatura médica e já descritos no capítulo 3. Três daqueles que foram

implementados no SIPAFE são a aplicação directa de três desses modelos, enquanto que o quarto é uma variação de um deles, aproveitando algumas estimações que são efectuadas noutros modelos.

Os modelos implementados foram então os seguintes, a saber:

- modelo de Simpson modificado
- modelo de Simpson com eixo estimado
- modelo do elipsóide biplano
- modelo do elipsóide modificado

Descreve-se de seguida e sumariamente a implementação de cada um destes modelos utilizados no SIPAFE.

Os outros modelos descritos no capítulo 3. não foram implementados no SIPAFE por serem, de alguma forma, redundantes relativamente aos que foram considerados, ou por serem reconhecidamente menos precisos.

5.1.1. Modelo de Simpson modificado

Como já se viu, este modelo divide a cavidade ventricular esquerda em três secções de altura igual, sendo as duas primeiras modelizadas como troncos de cone delimitados pelos planos que as separam, enquanto que a terceira secção é modelizada por um cone, com vértice no ápex cardíaco. Já se apresentou na figura 25 um esquema deste modelo.

A aplicação rigorosa do modelo requer quatro medidas efectuadas em quatro imagens diferentes, quer na sístole, quer na diástole. Necessitam-se então das medidas das áreas das secções de eixo curto situadas ao nível da válvula mitral, cordas tendíneas e músculos papilares, medidas essas efectuadas quando do processamento das respectivas imagens. Estas secções correspondem *grosso modo* à base do ventrículo, e a 2/3 e 1/3 do seu comprimento longitudinal. É também necessária a medida do eixo longitudinal de uma secção apical de eixo longo.

O eixo longitudinal é medido automaticamente nas imagens apicais pelo processo indicado no capítulo anterior, na fase de medição de parâmetros. O eixo longitudinal é praticamente vertical nos cortes apicais do ventrículo esquerdo, como se pode ver na secção de 4 cavidades da figura seguinte.

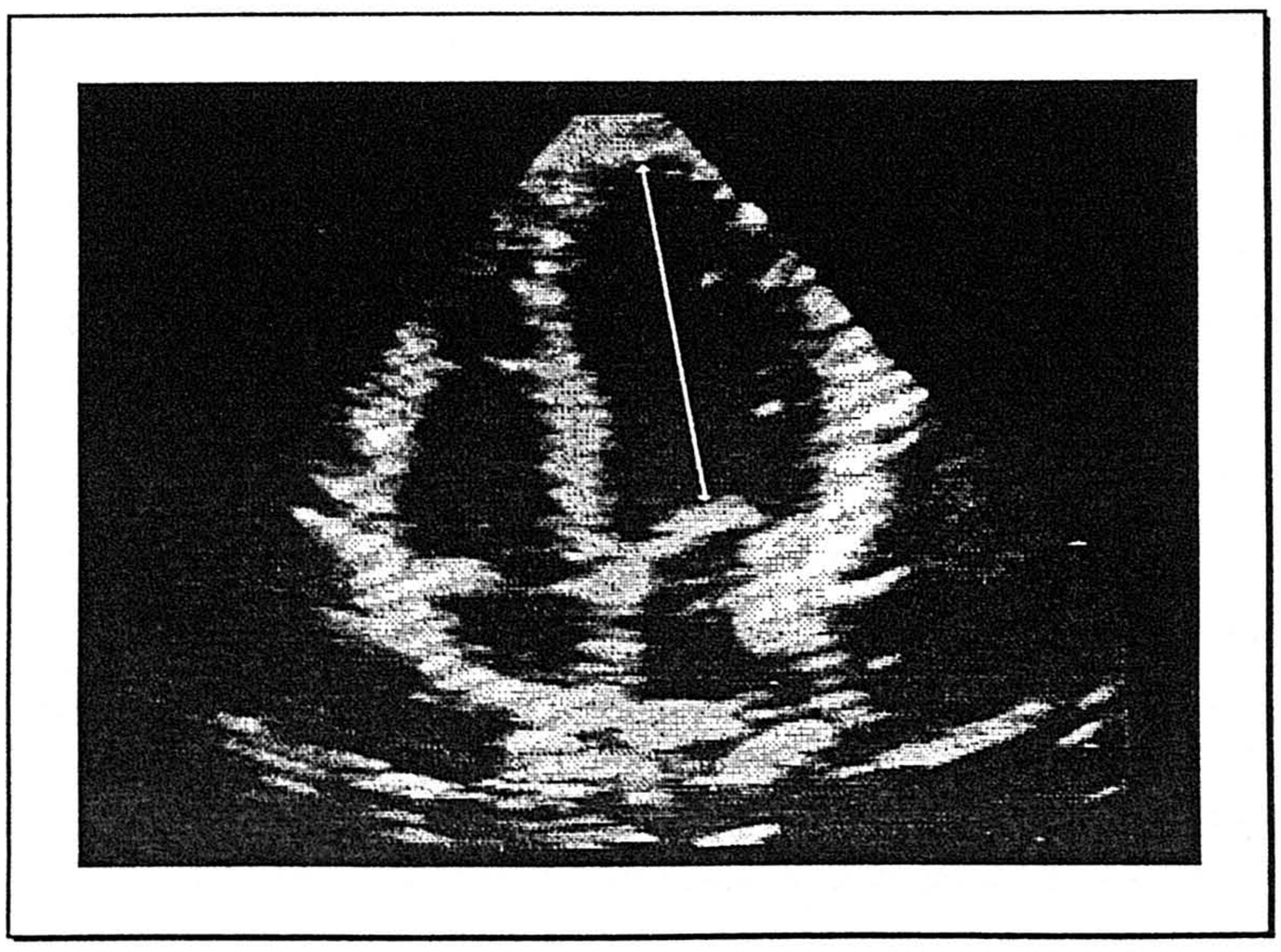


Figura 124 - Eixo longitudinal numa vista apical de 4 cavidades

Em certos pacientes é muito difícil obter todas as imagens necessárias à aplicação rigorosa do modelo por as janelas acústicas intercostais serem diminutas, ou devido a outro tipo de interferência. Para não impedir totalmente a aplicação deste modelo nesses casos, uma vez que se trata de um dos modelos disponíveis mais precisos, incorporou-se alguma flexibilidade na sua implementação.

Assim, se não se dispuser simultaneamente das secções ao nível da válvula mitral e cordas tendíneas, uma delas poderá ser substituída pela outra, ficando essas duas áreas iguais. Isso é possível, sem grande erro, uma vez que a área dessas duas secções é, muitas vezes, bastante semelhante.

Da mesma forma, se não existir no exame uma secção ao nível dos músculos papilares, esta poderá ser substituída por uma abaixo dos músculos. Também aqui a diferença das áreas a esses dois níveis não é usualmente muito grande.

O procedimento para a aplicação deste modelo escolhe de forma automática as vistas mais convenientes de entre aquelas que estão disponíveis no exame ecocardiográfico.

Para o cálculo da fracção de ejecção é absolutamente necessária a presença dos pares de imagens diástole-sístole das secções que forem utilizadas para a estimação dos volumes, e de preferência do mesmo ciclo cardíaco. Não é conveniente utilizar umas secções no cálculo do volume diastólico e secções diferentes no do volume sistólico. O SIPAFE faz essa verificação.

O volume do ventrículo esquerdo, função das três áreas A_1, A_2 e A_3, e também do comprimento do eixo longitudinal L, é então dado por:

$$V = (A_1 + 2A_2 + 2A_3 + \sqrt{A_2} \cdot (\sqrt{A_1} + \sqrt{A_3})) \ \frac{L}{9} \tag{132}$$

ou mais simplificadamente, se se substituírem as médias geométricas por aritméticas, o que será válido se as áreas não diferirem muito, por:

$$V \approx (\frac{1}{2} A_1 + A_2 + \frac{5}{6} A_3) \ \frac{L}{3} \tag{133}$$

5.1.2. Modelo de Simpson com eixo estimado

Este segundo modelo é uma variação do anterior, dispensando a necessidade da existência de imagens apicais no exame ecocardiográfico.

Em certos pacientes as imagens verdadeiramente apicais podem ser difíceis de obter se não se conseguir colocar o transdutor ultrassónico directamente sobre o ápex cardíaco. Nessas circunstâncias o plano de aquisição das imagens apicais não contém o eixo longitudinal do ventrículo esquerdo, podendo a utilização de tais imagens conduzir a resultados que pecam por defeito na avaliação do comprimento do eixo e na estimação do volume cavitário.

Em tais pacientes é por vezes possível a utilização de outro tipo de imagens de eixo longo, obtidas de uma outra posição, como por exemplo a posição parasternal modificada, que se atinge partindo da posição parasternal normal, movendo o transdutor para um espaço intercostal mais baixo e rodando-o e inclinando-o ligeiramente [40].

Na figura seguinte mostra-se no diagrama 1 a posição parasternal normal para a tomada de vistas de longo eixo, e que não inclui o ápex, enquanto que no diagrama 2 se pode observar a posição modificada para aquisição de uma vista que inclui o eixo longitudinal do ventrículo esquerdo.

Na segunda figura da página que se segue podem observar-se duas vistas de longo eixo do ventrículo esquerdo obtidas da posição parasternal modificada e da posição apical de 2 câmaras. Note-se a maior inclinação do eixo na vista parasternal.

Em virtude da possível ocorrência das dificuldades descritas, o presente modelo tenta fazer uma estimativa do comprimento longitudinal do ventrículo, partindo das áreas de pequeno eixo, ou do valor da distância septal-posterolateral[127].

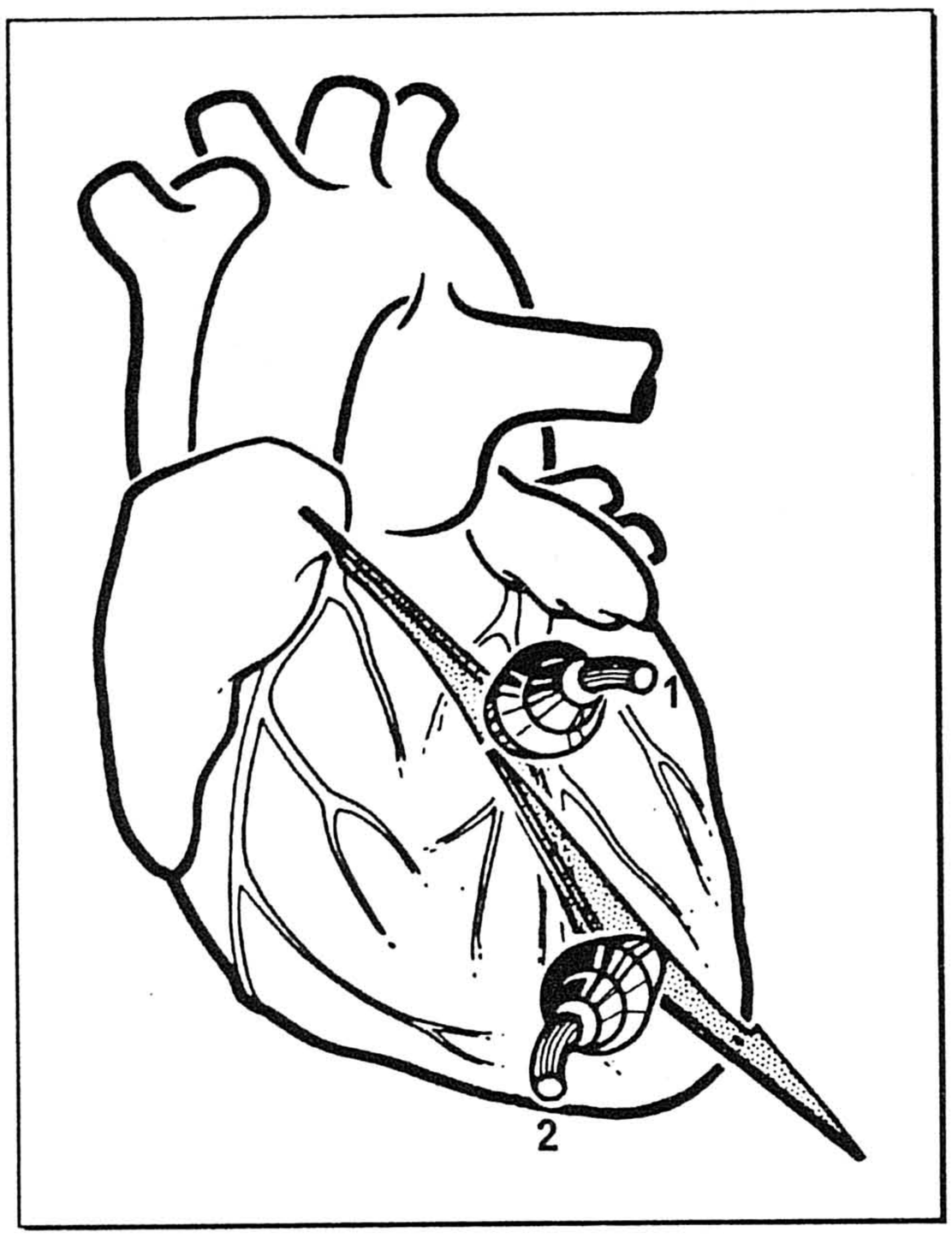


Figura 125 - Posição parasternal modificada (2) para visualização do eixo longitudinal do ventrículo esquerdo [40]

Dispondo das imagens de pequeno eixo ao nível das cordas tendíneas é possível medir directamente aí a distância septal-posterolateral e estimar a partir dela o comprimento do eixo longitudinal, utilizando a fórmula de Teichholz [157], que aqui se repete:

$$L = 2 \left(\frac{7,0}{2,4 + D} \right) D \qquad (134)$$

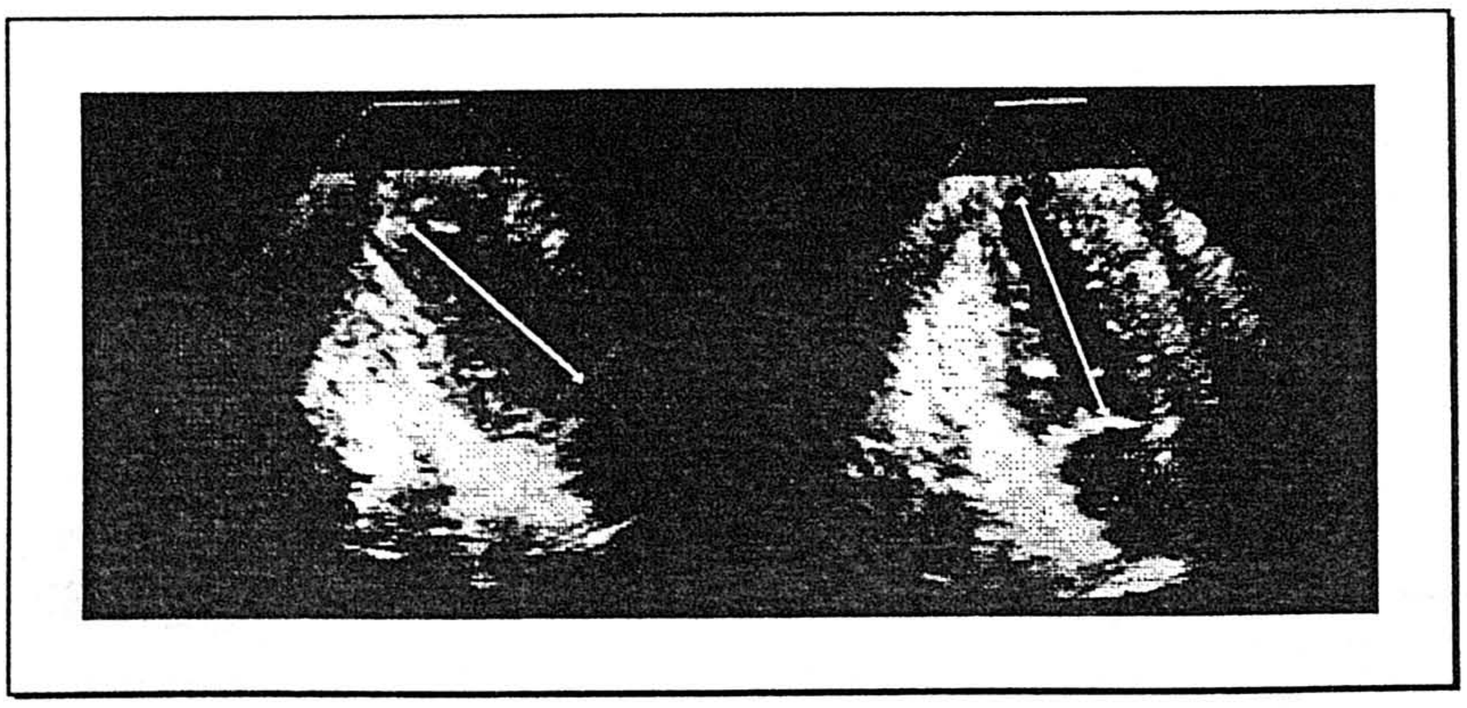


Figura 126 - Eixos longitudinais nas vistas parasternal e apical de 2 cavidades

---

[127] também conhecida por dimensão interna do ventrículo esquerdo (LVID - *left ventricle internal dimension*).

O valor D da distância septal-posterolateral deve ser expresso em cm, verificando-se que o comprimento do eixo (L), é estimado como sendo o dobro de D quando esta distância vale 4,6 cm. Se D for menor considera-se que se está em presença de ventrículos de pequenas dimensões que em geral são mais alongados, tendo como consequência valores de L superiores ao dobro de D. No caso contrário, quando D é maior do que 4,6 cm, considera-se a forma do ventrículo mais esférica, com a razão entre L e D a diminuir.

Se não se dispuser das imagens relativas à secção ao nível das cordas tendíneas deverá estimar-se o comprimento do eixo longitudinal do ventrículo a partir das áreas de outras secções. Utiliza-se para isso a estimativa que é usada no modelo do elipsóide modificado.

O valor do comprimento do eixo longitudinal (L) é então estimado a partir da área da secção ao nível da válvula mitral (A) como:

$$L = 2 \left(\frac{45 + A}{15 + A}\right) \sqrt{\frac{A}{\pi}} \qquad (135)$$

O valor da área deverá ser expresso em cm^2. Também aqui se assiste a uma correcção da proporção do comprimento com o valor absoluto da área, aumentando aquela à medida que o tamanho do ventrículo vai diminuindo.

Para vistas ao nível dos músculos papilares ou abaixo destes, as constantes 45 e 15 devem ser substituídas respectivamente por 36 e 12, para levar em consideração o menor valor das áreas típicas destas secções.

Obtida a estimativa do comprimento do eixo longitudinal, o cálculo do volume é feito de forma igual ao do modelo anterior, pela equação (132) ou (133).

Dependendo do tipo das vistas disponíveis, poderão ser feitas várias estimativas do comprimento do eixo. O SIPAFE apresenta os resultados do cálculo dos volumes para todas as possibilidades em sequência, com indicação do método e vista utilizados, como se descreve no 'Manual do Utilizador'.

5.1.3. Modelo do elipsóide biplano

O terceiro modelo disponível no SIPAFE é o do elipsóide biplano que assume uma forma geométrica bem definida para a cavidade ventricular. Este modelo é o geralmente utilizado na estimação do volume do ventrículo esquerdo a partir de imagens angiográficas, onde o número de vistas possíveis é mais diminuto.

Para a sua aplicação nos exames ecocardiográficos requerem-se apenas duas imagens, de onde são extraídas três medidas. Uma dessas medidas é a área de um corte longitudinal, obtida de uma vista de eixo longo apical de 2 ou 4 câmaras, enquanto que as outras duas medidas deverão ser idealmente obtidas a partir de uma vista de eixo curto ao nível das cordas tendíneas. Dessa vista são necessárias a área e a distância septal-posterolateral.

Na falta do corte ao nível das cordas tendíneas, este poderá ser directamente substituído por um corte mais acima, ao nível da válvula mitral, de área e forma bastante parecida. Para se poder utilizar o corte ao nível dos músculos papilares deverá usar-se um factor correctivo compensando o facto dessa área ser menor do que as anteriores.

A distância septal-posterolateral que vai de um ponto médio do septo interventricular até à parede posterior oposta, dividindo a área de uma secção ao nível das cordas tendíneas sensivelmente ao meio, é medida e armazenada ainda nas operações de processamento, na fase de medição de parâmetros. O processo empregue para essa medição é idêntico ao da medição do eixo longitudinal nas vistas apicais, com a diferença de que se considera à partida que a recta de suporte está orientada de modo a formar um ângulo de 135° com a horizontal. Pode ver-se na figura seguinte uma dessas vistas com a distância septal-posterolateral assinalada.

A vista ao nível dos músculos papilares, além de tipicamente menor do que as vistas situadas em planos superiores, apresenta dificuldades acrescidas, devido à presença dos músculos, quando se pretende estimar aquela distância a partir dela.

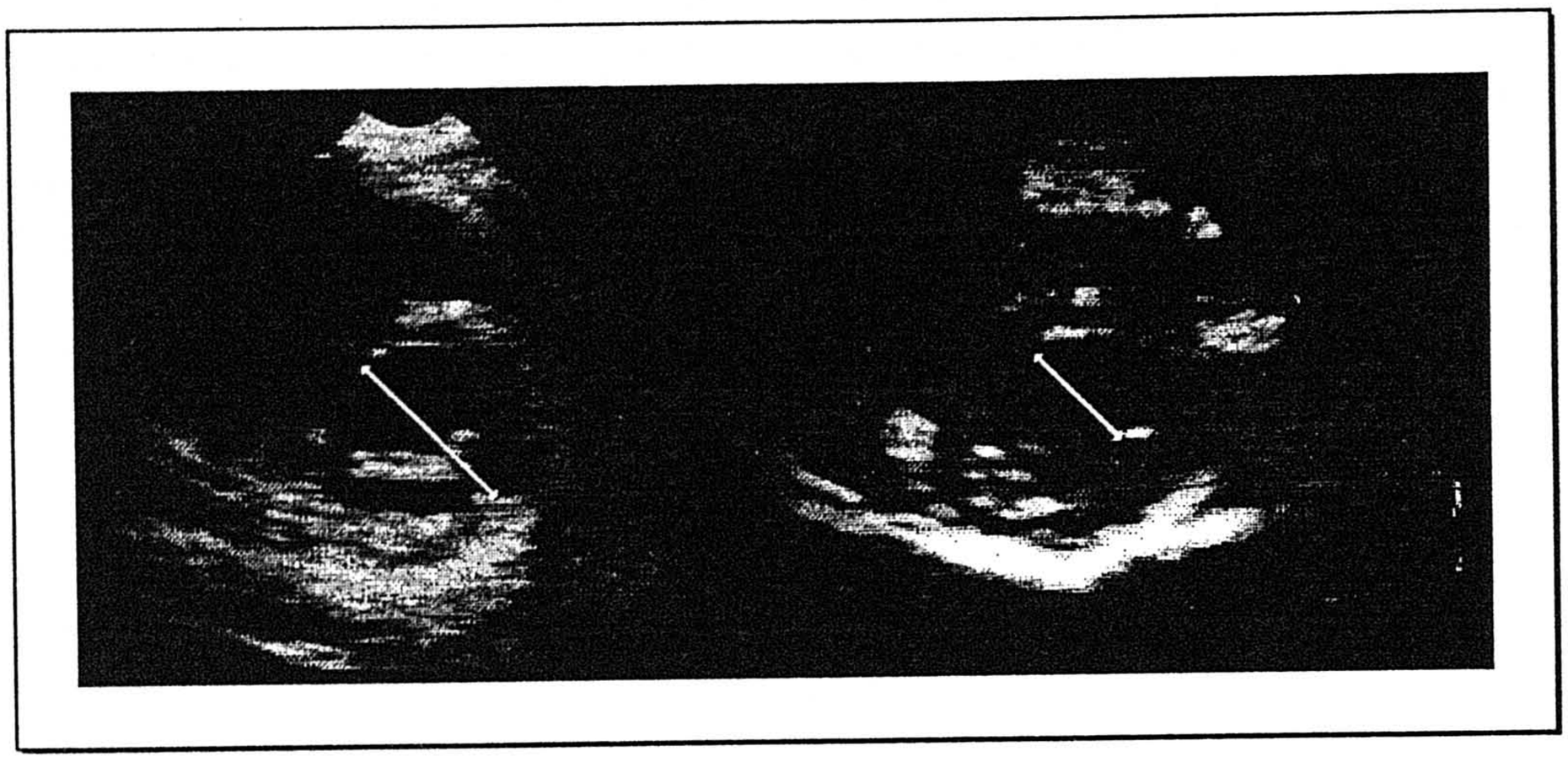


Figura 127 - A distância septal-posterolateral em vistas ao nível da válvula mitral e dos músculos papilares

Alguns autores estimam a distância septal-posterolateral da vista ao nível dos músculos papilares a partir da sua área, e não directamente. Para isso considera-se a área como sendo de um círculo, correspondendo a distância ao seu diâmetro, afectada ainda de um factor que o aumenta em cerca de 16%:

$$D = 1{,}16\sqrt{\frac{4\,A_p}{\pi}} \tag{136}$$

O factor resulta de se considerar tipicamente a área ao nível das cordas tendíneas cerca de 35% maior do que a medida ao nível dos músculos papilares [155].

Assim o volume total da cavidade, simplificando a equação (21), e para medidas efectuadas ao nível das cordas tendíneas ou válvula mitral, é dado por:

$$V = \frac{16}{6\pi}\frac{A}{D}A_{ap} \approx 0{,}85\frac{A}{D}A_{ap} \tag{137}$$

Para medidas estimadas a partir da vista ao nível dos músculos papilares temos:

$$V \approx 0{,}85\,\frac{1{,}35\,A_{mp}}{1{,}16\sqrt{\frac{4\,A_{mp}}{\pi}}}\,A_{ap} \approx \sqrt{\frac{\pi\,A_{mp}}{4}}\,A_{ap} \tag{138}$$

Novamente o SIPAFE determina todas as possibilidades de estimação do volume ventricular segundo este modelo, a partir das imagens disponíveis no exame ecocardiográfico, apresentando os resultados em sequência, com indicação das vistas utilizadas em cada estimativa.

5.1.4. Modelo do elipsóide modificado

O quarto modelo implementado assume igualmente que o ventrículo esquerdo tem a forma de um elipsóide e ainda que existe uma relação conhecida entre as dimensões dos eixos curtos e do eixo longo.

Foi incluído para permitir uma estimativa dos volumes cavitários, mesmo quando há

dificuldade em obter boas imagens ecocardiográficas dos pacientes, uma vez que apenas requer uma vista de pequeno eixo[128], como já se descreveu no capítulo 3.

O comprimento do eixo longitudinal é estimado como função da área da secção transversal utilizada no modelo, de forma idêntica ao que faz no modelo de Simpson com eixo estimado, sendo esse cálculo traduzido na equação (135). Se apenas se dispuser de imagens ao nível dos músculos papilares é necessária uma adaptação para corrigir a menor área destas secções. Como já se referiu, as constantes 45 e 15 da equação (135) devem ser substituídas respectivamente por 36 e 12.

O volume total do ventrículo, usando as expressões conhecidas do volume de um elipsóide, fica então:

$$V = \frac{4}{3\sqrt{\pi}}\left(\frac{45 + A}{15 + A}\right) A^{3/2} \qquad (139)$$

onde A é a área das vistas parasternais de pequeno eixo ao nível das cordas tendíneas[129] ou válvula mitral e é expressa em cm^2. Se só existir a vista ao nível dos músculos papilares dever-se-á efectuar a substituição das constantes 45 e 15 já referida.

5.1.5. Modelo baseado na regra de Simpson

Planeia-se para muito breve a inclusão no SIPAFE de um 5º modelo que poderá fornecer os volumes cavitários com um pouco mais de precisão do que os modelos anteriores. No entanto, requerem-se 5 vistas do ventrículo no fim da sístole e da diástole, para que possa ser aplicado. Necessitam-se então de 2 vistas apicais de longo eixo correspondentes a planos aproximadamente perpendiculares e 3 vistas de pequeno eixo correspondentes aos planos da válvula mitral ou cordas tendíneas, músculos papilares e abaixo dos músculos papilares.

Admite-se que a vista ao nível das cordas tendíneas se situa a meio do terço basal do ventrículo, a vista ao nível dos músculos papilares a meio da cavidade e a vista abaixo dos músculos a meio do terço apical, como se ilustra na figura a seguir.

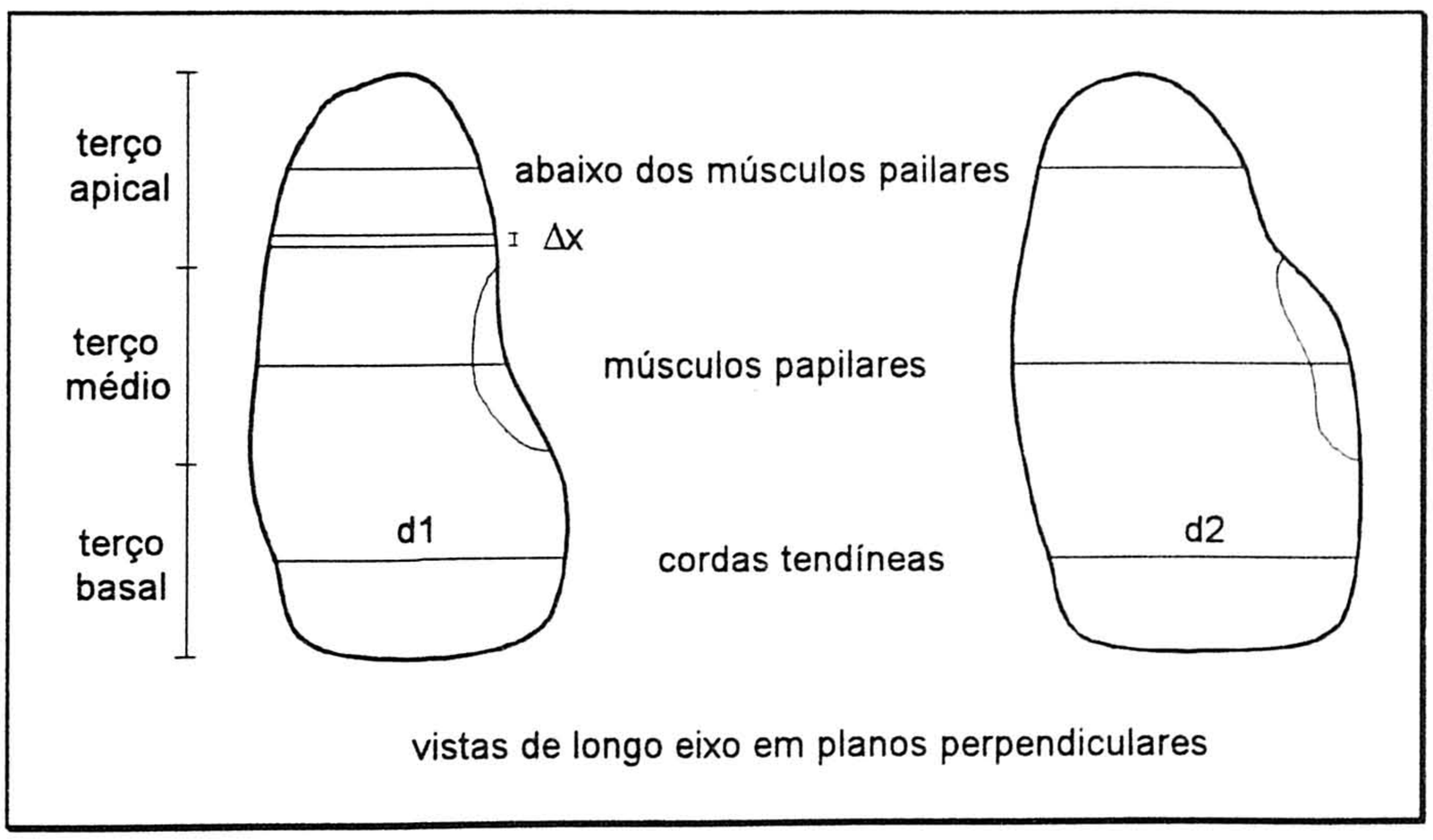


Figura 128 - Configuração das vistas necessárias ao modelo baseado na regra de Simpson

Em seguida cada um dos terços do ventrículo, na direcção do seu eixo longo, é dividido em pequenos discos de espessura Δx. Admite-se que a área das bases de cada um desses

---

[128] em pelo menos dois instantes: a sístole e a diástole.

[129] preferencialmente.

discos é proporcional ao produto $d_1 \cdot d_2$ em que d_1 e d_2 são os diâmetros medidos nas duas vistas apicais. Admitindo ainda que a área das vistas de pequeno eixo corresponde a um valor médio das áreas das bases dos discos nos terços respectivos, resulta então que o coeficiente de proporcionalidade vem dado por:

$$k = \frac{A}{(d_1 \cdot d_2)_{med}} \tag{140}$$

onde o denominador é o valor médio do produto $d_1 \cdot d_2$ no terço correspondente à vista com área A.

Assim, o valor do volume total do ventrículo será:

$$\begin{aligned} V = {} & k_{1/3} \frac{\Delta x}{3} \sum_{i=0}^{n/3-1} \left((d_1 \cdot d_2)_i + (d_1 \cdot d_2)_{i+1} + \sqrt{(d_1 \cdot d_2)_i \cdot (d_1 \cdot d_2)_{i+1}} \right) + \\ & + k_{2/3} \frac{\Delta x}{3} \sum_{i=n/3}^{2n/3-1} \left((d_1 \cdot d_2)_i + (d_1 \cdot d_2)_{i+1} + \sqrt{(d_1 \cdot d_2)_i \cdot (d_1 \cdot d_2)_{i+1}} \right) + \\ & + k_{3/3} \frac{\Delta x}{3} \sum_{i=2n/3}^{n-1} \left((d_1 \cdot d_2)_i + (d_1 \cdot d_2)_{i+1} + \sqrt{(d_1 \cdot d_2)_i \cdot (d_1 \cdot d_2)_{i+1}} \right) \end{aligned} \tag{141}$$

onde se usou uma relação semelhante ao cálculo do volume de um tronco de cone para a avaliação do volume de cada fatia.

5.1.6. Fracção de ejecção

Efectuados os cálculos relativos à estimação do volume sistólico e diastólico do ventrículo esquerdo, segundo o modelo escolhido pelo utilizador, e de acordo com a disponibilidade de imagens incluídas no exame ecocardiográfico, resta o cálculo do índice de funcionamento global fracção de ejecção. Esse cálculo é muito simples, como se sabe, e consta do seguinte:

$$FE\ \% = \frac{V_D - V_S}{V_D} \times 100\% \tag{142}$$

em que V_D é o volume diastólico e V_S o sistólico.

5.1.7. Apresentação dos resultados

Dispondo de todos os resultados relativos à aplicação de um dos modelos estes são apresentados numa janela própria, de forma fácil de interpretar, e identificando o paciente e o modelo utilizado, assim como as imagens que foram empregues, se for caso disso.

Estes resultados podem também ser utilizados na imagem-relatório cuja finalidade é a documentação do exame, ou podem simplesmente passar para o papel através da impressora normal do sistema.

Se o modelo escolhido pelo utilizador proporcionar múltiplas aplicações, tendo em conta o conjunto das imagens existentes no exame ecocardiográfico do paciente, os resultados dessas aplicações serão apresentados sequencialmente em janelas idênticas. Passar-se-á de uma aplicação do modelo para outra alternativa após o utilizador ter terminado as operações que pretender com os resultados actuais.

Na figura seguinte pode apreciar-se uma dessas janelas de resultados.

5.2. Mobilidade parietal

Certas anomalias do funcionamento cardíaco não são detectáveis através dos índices que caracterizam globalmente a sua função. Recorre-se nesses casos a uma caracterização regional do ventrículo esquerdo, através de estudos do movimento de segmentos da parede

ventricular ao longo do ciclo cardíaco.

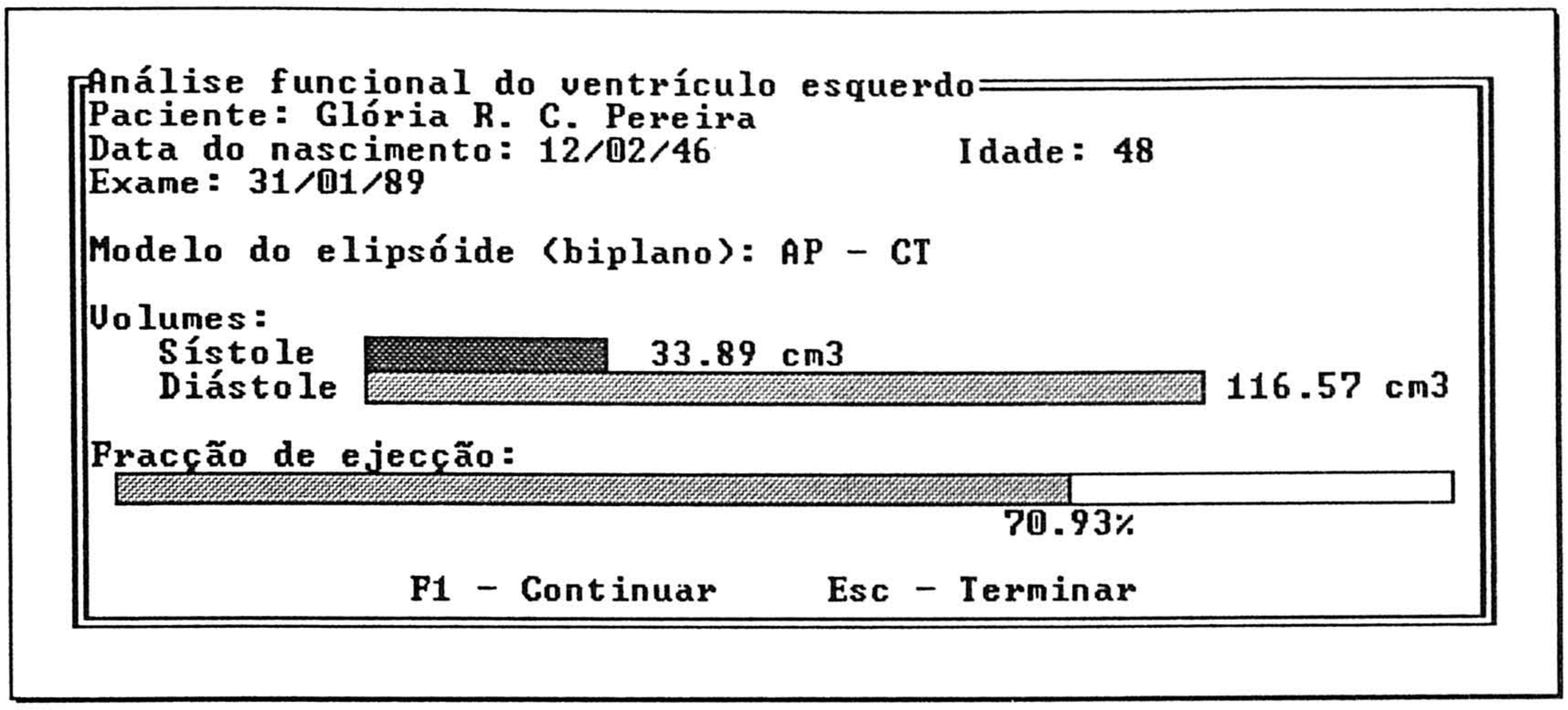


Figura 129 - Apresentação dos resultados relativos à estimação dos volumes ventriculares e fracção de ejecção

5.2.1. Anomalias do movimento parietal

Nos indivíduos normais o movimento das paredes cardíacas ao longo do ciclo é de certa forma regular, aproximando-se do centro de massa das cavidades durante a fase de contracção das fibras musculares cardíacas, ou sístole, e afastando-se durante a fase de relaxamento muscular, ou diástole. Utiliza-se em geral o ventrículo esquerdo para estudar e quantificar o movimento parietal, por se verificarem aí as maiores amplitudes e também por lhe pertencer uma parte importante do miocárdio. Na figura seguinte pode ver-se um gráfico da variação do comprimento do eixo longo do ventrículo esquerdo, durante dois ciclos cardíacos, num indivíduo normal.

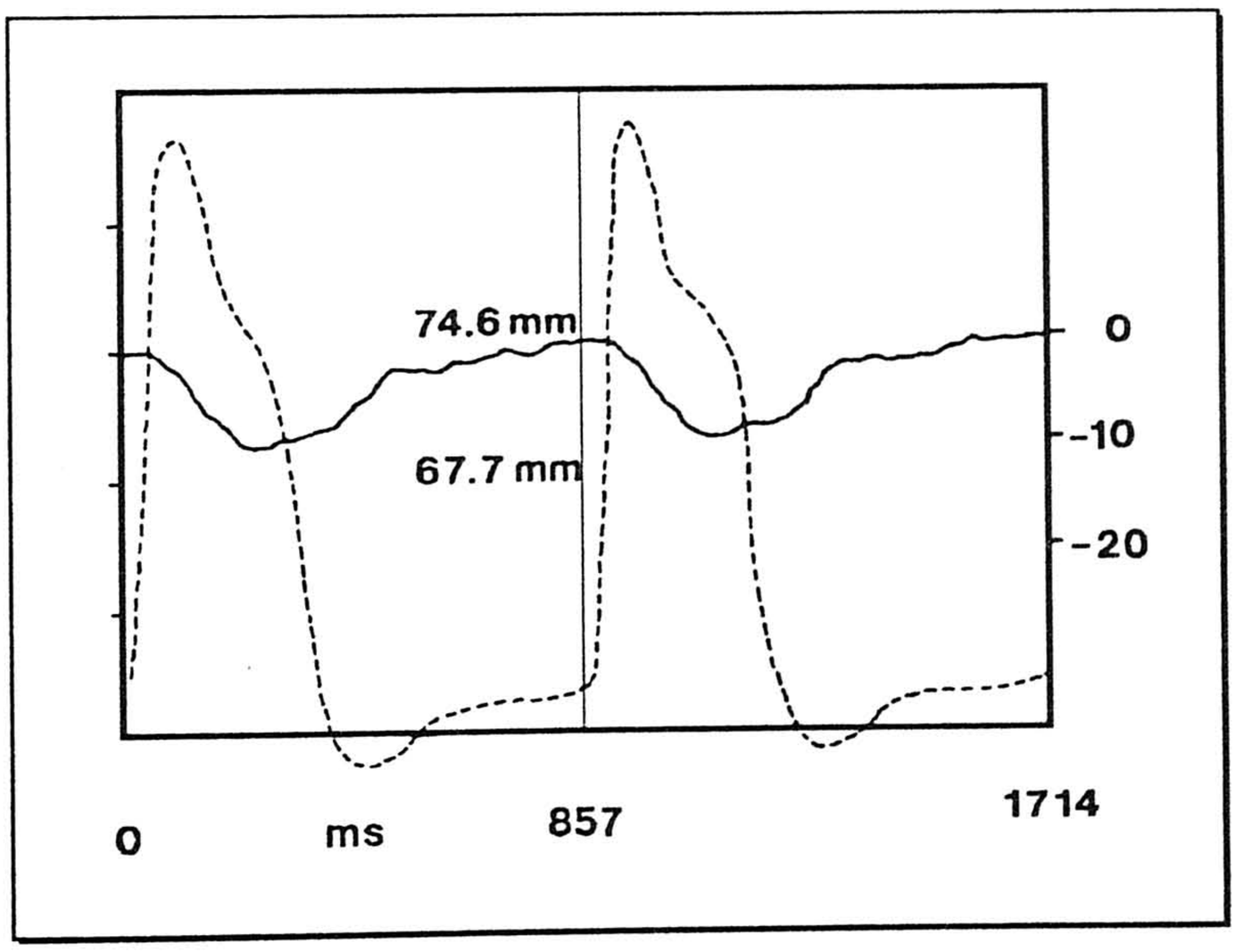


Figura 130 - Variação do comprimento do eixo longo ventricular esquerdo durante dois ciclos cardíacos. O gráfico a traço interrompido representa a variação da pressão sanguínea no interior do ventrículo. A escala vertical do lado direito é em percentagem do comprimento máximo do eixo longo ventricular [99].

Embora o movimento actual de um ponto situado numa parede cardíaca seja bastante complexo e sujeito a grande variabilidade de indivíduo para indivíduo mesmo em situações normais, cedo se notou que certas doenças cardíacas provocavam alterações no movimento parietal. Essas alterações são bastante notórias principalmente em situações de isquemia provocadas por uma estenose ou mesmo uma oclusão coronária [110].

Qualquer situação de movimento anómalo durante a contracção cardíaca é geralmente designada por assinergia. As assinergias são classificadas, consoante o tipo e o grau da anomalia do movimento parietal observada, em três classes principais: hipocinésia, acinésia e discinésia.

Diz-se que há uma situação de hipocinésia quando uma parte da parede cardíaca apresenta uma amplitude de movimento inferior àquela que se consideraria normal, mas mantendo as mesmas características de sentido do movimento. A fronteira entre a situação normal e a de hipocinésia é bastante difícil de definir com precisão devido à grande variabilidade que realmente existe no movimento normal das paredes em indivíduos diversos.

A situação de acinésia é caracterizada pela total ou quase total ausência de movimento da porção de parede afectada. Essa ausência de movimento deverá ser avaliada relativamente a outras partes do coração, descontando o movimento deste como um corpo global.

Finalmente a situação de discinésia caracteriza-se pela existência de um movimento em sentido contrário ao que seria de esperar numa porção da parede cardíaca durante um certo intervalo de tempo.

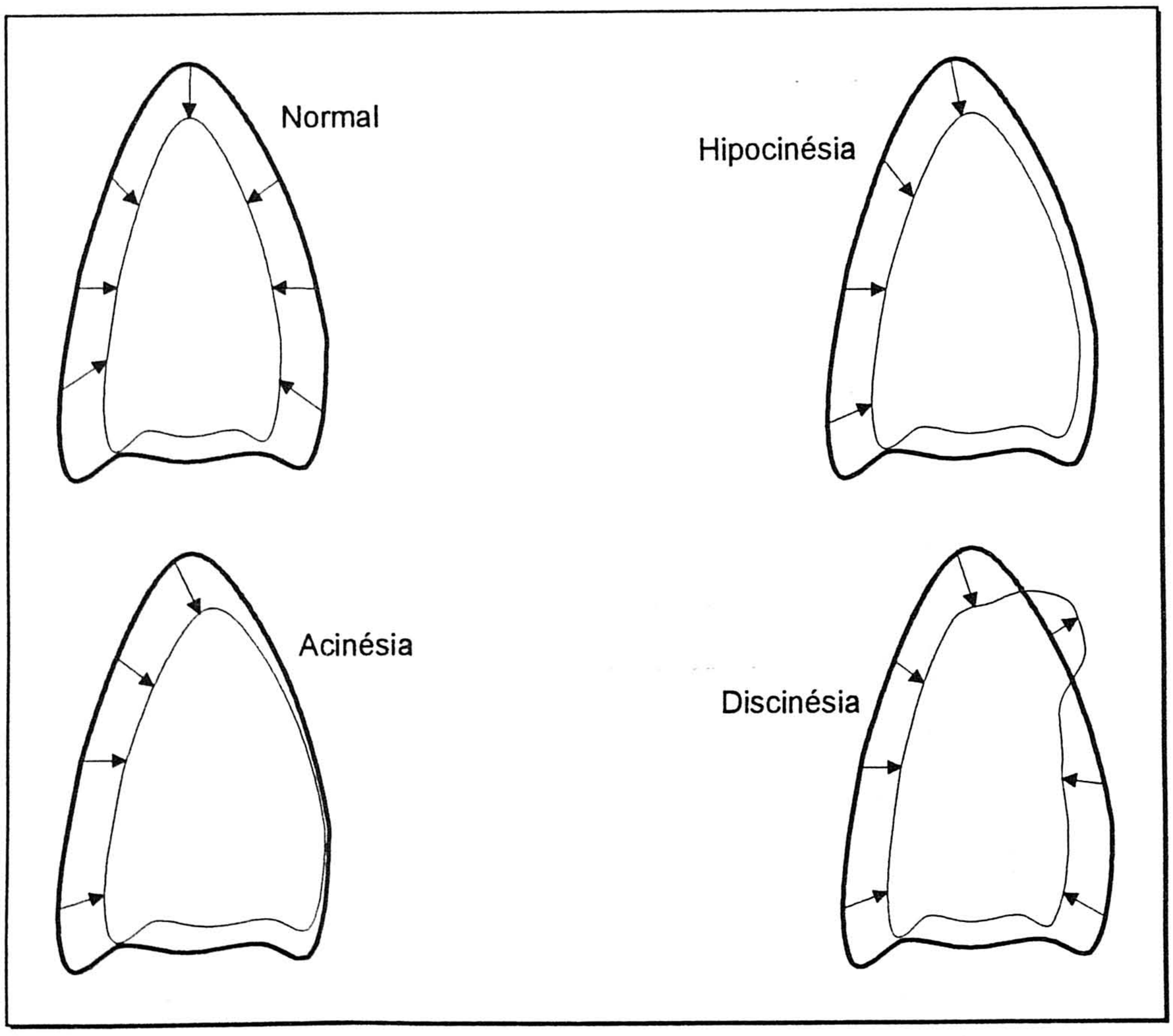


Figura 131 - Representação das três classes de assinergia do ventrículo esquerdo.
A traço grosso mostra-se o contorno de fim de diástole e a traço fino o de fim de sístole.

Esta situação de discinésia pode ocorrer quando há um atraso na activação nervosa das fibras musculares cardíacas de uma parte da parede, dando origem a uma contracção dessa parte quando o restante do músculo já começou a relaxar. Designa-se esta situação por assincronismo. Outra forma da possível ocorrência de discinésia verifica-se quando parte da parede perdeu a sua capacidade de contracção, dilatando-se durante a sístole devido à pressão sanguínea interna à cavidade.

Pode observar-se na figura da página anterior, e de forma esquemática, a caracterização das três situações de assinergia, pela sobreposição dos contornos da cavidade do ventrículo esquerdo nos instantes de fim de diástole e de fim de sístole.

5.2.2. Sistemas de referência utilizados na quantificação do movimento

Como já atrás se referiu o movimento das paredes cardíacas, em sentido absoluto, é bastante complexo, devido ao movimento do próprio órgão, no interior da cavidade torácica, ao longo do ciclo cardíaco. O coração encontra-se fixado à cavidade torácica principalmente através dos grandes vasos[130], experimentando os pontos mais afastados, como as paredes dos ventrículos e o ápex, movimentos de translação e rotação de amplitude importante, resultantes da contracção das fibras musculares cardíacas.

Estas fibras musculares têm muitas vezes uma forma espiral no seio do miocárdio, como se pode observar na figura seguinte, contribuindo para o movimento de rotação do coração na fase da sua contracção.

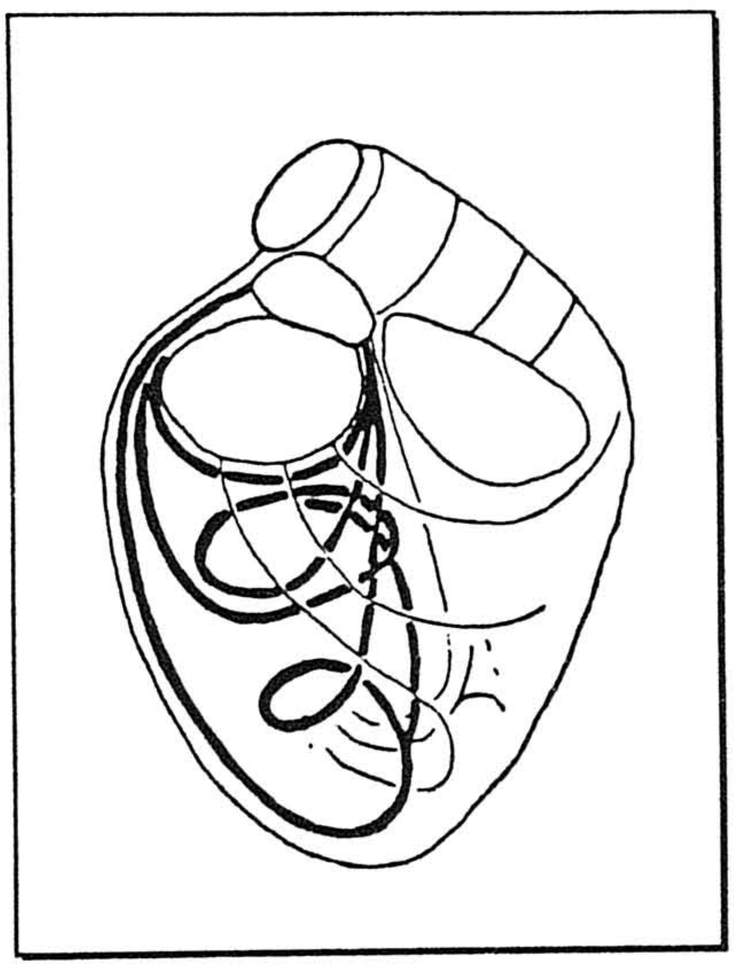


Figura 132 - Forma de algumas fibras musculares cardíacas

O ângulo de rotação depende do local que se considera, aumentando, em geral, com o afastamento aos grandes vasos. Em certos locais pode atingir 15° a 20°. No gráfico seguinte pode apreciar-se a variação do ângulo de rotação num determinado ponto do epicárdio ao longo do ciclo cardíaco.

Estes movimentos de translação e rotação globais do coração podem afectar a avaliação do movimento próprio das paredes cavitárias, sendo conveniente minimizar os seus efeitos através de algumas possíveis medidas correctivas.

Os movimentos respiratórios têm também algum efeito na complexidade global das trajectórias observadas para pontos fixos das paredes cardíacas.

---

130 aorta, artérias pulmonares e ainda as veias cavas e pulmonares.

No SIPAFE foram implementados três sistemas de referência para a caracterização do movimento das paredes do ventrículo esquerdo nos cortes tomográficos presentes nas vistas dos exames ecocardiográficos.

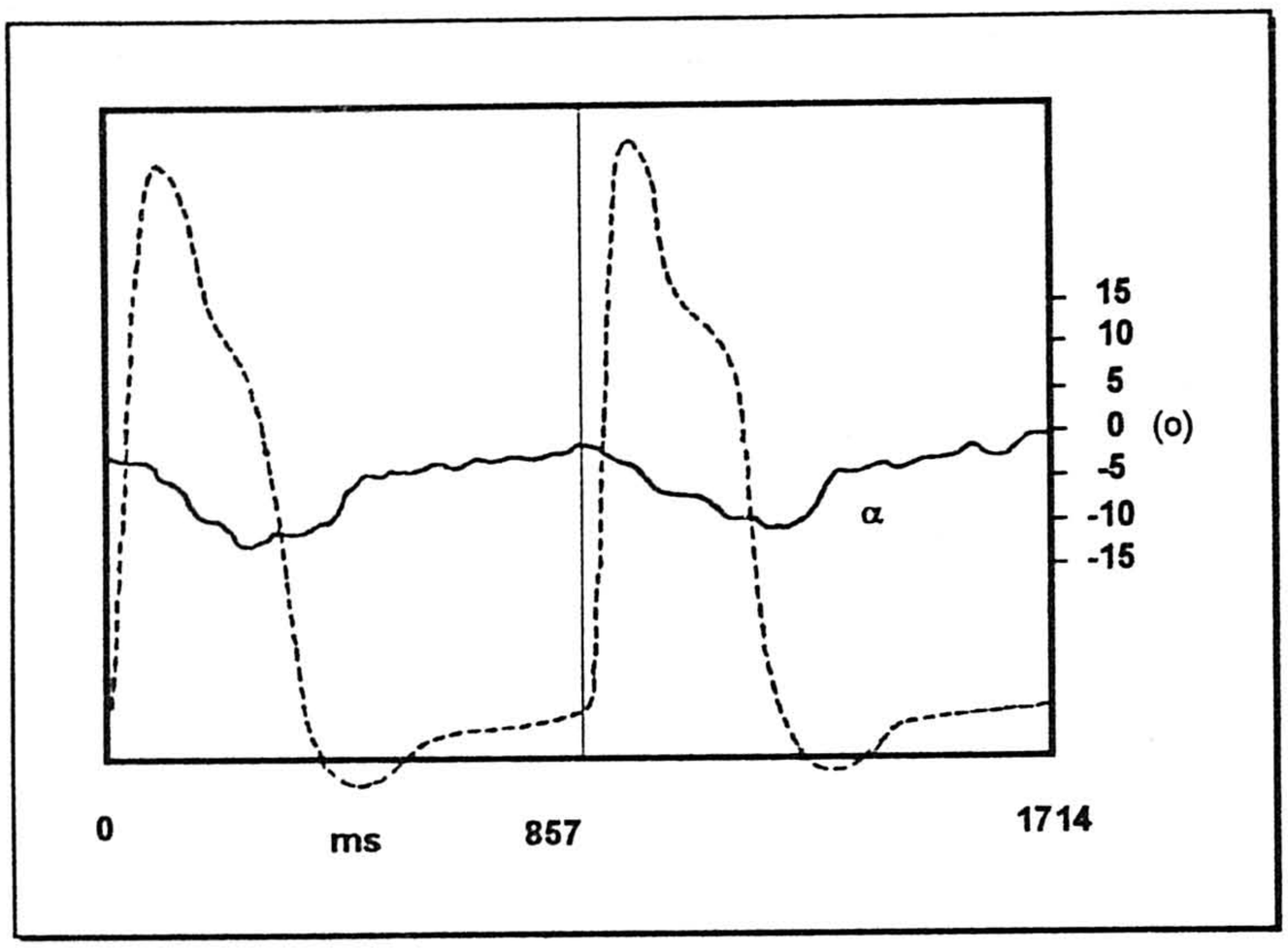


Figura 133 - Variação do ângulo α de rotação do coração ao longo de dois ciclos cardíacos [99]

A caracterização do movimento é feita utilizando parâmetros calculados a partir da medida do deslocamento de pontos correspondentes nos contornos sistólico e diastólico de uma mesma vista ecocardiográfica. A correspondência entre os pontos dos dois contornos é determinada pela aplicação de modelos simplificados do movimento das paredes cardíacas. O sistema de referência é apenas o responsável pelo posicionamento inicial dos dois contornos antes da aplicação do modelo de movimento.

Os três sistemas de referência escolhidos e implementados pertencem a cada uma das três grandes classes já descritas no parágrafo 3.1.2.4. O utilizador deverá escolher um dos sistemas quando executa uma análise de movimento. Temos, assim:

- o sistema de referência fixo;
- o sistema flutuante com correcção de translação;
- o sistema flutuante com correcção de translação e rotação.

No sistema de referência fixo ignoram-se os efeitos dos movimentos de translação e rotação globais do coração, sobrepondo-se simplesmente os contornos diastólico e sistólico, tal e qual são obtidos das vistas ecocardiográficas. Requer-se por isso que os dois contornos homólogos sejam adquiridos sem mover o transdutor ultrassónico e de preferência pertencentes a imagens do mesmo ciclo cardíaco, para minimizar os efeitos dos movimentos respiratórios. Este sistema poderá ser útil em situações de forte irregularidade no movimento parietal, como por exemplo nas situações de discinésia acentuada. Neste tipo de situações o método de correcção de translações normalmente empregue poderá conduzir a resultados erróneos, mascarando parcialmente as anomalias do movimento.

Nos sistemas ditos flutuantes tenta-se compensar de alguma forma os movimentos globais do coração, deslocando o contorno sistólico relativamente ao diastólico, antes da aplicação do modelo de movimento.

5.2.2.1. Correcção da translação

Sendo praticamente impossível, apenas a partir dos contornos dos cortes tomográficos do ventrículo esquerdo, separar o movimento global do coração do movimento intrínseco das

paredes cardíacas, optou-se por fazer uma correcção apenas aproximada do movimento de translação.

A correcção aproximada consiste então, em alinhar ou sobrepor os verdadeiros centróides geométricos das áreas abrangidas pelos contornos sistólico e diastólico do ventrículo esquerdo e de uma mesma vista. Para isso é necessário recalcular os centróides, uma vez que as estimativas obtidas na operação de determinação do centróide, antes da obtenção de um contorno, são apenas aproximações.

Para o cálculo do verdadeiro centróide tomam-se em consideração todos os *pixels* do interior do contorno e os do próprio contorno. Assim, o contorno é desenhado com uma certa intensidade numa área de memória de conteúdo uniforme e o seu interior preenchido com a mesma intensidade, utilizando um algoritmo de preenchimento idêntico ao descrito no parágrafo 4.5.6.1. As coordenadas do centróide são, então, dadas por:

$$x_c = \frac{\sum_i x_i}{n} \quad \text{e} \quad y_c = \frac{\sum_i y_i}{n} \tag{143}$$

onde n é o número total de pixels considerados, e x_i e y_i as coordenadas horizontal e vertical de cada um deles[131].

Como já se referiu esta técnica de correcção da translação poderá dar origem a alguns erros em situações de movimento anómalo, o que se exemplifica na figura seguinte.

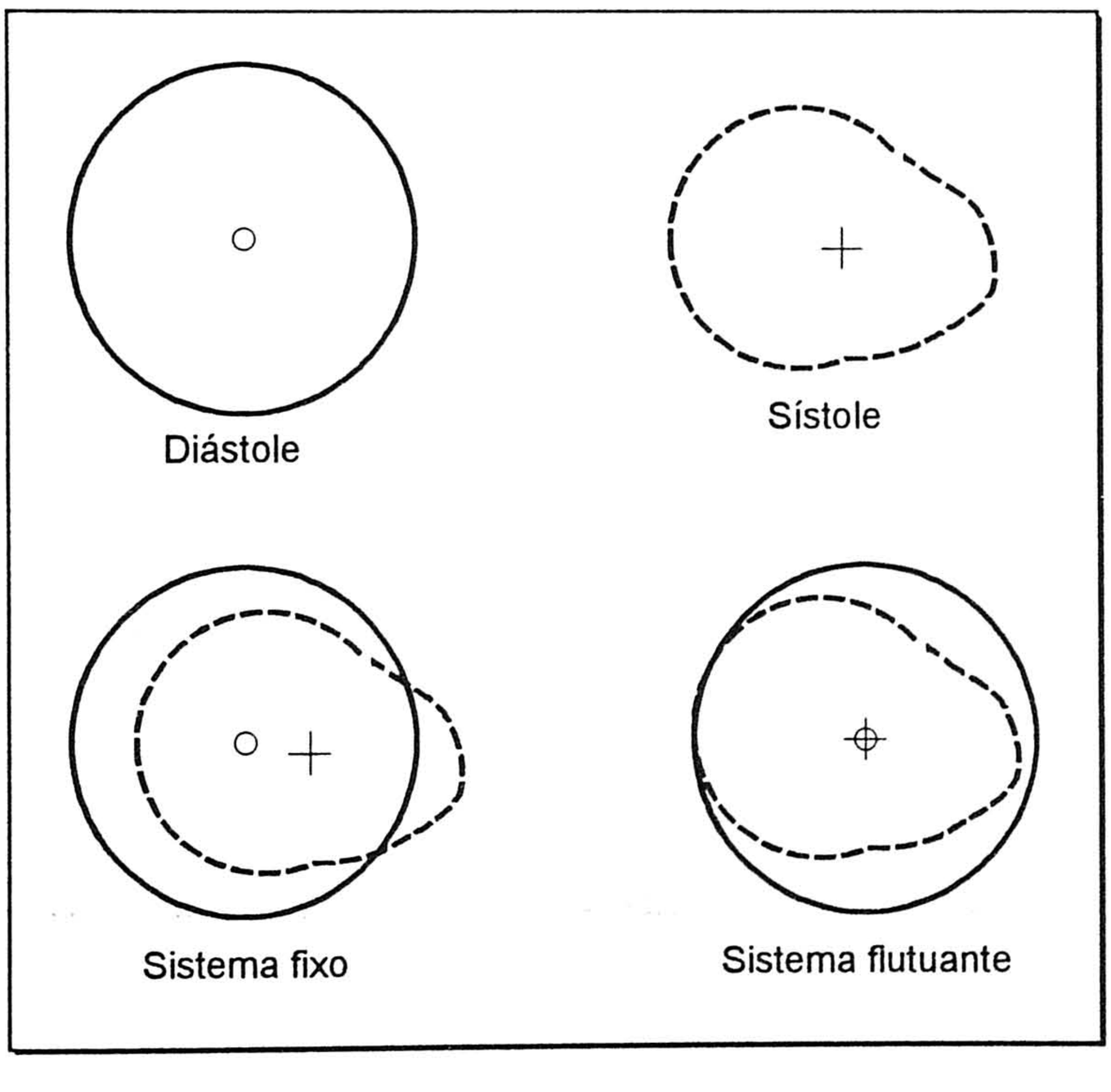


Figura 134 - Erro potencial num sistema de referência flutuante em caso de discinésia acentuada

5.2.2.2. Correcção da rotação

De modo idêntico ao que acontece com a correcção do movimento de translação,

---

131 na prática o cálculo do verdadeiro centróide efectua-se quando da avaliação da área, na fase de medição de parâmetros, tomando-se nota da sua posição no ficheiro de exame.

também não é possível conhecer com exactidão o ângulo de rotação global do coração, correspondente ao plano visualizado, apenas por exame das imagens disponíveis.

No terceiro sistema de referência implementado no SIPAFE, o sistema flutuante com correcção de translação e rotação, além das operações descritas no parágrafo anterior, também se executa uma compensação aproximada do movimento de rotação global. Para isso é necessário conhecer um conjunto de pares de pontos anatomicamente correspondentes nos contornos sistólico e diastólico. Presentemente esses pares de pontos são indicados pelo utilizador, com o auxílio do rato, nas duas imagens homólogas apresentadas lado a lado e com os contornos sobrepostos. É indispensável a indicação de pelos um desses pares de pontos, embora a indicação de vários possa conduzir a compensações com menor erro de aproximação.

Seguidamente determinam-se os segmentos de recta que unem o verdadeiro centróide de cada contorno com cada um desses pontos. Sobrepondo-se agora os dois contornos de modo a haver coincidência dos seus centróides, mas sem efectuar qualquer rotação, medem-se os ângulos formados pelos segmentos de recta que se dirigem do centróide comum para cada par de pontos anatomicamente correspondentes. Esses ângulos deverão ter um sinal consoante o seu sentido.

O ângulo que corrige a rotação global deverá ser aquele que após aplicado ao contorno sistólico, em torno do seu centróide, conduz a um menor erro no ângulo entre os segmentos de recta anteriores, no sentido dos mínimos quadrados.

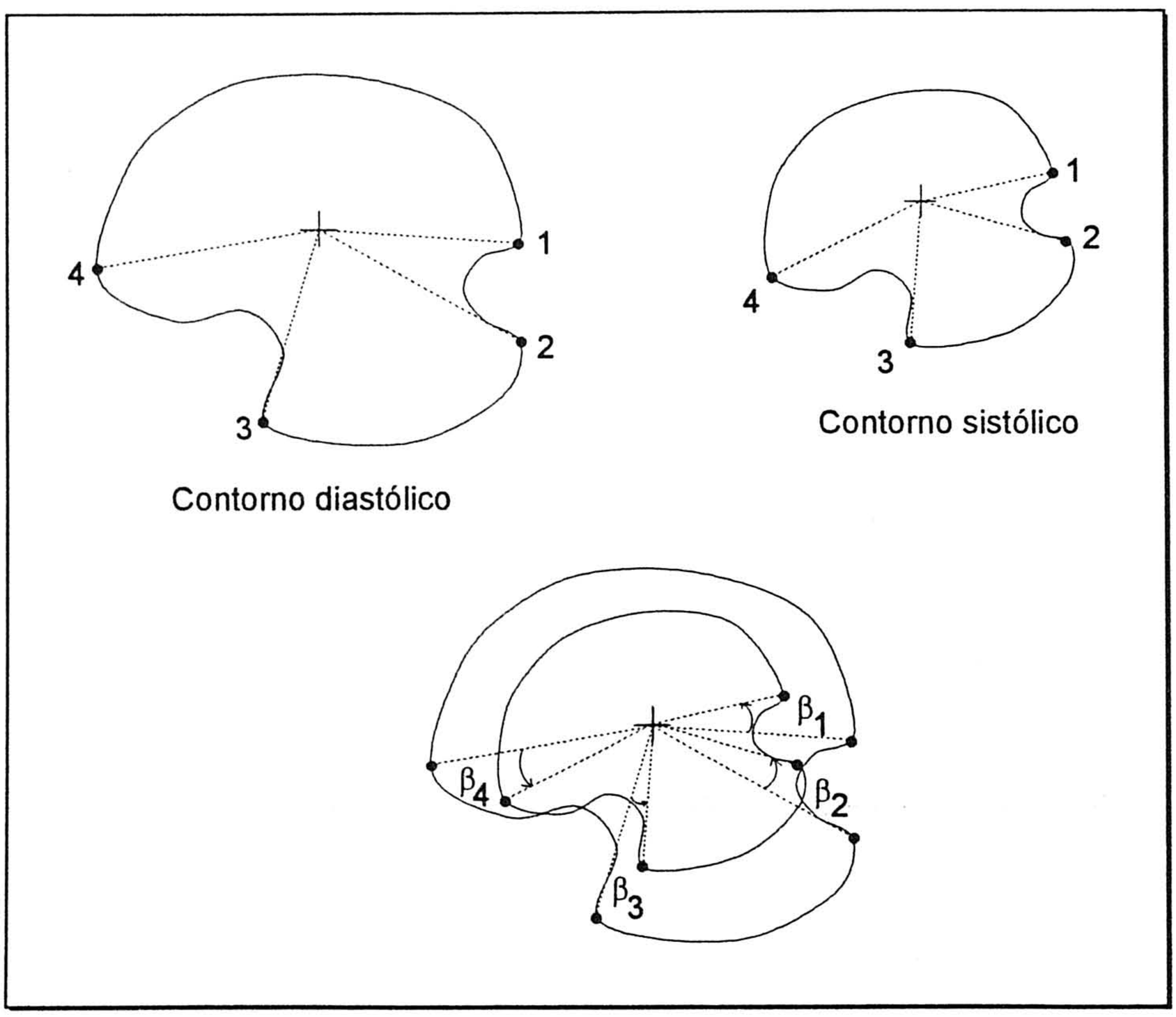


Figura 135 - Processo de correcção da rotação global do ventrículo esquerdo

Chamando β_i aos vários ângulos entre os segmentos de recta correspondentes nos dois contornos, antes da correcção de rotação, e α ao ângulo que deve ser utilizado para rodar o contorno sistólico a fim de corrigir a rotação global, temos que o erro quadrático total, após rotação, vale:

$$\varepsilon = \sum_{i} (\beta_i + \alpha)^2 \tag{144}$$

Derivando e igualando a zero, para determinar o ângulo α que irá minimizar o erro quadrático ε, obtém-se:

$$2 \sum_{i} (\beta_i + \alpha) = 0 \tag{145}$$

Resolvendo em ordem a α, iremos encontrar sucessivamente:

$$\sum_{i} \beta_i + n\alpha = 0 \tag{146}$$

$$\alpha = - \frac{\sum_{i} \beta_i}{n} \tag{147}$$

onde n é o número total de pares de pontos anatomicamente correspondentes indicados pelo utilizador.

Corrige-se a rotação global rodando o contorno sistólico, em torno do seu centróide, do ângulo α encontrado na equação anterior.

5.2.3. Modelos de movimento utilizados

A necessidade de se considerar um modelo de movimento resulta do facto de não ser possível conhecer com precisão a correspondência ponto a ponto entre os contornos sistólico e diastólico, apenas por observação destes. Mesmo conhecendo essa correspondência seria necessário ainda definir uma trajectória entre pontos correspondentes nos dois contornos, para ser possível o cálculo da distância percorrida.

No SIPAFE foram implementados três modelos de movimento que, dados os dois contornos, corrigidos segundo o sistema de referência escolhido, definem a correspondência entre os respectivos pontos. Todos eles admitem uma trajectória rectilínea entre os pontos correspondentes nos contornos sistólico e diastólico. São eles:

- o modelo radial;
- o modelo da linha central;
- o modelo da correspondência anatómica.

Cabe ao utilizador escolher o modelo que achar mais adequado, tendo em conta as características do par de imagens que se pretendem analisar. Qualquer um dos modelos pode ser aplicado a qualquer vista, seja ela de pequeno eixo ou de eixo longo.

5.2.3.1. Modelo radial

O modelo radial ou modelo do ponto central, como já se disse no parágrafo 3.1.2.4.[132], assume que todos os pontos dos contornos se movem segundo direcções que emanam de um único ponto central da cavidade.

Escolheu-se para ponto central o centróide do contorno sistólico. Esta escolha minimiza a possibilidade do ponto central escolhido ser exterior ao contorno sistólico quando se utiliza o sistema de referência fixo.

---

[132] veja-se a figura 31.

Este modelo é bastante simples de implementar e interpretar, tendo sido extensamente utilizado por vários autores [p. ex. 10, 11, 43, 146, 149, 171]. No SIPAFE calcula-se o deslocamento sofrido pelos pontos correspondentes em 100 raios que emanam do verdadeiro centróide do contorno sistólico, igualmente espaçados angularmente. Para isso é necessário calcular o ponto de intersecção de cada um dos raios com os dois contornos e avaliar a sua separação. Os contornos são representados pela sequência de segmentos de recta que unem os 100 ou mais pontos da sua definição.

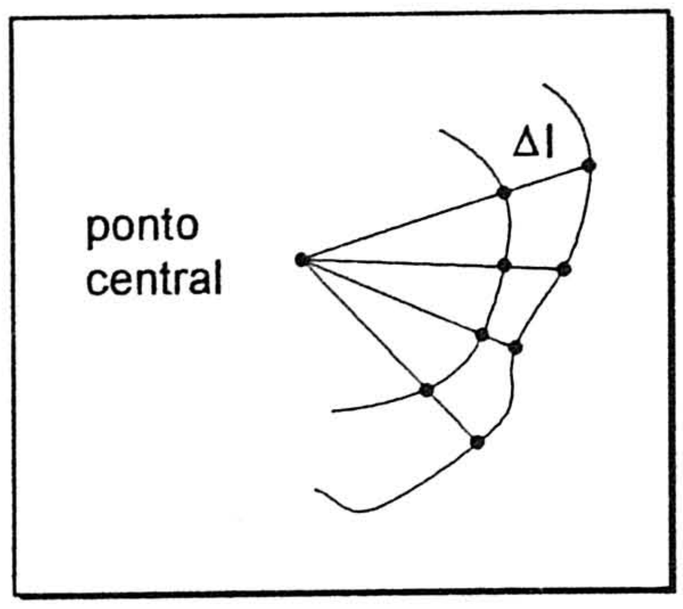


Figura 136 - Modelo radial e deslocamento de um ponto

O modelo radial torna-se pouco adequado, dando origem a situações ambíguas, quando os contornos contêm concavidades. Nestes casos é possível que um raio intersecte um dos contornos em mais do que um ponto, como se ilustra na próxima figura. Quando isso sucede, arbitra-se que o deslocamento associado ao raio é a menor distância entre os pontos do contorno sistólico e diastólico intersectados por esse raio.

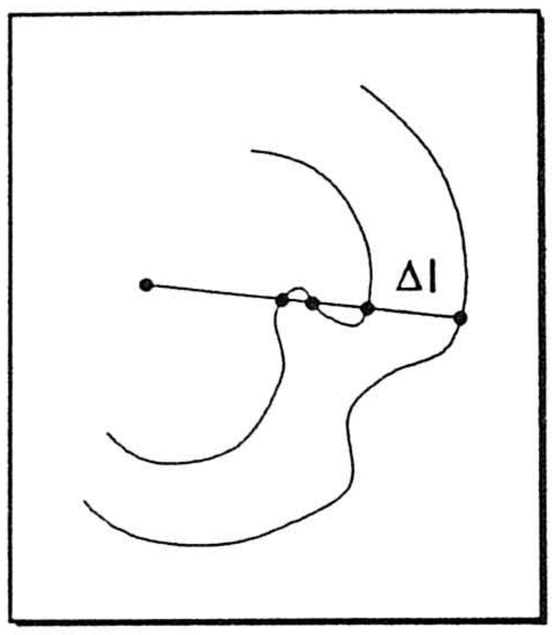


Figura 137 - Ambiguidades no modelo radial

O utilizador pode visualizar graficamente todos os segmentos de recta utilizados no cálculo do deslocamento para cada par de contornos em estudo, ajuizando assim da adequação do modelo. É em geral nas vistas de pequeno eixo, ao nível dos músculos papilares, que este tipo de problema surge com maior frequência.

5.2.3.2. Modelo da linha central

O modelo da linha central foi introduzido por Sheehan et al. [143] em 1982 no estudo do movimento parietal em imagens angiográficas e depressa foi também adaptado para as imagens ecocardiográficas.

O modelo consiste na determinação de uma linha ou contorno intermédio aos contornos sistólico e diastólico. Cada ponto dessa linha deve ser equidistante, medido na perpendicular local, aos contornos sistólico e diastólico. Após a determinação da linha central traçam-se as perpendiculares locais num número elevado dos seus pontos, igualmente espaçados sobre a

linha. O modelo assume então que os pontos do contorno sistólico se deslocam para o diastólico seguindo como trajectórias essas perpendiculares locais à linha central, como já se ilustrou na figura 33.

Embora a concepção do modelo seja simples, a sua implementação automática pode levantar alguns problemas.

Um modo de implementar a determinação da linha central poderia ser a utilização directa da definição, através de um processo iterativo, método que é usado por alguns autores. Neste processo faz-se uma primeira estimativa da linha central, dividindo a meio um conjunto de segmentos de recta que unem pontos do contorno sistólico ao diastólico[133]. Partindo de uma dada estimativa, passa-se para a estimativa da iteração seguinte, determinando as perpendiculares locais em vários pontos e corrigindo esses pontos para o ponto médio da intersecção dessas perpendiculares com os contornos sistólico e diastólico. O processo deverá parar quando as correcções forem desprezáveis, ou quando se atingir um número máximo de iterações.

Este processo de determinação da linha central pode apresentar no entanto vários problemas de convergência, especialmente em zonas de elevada curvatura, onde a direcção das perpendiculares locais pode variar bastante. Tem grande influência na convergência o número total de pontos usados na definição da linha, assim como o método da determinação das perpendiculares locais.

- ***Implementação morfológica***

Outro processo de obter a linha central tem a ver com as operações morfológicas da erosão e da esqueletonização [73, 121, 140, 141]. Pela definição de linha central facilmente se conclui que esta não anda longe do conjunto de pontos que constitui o esqueleto da região que se encontra delimitada pelos 2 contornos. O esqueleto de uma região[134] é o conjunto de todos os pontos cuja distância ao ponto mais próximo da fronteira dessa região é um máximo local. Assim, para determinar a linha central, bastaria encontrar o esqueleto da região entre os contornos, seguindo-se uma operação de eliminação dos ramos laterais[135] que se formam normalmente a partir das protuberâncias da região. Veja-se o exemplo da figura seguinte.

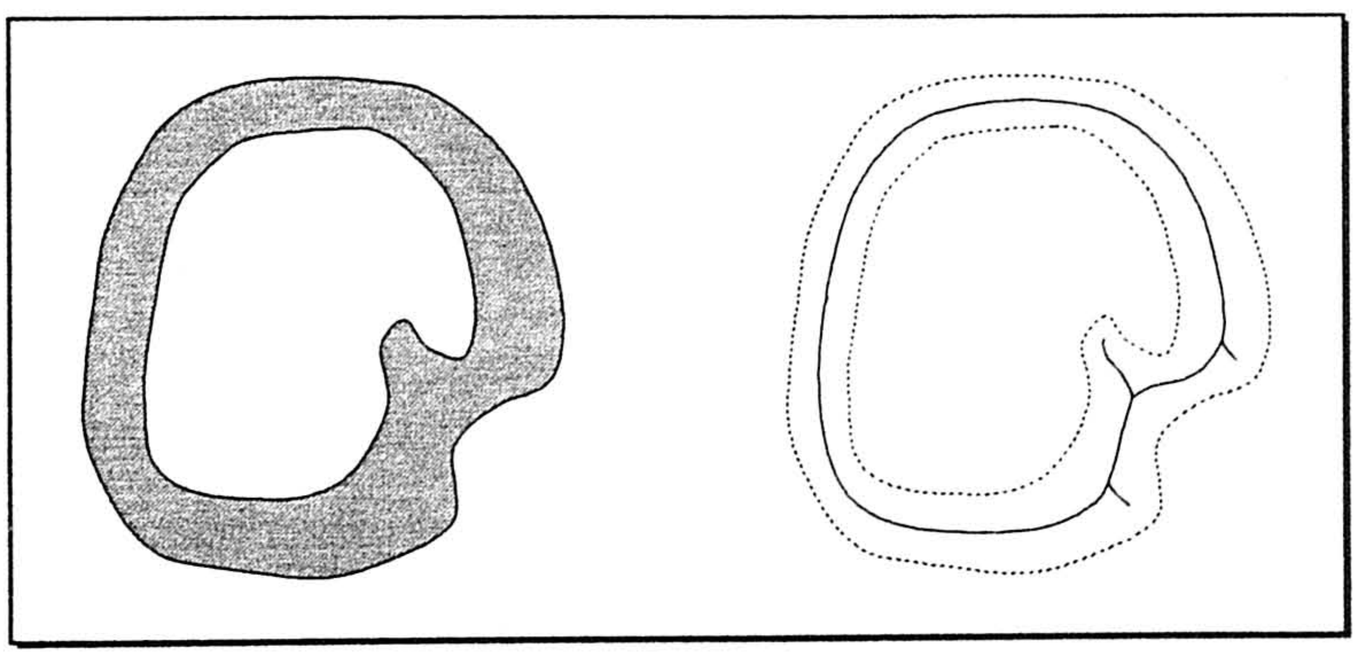


Figura 138 - A região entre os dois contornos e a sua esqueletonização

No entanto existem operações semelhantes à esqueletonização com resultados muito próximos do esqueleto mas algo mais simples e com maior facilidade de se chegar à linha central. Duas dessas operações produzem essencialmente subconjuntos do esqueleto, uma com menos ramificações, e a outra sem nenhuma em regiões sem 'buracos' ou apenas com um

---

133 por exemplo utilizando um conjunto de segmentos radiais, semelhantes aos utilizados no modelo de movimento radial.

134 também designado por eixo médio ou *medial axis*, na literatura inglesa.

135 operação habitualmente designada por *pruning*, no domínio da morfologia matemática.

único 'buraco'. São elas a operação de adelgaçamento[136] e de deflação[137].

O adelgaçamento de uma região não é mais do que uma erosão controlada da mesma. No processo de erosão evita-se a eliminação de certos *pixels* que conduziriam às seguintes situações:

- a eliminação de segmentos com a largura de um *pixel*;
- o quebrar da conectividade da região;
- o encurtamento de segmentos com a largura de um *pixel*.

Esta erosão controlada deve ser aplicada sucessivamente até não haver mais nenhuma alteração na região resultante.

O resultado do adelgaçamento é bastante semelhante à determinação do esqueleto, mas mais simples, uma vez que não se formam certos ramos colaterais na vizinhança dos pontos de inflexão da fronteira da região.

A operação de deflação define-se de forma semelhante ao adelgaçamento com a diferença de que não se evita a terceira situação enunciada acima. Assim, o resultado da deflação de uma região sem 'buracos' é sempre um único ponto, próximo do centróide geométrico, enquanto que para uma região que contenha um único 'buraco' se obtém um anel muito próximo da linha central que pretendemos.

No SIPAFE determina-se a linha central efectuando uma deflação da região compreendida entre os contornos sistólico e diastólico, pela facilidade de implementação, pela garantia de um resultado único e sem ambiguidades, e porque a diferença entre o resultado obtido e a verdadeira linha central, obtida pela definição, nunca excedeu 1 ou 2 *pixels*, em vários testes efectuados.

A erosão controlada que conduz ao adelgaçamento e à deflação, assim como muitas outras operações morfológicas, podem ser implementadas utilizando a chamada transformação de acerto-ou-falha[138]. No SIPAFE escolheu-se esse método de implementação por permitir o aproveitamento da carta de processamento para a sua realização, resultando numa execução bastante rápida.

O conceito da transformação de acerto-ou-falha é bastante simples. Um pequeno conjunto de *pixels* (de valor 0 ou 1) é comparado com os *pixels* correspondentes de uma imagem binária em todas as posições possíveis, por translação do conjunto. Em todas as posições onde houver uma correspondência perfeita entre o estado dos *pixels* do conjunto e da imagem binária (acerto), coloca-se o *pixel* correspondente ao centro do conjunto num estado binário desejado (0 ou 1). Nas posições onde não houver coincidência perfeita (falha), o *pixel* correspondente da imagem é colocado no estado binário oposto ou mantém-se sem alteração.

Se o conjunto de *pixels* utilizado na transformação tiver a dimensão de 3 × 3 e se o *pixel* central tiver sempre o valor 1, então a configuração da vizinhança de cada *pixel* 1 da imagem binária a transformar pode ser codificada por um valor entre 0 e 255, o que é representável em 8 bits.

Para se obter uma imagem onde em cada posição está o código da configuração da vizinhança 3 × 3 dos *pixels* da imagem binária, basta fazer uma correlação[139] com a máscara da figura seguinte, seguida de uma operação de 'e lógico' com a imagem original. Para construir a imagem transformada a partir desta imagem de códigos das vizinhanças, basta

---

136 *thinning*, na literatura inglesa.

137 designada por *shrinking*, na literatura inglesa.

138 *hit-or-miss transformation*, na designação inglesa.

139 ou uma convolução com a máscara simétrica.

agora passá-la por uma tabela de transformação[140], onde nas entradas correspondentes aos códigos das configurações do conjunto ou conjuntos da transformação se colocou o valor de saída adequado e nas restantes o valor oposto.

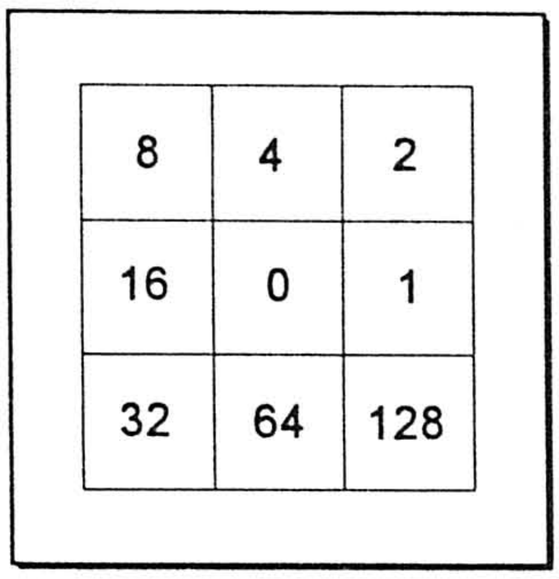


Figura 139 - Máscara de correlação para a codificação da configuração de vizinhanças binárias de 3 × 3

Certas operações morfológicas podem ser descritas por uma série de transformações acerto-ou-falha de dimensões idênticas, isto é, fazendo-se corresponder a um certo número de configurações das vizinhanças dos *pixels* da imagem a operar uma determinada saída, e às restantes configurações a saída oposta ou a manutenção do valor original. Estão neste caso as operações de erosão controlada que entram na definição das operações de adelgaçamento e de deflação, mas infelizmente requerendo vizinhanças de 5×5 para a sua correcta implementação, a que corresponde um número de 2^{24} configurações diferentes. Este número de configurações torna quase impossível a sua implementação directa.

No entanto, qualquer transformação de acerto-ou-falha definida por um conjunto quadrado pode ser decomposta numa série de transformações mais simples, associadas a conjuntos de dimensão 3 × 3 [56]. Assim, as operações de erosão controlada necessárias às operações de adelgaçamento ou de deflação podem ser efectuadas através de duas séries de transformações acerto-ou-falha de dimensão 3 × 3.

Designando por X a imagem binária original, vista como um conjunto bidimensional, por M a imagem resultante de X pela 1ª série de transformações, e por P a imagem que resulta de M pela aplicação da 2ª série de transformações, obtém-se a imagem resultado R pela aplicação das seguintes operações:

$$R = X \cap (\bar{M} \cup P) \tag{148}$$

ou seja, a imagem M representa o conjunto de *pixels* candidatos a serem erodidos e a imagem P os *pixels* de M que, se fossem apagados, conduziriam a configurações não permitidas pela operação, como, por exemplo, a quebra de conectividade.

A figura seguinte esquematiza todo o processo para a obtenção de uma iteração das operações de adelgaçamento e de deflação. O único elemento que varia é o conteúdo das tabelas de transformação. Em [121] existem listagens das configurações dos conjuntos que definem as duas séries de transformações acerto-ou-falha para aquelas duas operações, permitindo a construção das tabelas de transformação.

- ***Estimação do movimento e correcção de situações absurdas***

Depois de obtida a linha central, o modelo postula, como já se referiu, que os pontos do contorno sistólico se movem para o diastólico seguindo trajectórias que são perpendiculares à linha central. No SIPAFE caracteriza-se o movimento entre os dois contornos, segundo este

---

140 *look-up table.*

modelo, calculando as trajectórias correspondentes a 100 pontos, por forma a que aquelas estejam igualmente distanciadas sobre a linha central.

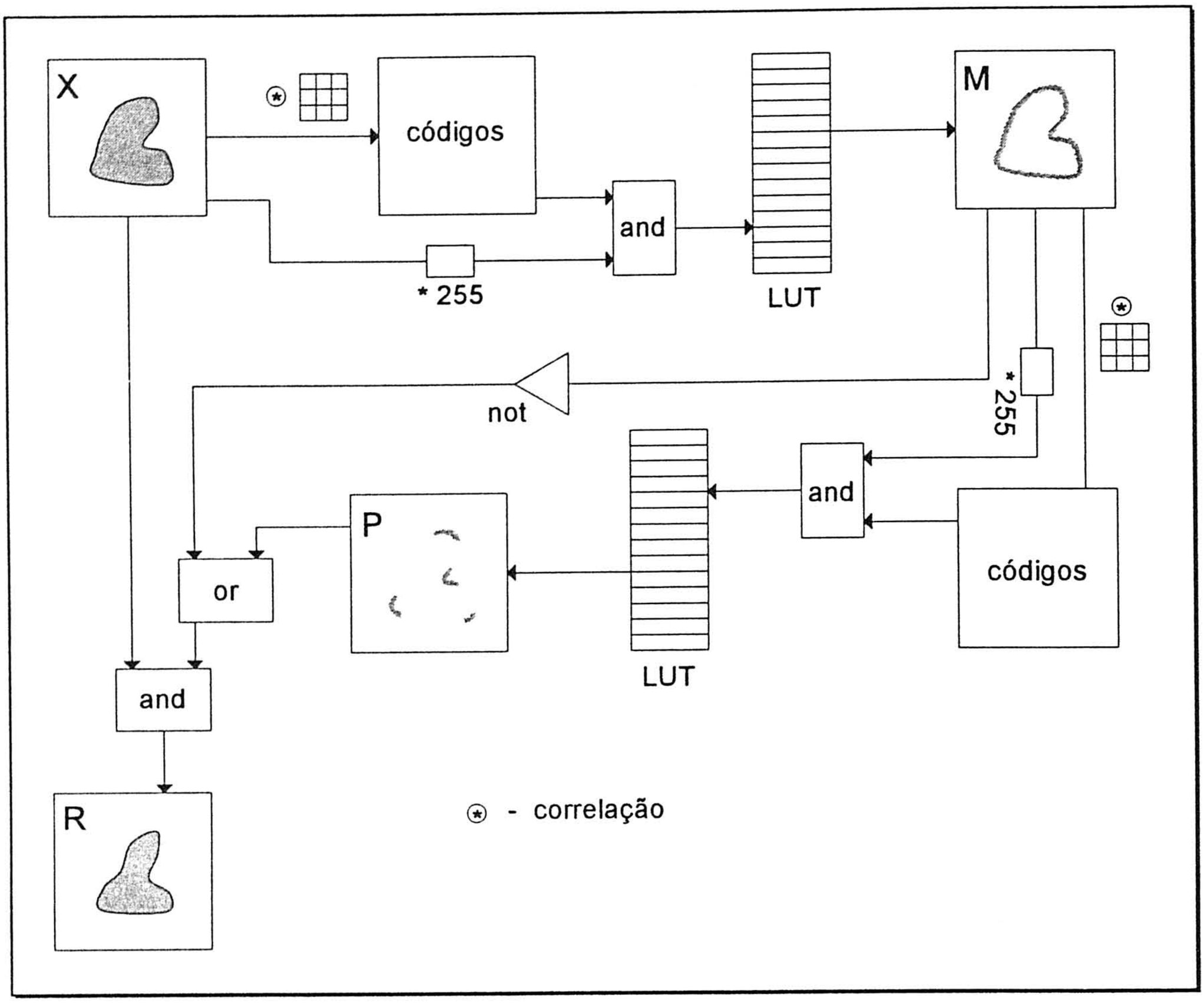


Figura 140 - Uma iteração das operações de adelgaçamento ou de deflação através de transformações de acerto-ou-falha

Antes do cálculo das trajectórias é ainda necessário ter uma representação analítica da linha central. Optou-se por uma representação semelhante àquela que se usa para descrever os contornos. Assim, a linha central é representada pelos pontos que resultam da intersecção da própria linha com 100 raios que emanam do verdadeiro centróide sistólico, igualmente espaçados angularmente, e pelos segmentos de recta que os unem[141]. Os pontos de intersecção são determinados construindo os raios ponto a ponto utilizando o algoritmo de Bresenham [129].

Tendo a representação analítica é agora fácil determinar os 100 pontos igualmente espaçados sobre ela.

A direcção perpendicular à linha central em cada um dos 100 pontos anteriores estima-se usando uma parábola interpoladora dos três pontos de definição da linha central mais próximos. O processo de construção de uma dessas perpendiculares é ilustrado na figura seguinte.

Obtidas todas as 100 perpendiculares locais os pontos correspondentes dos contornos sistólico e diastólico são determinados pela intersecção dessas perpendiculares com os

---

[141] note-se que o número de pontos que representa a linha central poderá ultrapassar os 100, se esta não for convexa.

contornos. Utilizam-se aqui as representações analíticas dos contornos.

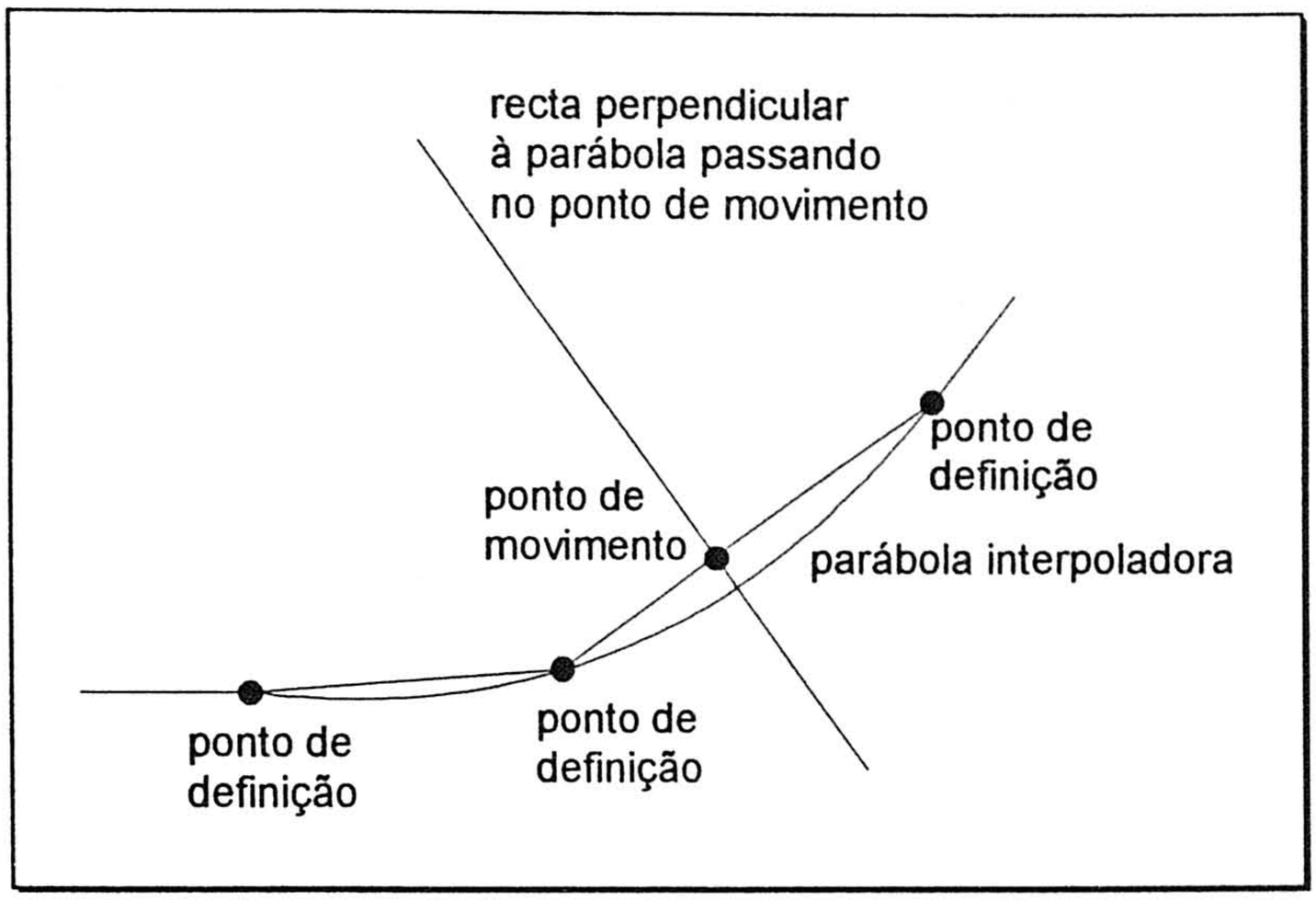


Figura 141 - Construção das perpendiculares locais

Por vezes, nas zonas de curvatura acentuada da linha central, surgem situações absurdas caracterizadas pelo cruzamento das trajectórias construídas pelo processo acabado de descrever. Quando isso acontece é necessário efectuar uma correcção de algumas dessas trajectórias, de modo a eliminar todos os cruzamentos.

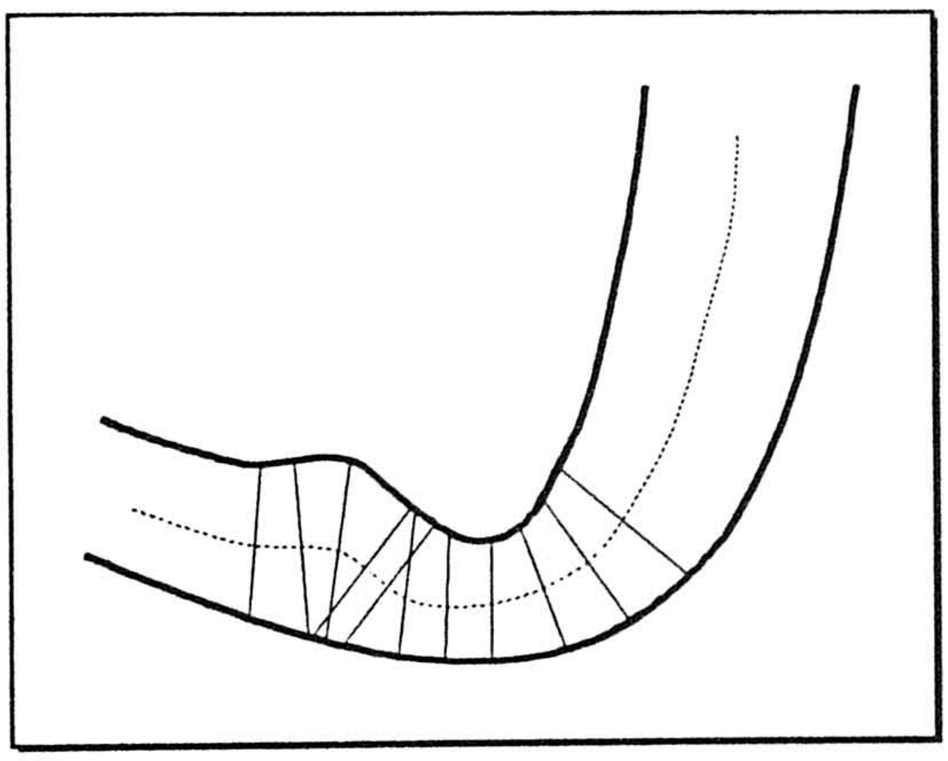


Figura 142 - Situações absurdas que podem ocorrer no modelo da linha central

Para efectuar a correcção, começa-se por determinar, sempre que surge um cruzamento, quais as trajectórias mais próximas, de um e outro lado, totalmente isentas de cruzamentos. De seguida verifica-se para qual dos lados, se para o lado do contorno sistólico ou do contorno diastólico, as duas trajectórias limítrofes sem cruzamentos se aproximam ou convergem. Divide-se então o percurso sobre o contorno sistólico ou diastólico, do lado para onde se dá a convergência e entre os pontos correspondentes às trajectórias limítrofes, em partes iguais. O número dessas partes é igual ao número de trajectórias a corrigir mais um. As rectas que unem os pontos que separam as partes iguais no contorno utilizado e os pontos sobre a linha central que lhe correspondem vão definir agora as novas trajectórias corrigidas. Pode ver-se um exemplo na figura que se segue.

Esta correcção traduz-se então numa rotação de algumas das trajectórias, em torno dos seus pontos situados sobre a linha central, de forma a eliminar os cruzamentos.

Após a correcção de todas as situações absurdas com cruzamentos resta efectuar o cálculo dos deslocamentos pela medição das 100 trajectórias assim definidas. O SIPAFE permite o desenho gráfico das trajectórias corrigidas de modo a que o utilizador se possa assegurar da adequação do modelo e de que todas as situações absurdas foram eliminadas.

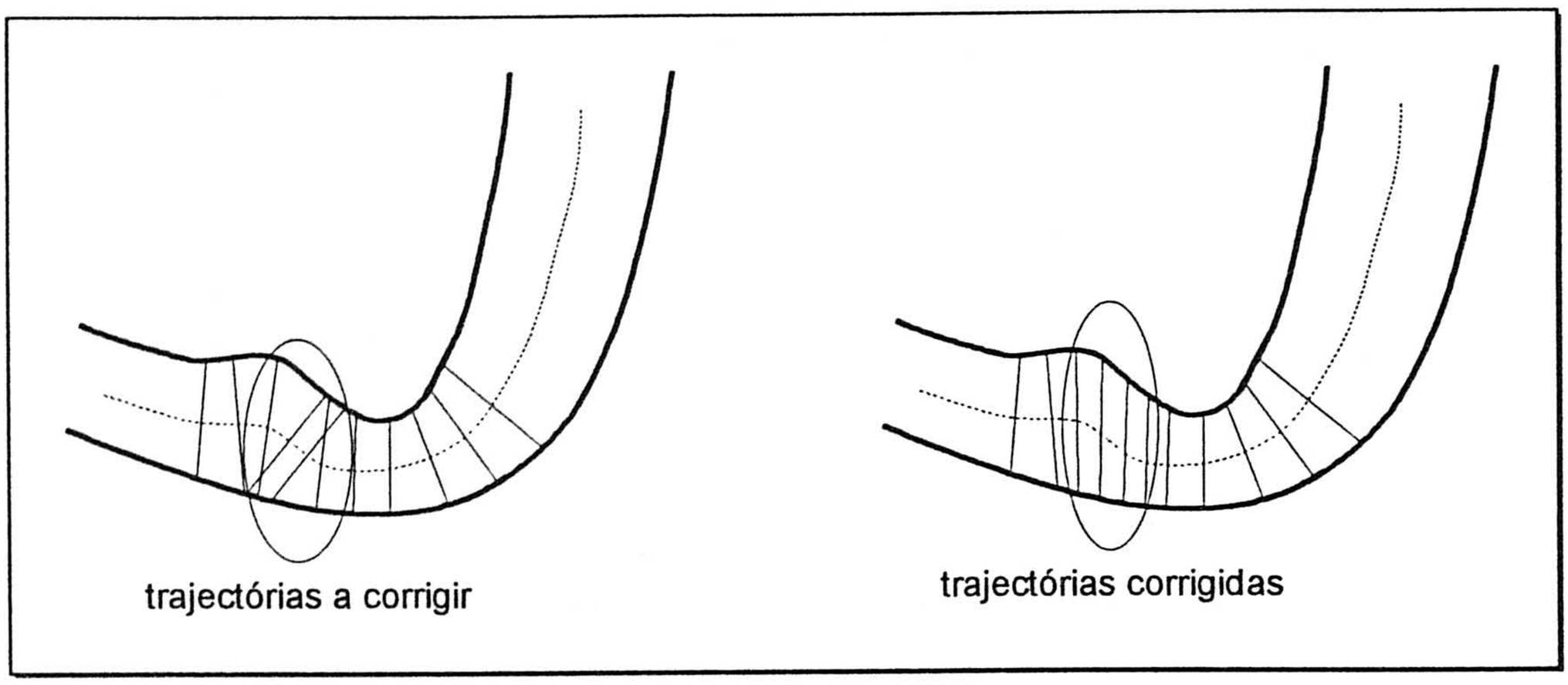


Figura 143 - Correcção das situações absurdas

5.2.3.3. Modelo da correspondência anatómica

Como se viu, poderão existir situações em que os dois modelos de movimento anteriores não são muito adequados, como acontece nas zonas de curvatura acentuada ou com concavidades. Houve assim necessidade de desenvolver e implementar um outro modelo que tivesse um comportamento mais aceitável nessas situações.

Apesar da sugestão de alguns autores de que se deveria levar em conta a anatomia do coração para o estudo do movimento das paredes em certas secções [11], tem sido muito rara a incorporação desse tipo de informação nos modelos de movimento mais comummente utilizados.

Este modelo da correspondência anatómica, implementado no SIPAFE, tenta incorporar esse tipo de informação na definição dos pontos correspondentes dos contornos sistólico e diastólico. Para isso, e à semelhança do que acontece quando se selecciona o sistema de referência flutuante com correcção da rotação, requer-se que o utilizador indique um conjunto de pares de pontos que sejam anatomicamente correspondentes nos dois contornos, afixados lado a lado no écran de visualização de imagens.

Na posse deste conjunto de pontos, cada secção de contorno delimitada por dois deles é agora dividida em partes de igual comprimento[142], de modo a obter um total de 100 partes em todo o contorno. Os pontos limítrofes dessas partes servem agora para definir as trajectórias entre os dois contornos, fazendo-se uma correspondência como se ilustra na figura que se segue.

Usa-se o contorno sistólico para decidir em quantas partes se divide cada secção, de modo a se obter o total de 100 com uma distribuição proporcional ao comprimento de cada secção. As secções correspondentes do contorno diastólico são divididas no mesmo número de partes, como é óbvio.

Apesar da simplicidade do modelo obtêm-se resultados muito satisfatórios, mesmo em vistas com grandes concavidades como são normalmente as de pequeno eixo ao nível dos

---

142 utilizando o modelo constituído pelos pontos de definição do contorno e pelos segmentos de recta que os unem.

músculos papilares.

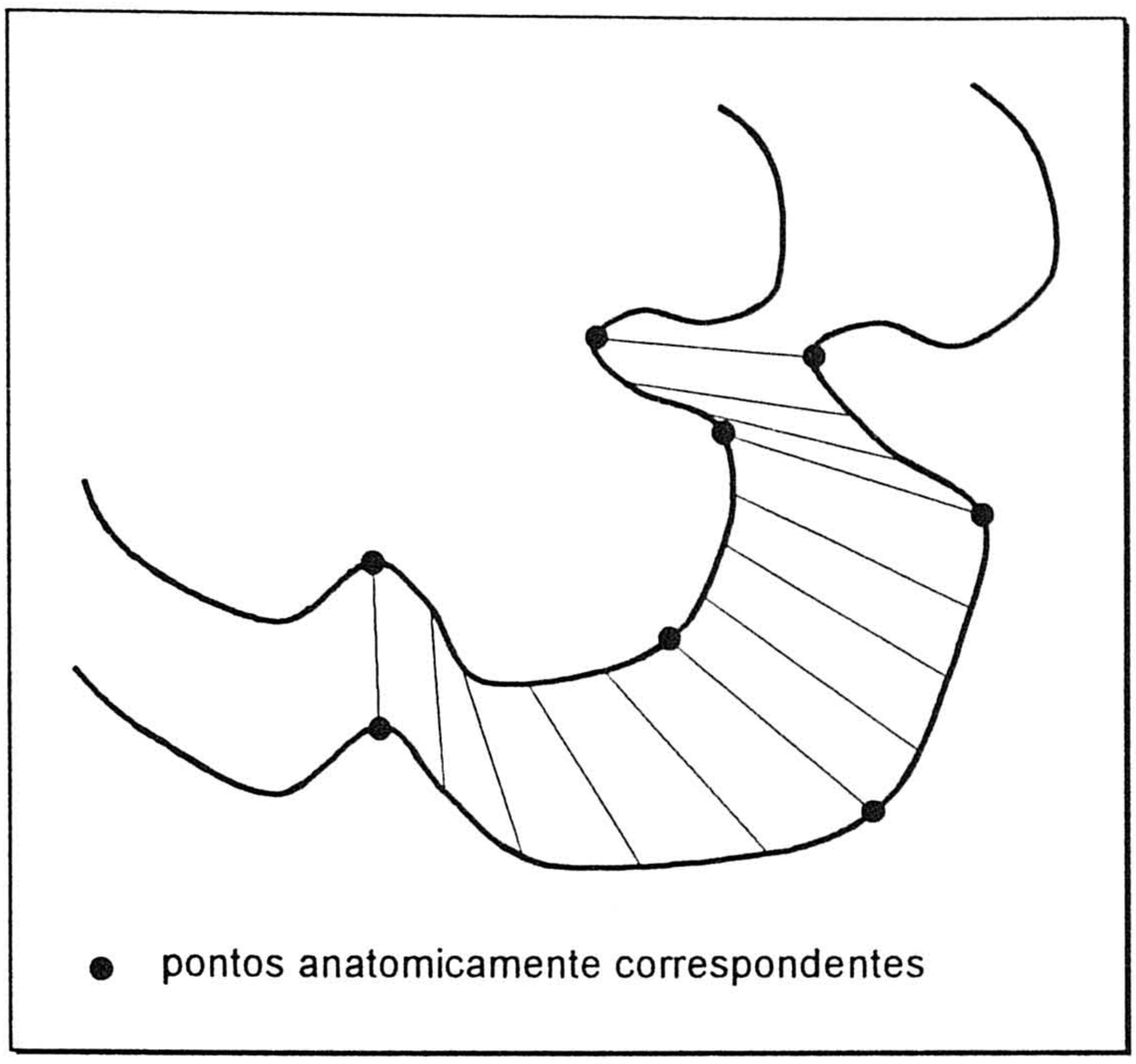


Figura 144 - Exemplo da aplicação do modelo da correspondência anatómica

5.2.4. Índices de quantificação do movimento

Escolhidos o sistema de referência e o modelo de movimento, que nos permitem estabelecer a correspondência e as trajectórias de pontos que se deslocam do contorno sistólico para o diastólico, resta agora caracterizar quantitativamente esse movimento. Essa quantificação faz-se pelo cálculo de três índices associados a cada um dos 100 pontos que os modelos de movimento definem, e postulam o seu movimento, ao longo dos contornos. Um desses índices é de carácter absoluto, sendo simplesmente a distância percorrida pelo ponto do contorno, enquanto que os outros dois são de carácter relativo, medindo a eficiência regional da contracção na vizinhança do ponto onde são calculados.

São então calculados os seguintes três índices nos 100 pontos definidos pelo modelo de movimento ao longo dos contornos:

- deslocamento;
- contractilidade referente ao deslocamento;
- contractilidade referente à área.

5.2.4.1. Deslocamento

O deslocamento é apenas o comprimento das trajectórias que os modelos de movimentos atribuem aos vários pontos definidos nos contornos[143].

Considera-se que esse comprimento é positivo quando o ponto final que define a trajectória, e que se encontra sobre o contorno diastólico, se situa no exterior do contorno sistólico. No caso contrário considera-se o deslocamento negativo.

Atendendo à definição anterior as situações de discinésia são facilmente detectadas,

---

143 que são sempre rectilíneas.

uma vez que correspondem aos segmentos onde há deslocamentos negativos. No entanto, com este índice torna-se difícil estabelecer uma fronteira segura que permita distinguir a contracção normal da contracção hipocinética, uma vez que essa fronteira depende muito do tamanho efectivo do ventrículo[144]. Surge daqui a necessidade de dispor de outro tipo de índices de quantificação que levem em conta as dimensões da cavidade.

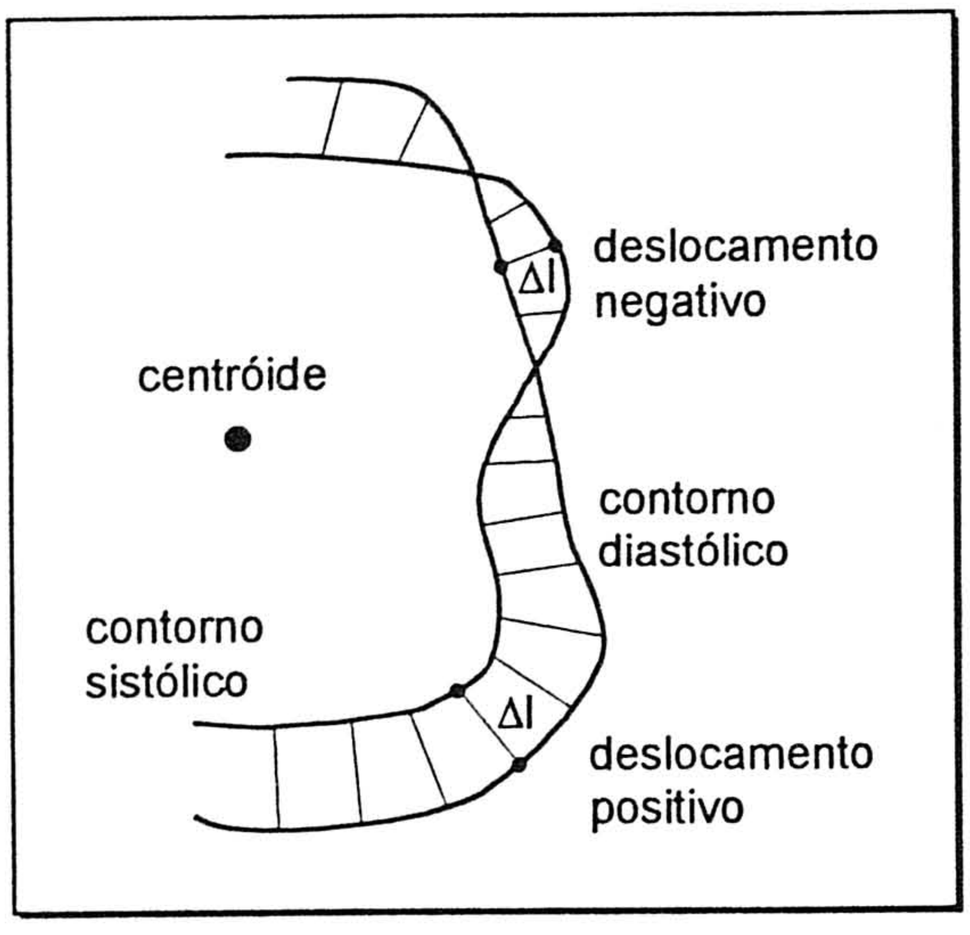


Figura 145 - Medida do deslocamento

5.2.4.2. Contractilidade referente ao deslocamento

O índice da contractilidade tem uma definição e função semelhantes às da fracção de ejecção, com a particularidade de se substituir o volume por um comprimento ou uma área. A utilização do comprimento ou da área confere-lhe necessariamente um carácter regional, em vez do carácter global que a fracção de ejecção possui.

A contractilidade referente ao deslocamento é definida como a razão entre a diferença dos comprimentos dos raios diastólico e sistólico e o valor do comprimento desse raio no fim da diástole, sendo o raio o segmento que une o centro de massa geométrico da cavidade[145] a um ponto situado sobre o contorno. Teríamos então a contractilidade ct_d calculada como:

$$ct_d = \frac{ld - ls}{ld} \times 100\% \qquad (149)$$

onde ld é o comprimento do raio diastólico e ls o do sistólico.

No entanto, como em alguns dos modelos utilizados a trajectória dos pontos do contorno a que conduzem não coincide com a direcção que vai do centróide ao extremo situado sobre o contorno diastólico, utilizou-se uma definição alternativa. Esta definição tem a vantagem de não considerar nulas as contractilidades de pontos com trajectórias praticamente perpendiculares aos raios.

O SIPAFE utiliza, pois, a seguinte definição:

$$ct_d = \frac{\Delta l}{ls + \Delta l} \times 100\% \qquad (150)$$

onde Δl é o deslocamento do ponto situado no contorno da cavidade, segundo o modelo de movimento escolhido, e ls a distância que separa o verdadeiro centróide da cavidade no fim

---

144 em geral a ventrículos menores correspondem deslocamentos das paredes também menores, nas situações normais.

145 no sistema de referência fixo usa-se o centróide sistólico.

da sístole do mesmo ponto situado no contorno sistólico. O deslocamento Δl é calculado da mesma forma já descrita para o índice anterior, dando origem a contractilidades negativas nas situações de discinésia.

Na figura que se segue ilustra-se o que se entende por deslocamento Δl e comprimento ls para alguns pontos da periferia da cavidade.

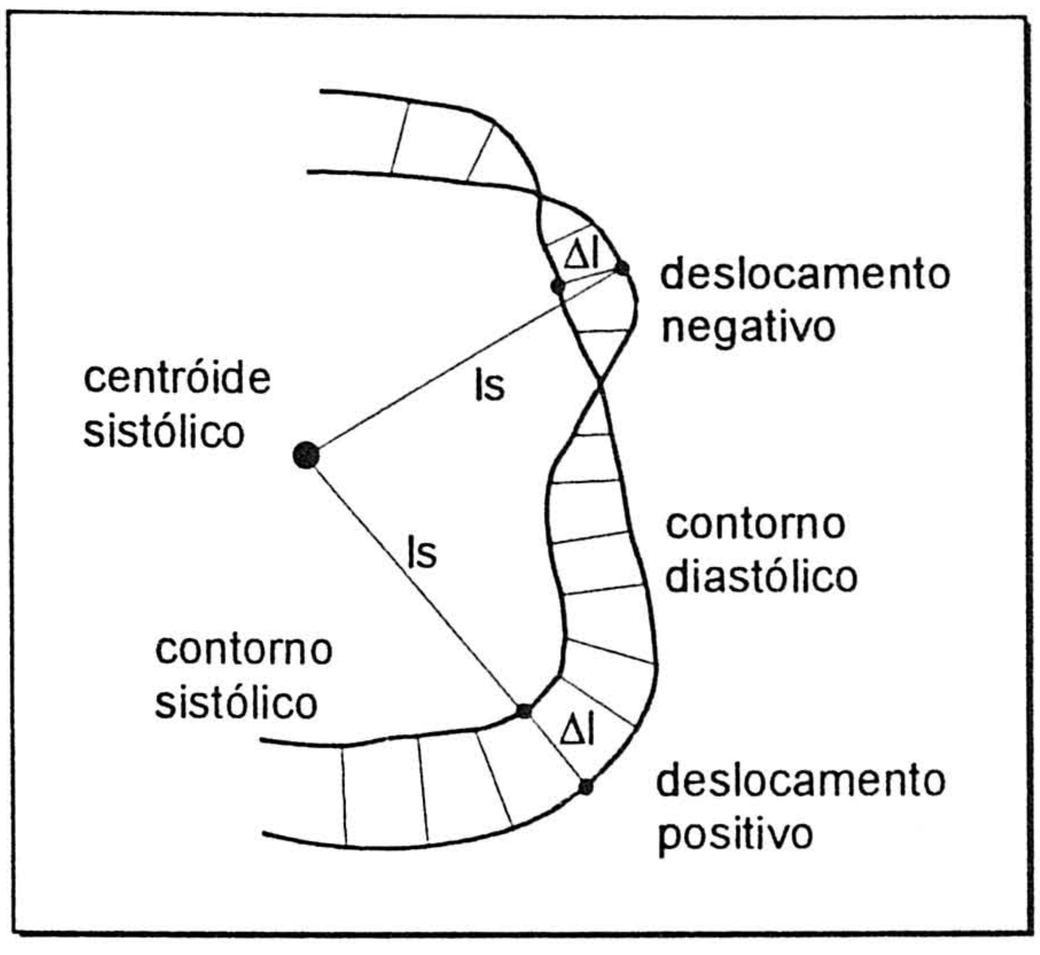


Figura 146 - Distâncias intervenientes no cálculo da contractilidade referente ao deslocamento

5.2.4.3. Contractilidade referente à área

Este terceiro índice é bastante semelhante ao anterior, utilizando-se a área dos sectores da cavidade entre dois raios consecutivos em vez do comprimento destes. Alguns autores vêem este índice como contendo mais informação do que o anterior, uma vez que mede a eficiência da contracção da cavidade numa maior porção do que aquela que é utilizada no cálculo anterior, que se refere apenas a um ponto [102].

A definição original, desenvolvida para o modelo de movimento radial, diz-nos que a contractilidade referente à área é a razão entre a diferença das áreas de sectores homólogos nos contornos diastólico e sistólico e a área do sector no contorno diastólico. Mais uma vez esta definição pode conduzir a resultados pouco correctos se o modelo de movimento não for o radial. Assim, se tivéssemos a situação ilustrada na figura seguinte, a contractilidade no sector mostrado seria negativa para uma zona da parede com movimento normal.

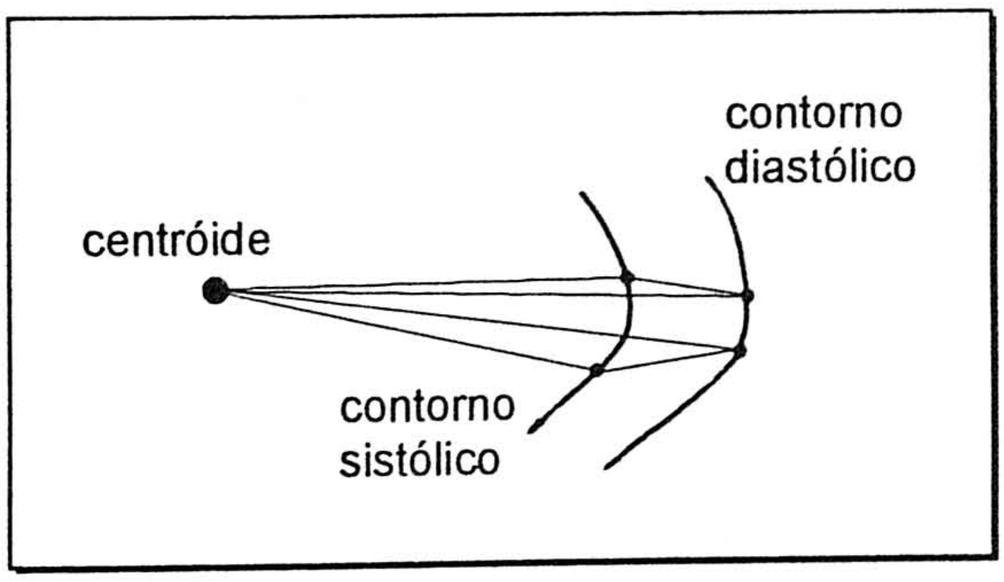


Figura 147 - Situação anómala na definição original da contractilidade referente à área

Adoptou-se então uma definição semelhante àquela que foi formulada para a contractilidade referente ao comprimento. Em vez do cálculo que a definição original

determina, e que seria:

$$ct_a = \frac{Ad - As}{Ad} \times 100\% \qquad (151)$$

onde Ad e As são as áreas dos sectores homólogos diastólico e sistólico, respectivamente, utiliza-se no SIPAFE uma definição alternativa, que usa a área delimitada pelas trajectórias e pelos contornos. Temos então:

$$ct_a = \frac{\Delta A}{As + \Delta A} \times 100\% \qquad (152)$$

em que ΔA é essa área. Esta definição alternativa é idêntica à anterior se o modelo de movimento for o radial, mas não tem os inconvenientes apontados para os outros modelos.

Considera-se como negativa toda a área, da porção delimitada pelas trajectórias adjacentes e pelos contornos, que se encontre no interior do contorno sistólico. Desta forma as secções discinéticas apresentarão um índice de contractilidade negativo.

Na figura seguinte mostram-se algumas situações da medida dos valores de As e ΔA.

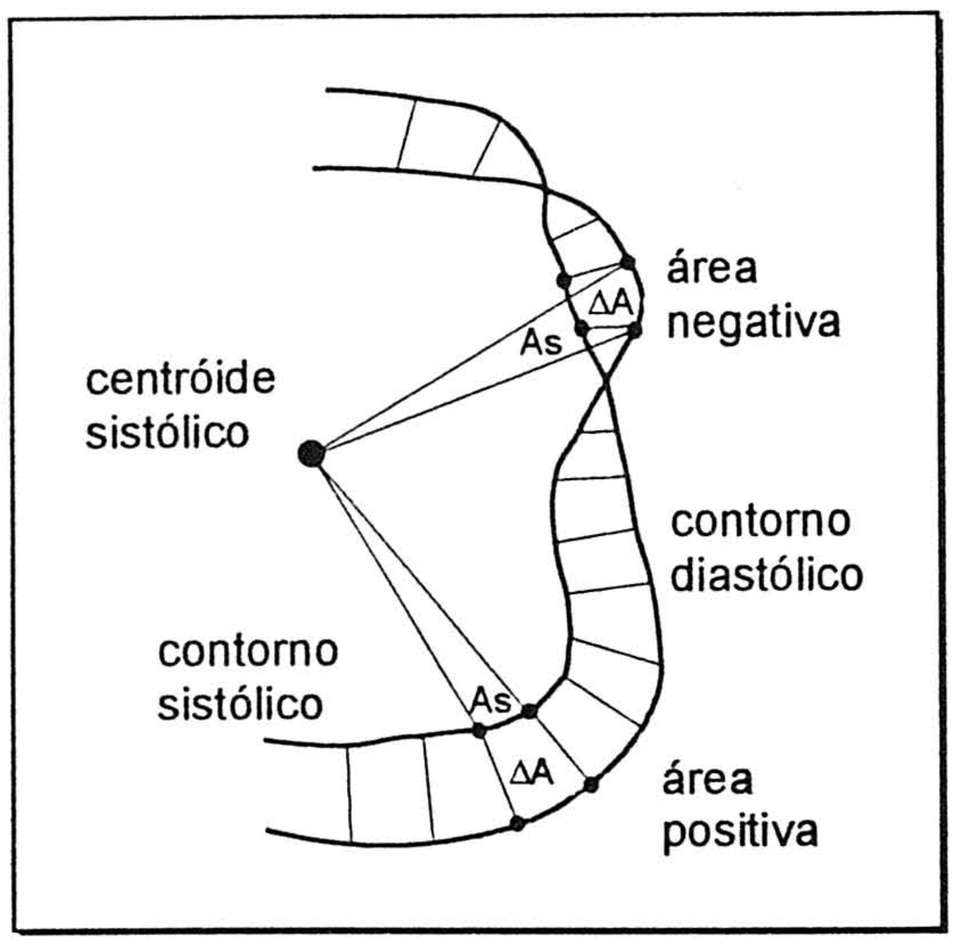


Figura 148 - Áreas intervenientes no cálculo da contractilidade referente à área

5.2.5. Apresentação dos resultados

Como se pode depreender das descrições anteriores, para efectuar uma dada análise do movimento parietal requer-se no SIPAFE que o utilizador execute um certo número de operações. É necessário então:

- escolher duas imagens homólogas[146] pertencentes a um dado exame, já processadas e com a definição dos seus contornos disponível no ficheiro de exame;
- escolher um sistema de referência que relacione e possivelmente corrija a posição dos dois contornos relativamente um ao outro;
- escolher um modelo de movimento, que irá postular uma correspondência entre os pontos dos dois contornos, assumindo-se depois uma trajectória rectilínea entre eles;
- escolher um índice de quantificação do movimento, a ser apresentado graficamente ao longo do contorno;

---

[146] imagens da mesma vista no fim de sístole e fim de diástole.

- indicar pares de pontos anatomicamente correspondentes nos dois contornos, no caso de se ter escolhido o sistema de referência flutuante com correcção da translação e rotação e/ou o modelo de movimento da correspondência anatómica.

Após o utilizador ter executado todas as tarefas enunciadas será apresentado um écran contendo a avaliação dos três índices de movimento nos 100 pontos que o modelo de movimento escolheu ao longo dos contornos. No entanto só será visível o gráfico do índice escolhido na penúltima operação enunciada atrás.

O utilizador pode deslocar um cursor ao redor dos contornos, que também são desenhados graficamente, para consultar o valor dos índices de movimento em qualquer local requerido. Podem igualmente ser visualizadas todas as trajectórias que o modelo definiu, a fim de que este possa ser avaliado quanto à sua correcção para os contornos presentes.

É possível ainda, definir ou modificar o valor que se considera mais adequado para a fronteira entre o movimento normal e hipocinético. Definida essa fronteira torna-se possível visualizar, a cores diferentes, as porções dos contornos consideradas normais, hipo ou acinéticas, e discinéticas, dando uma preciosa ajuda visual na determinação das zonas afectadas por essas anomalias.

Na figura seguinte pode apreciar-se um écran de resultados, para uma vista de pequeno eixo ao nível dos músculos papilares. Note-se a afixação dos valores dos três índices de quantificação do movimento, para o ponto dos contornos indicado.

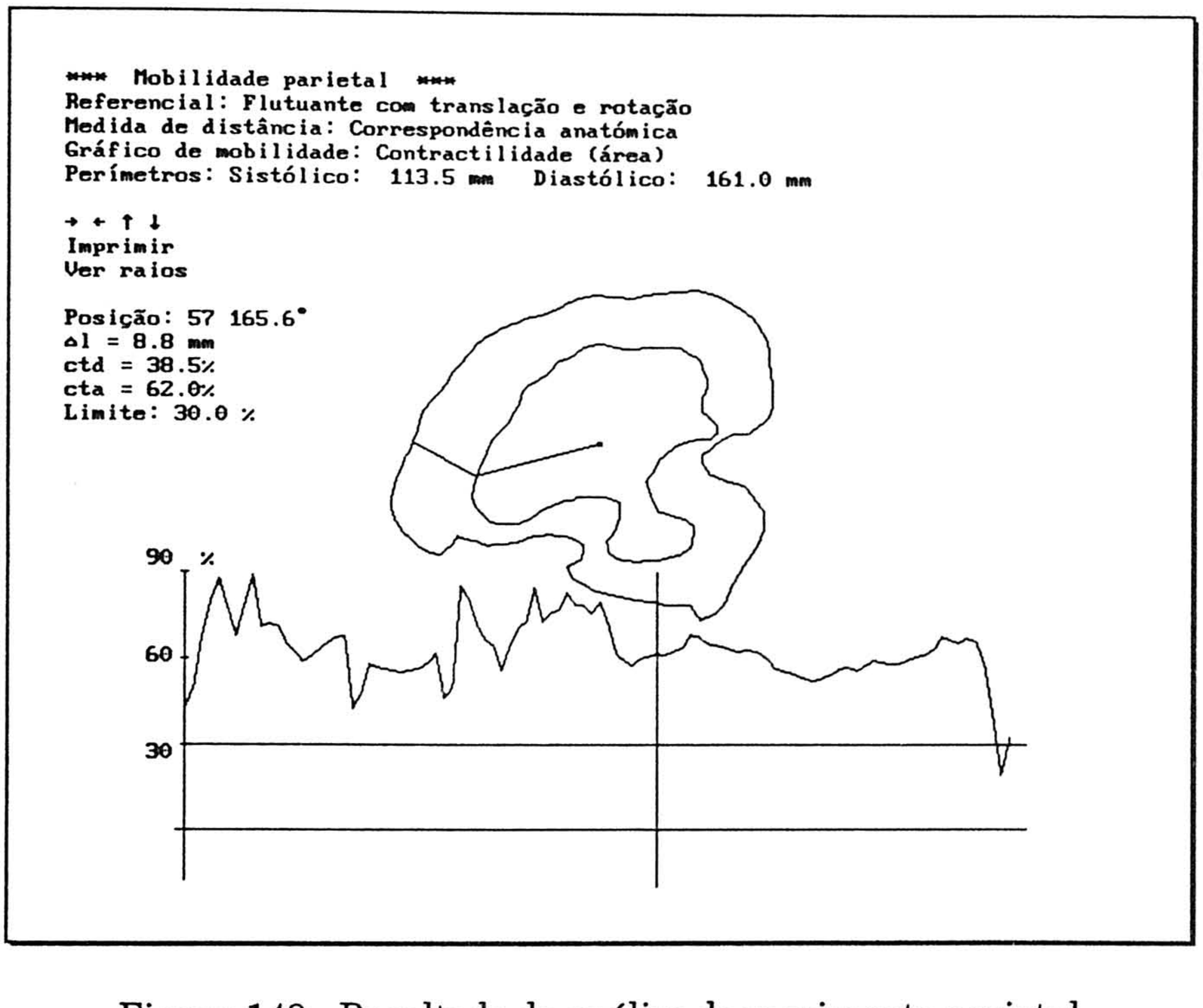


Figura 149 - Resultado da análise do movimento parietal

Na figura 150 aparecem os mesmos contornos, mas agora mostrando todas as trajectórias consideradas para o referencial e para o modelo de movimento escolhidos, que são os mesmos da figura anterior. O gráfico do índice de quantificação do movimento mudou-se para o da contractilidade referente ao deslocamento. A linha horizontal que aparece nos dois gráficos[147] marca a fronteira entre a normalidade e a hipocinésia, e pode ser ajustada pelo utilizador, como já se disse anteriormente.

---

[147] nas figuras 149 e 150.

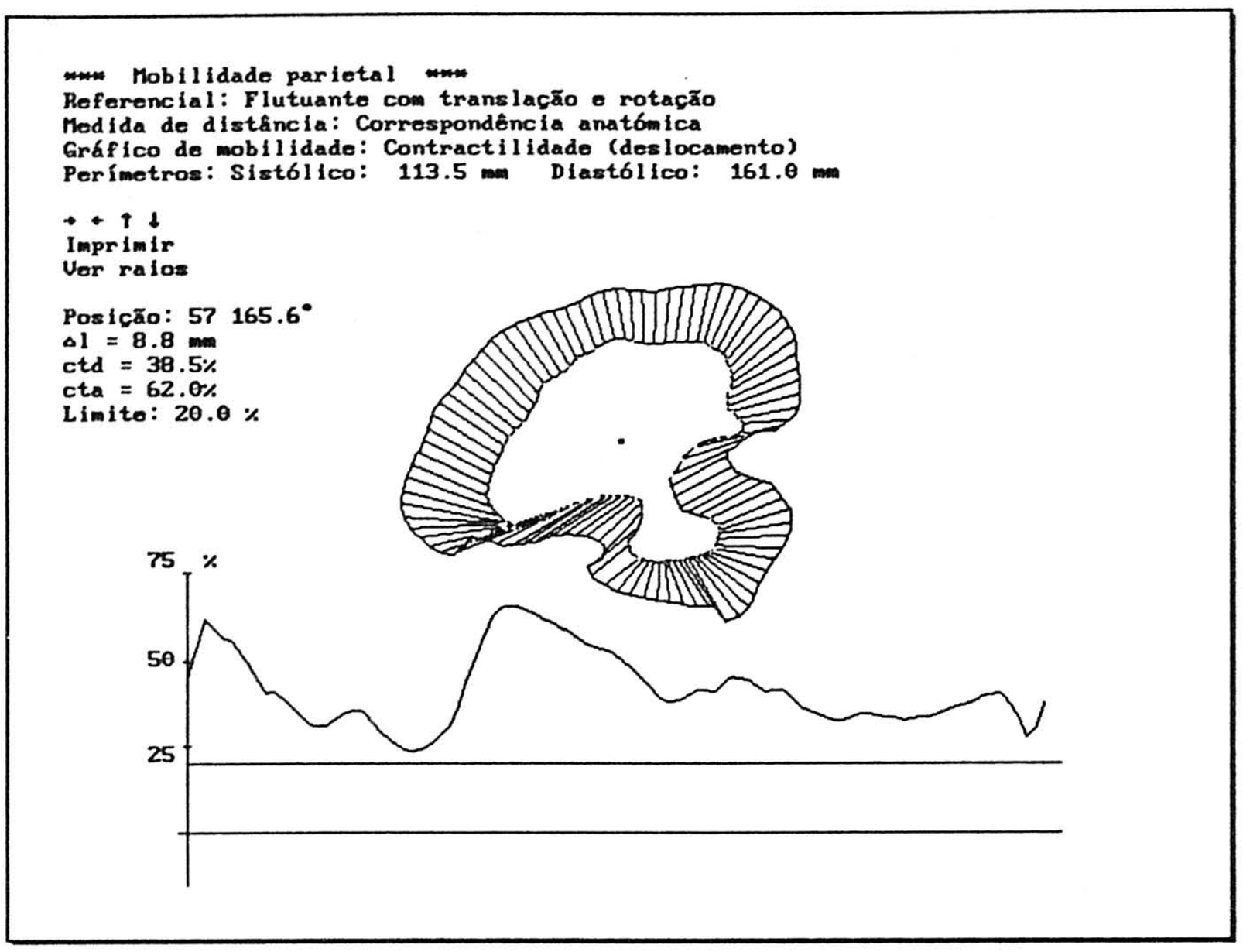


Figura 150 - Trajectórias de todos os 100 pontos do contorno considerados pelo modelo de movimento

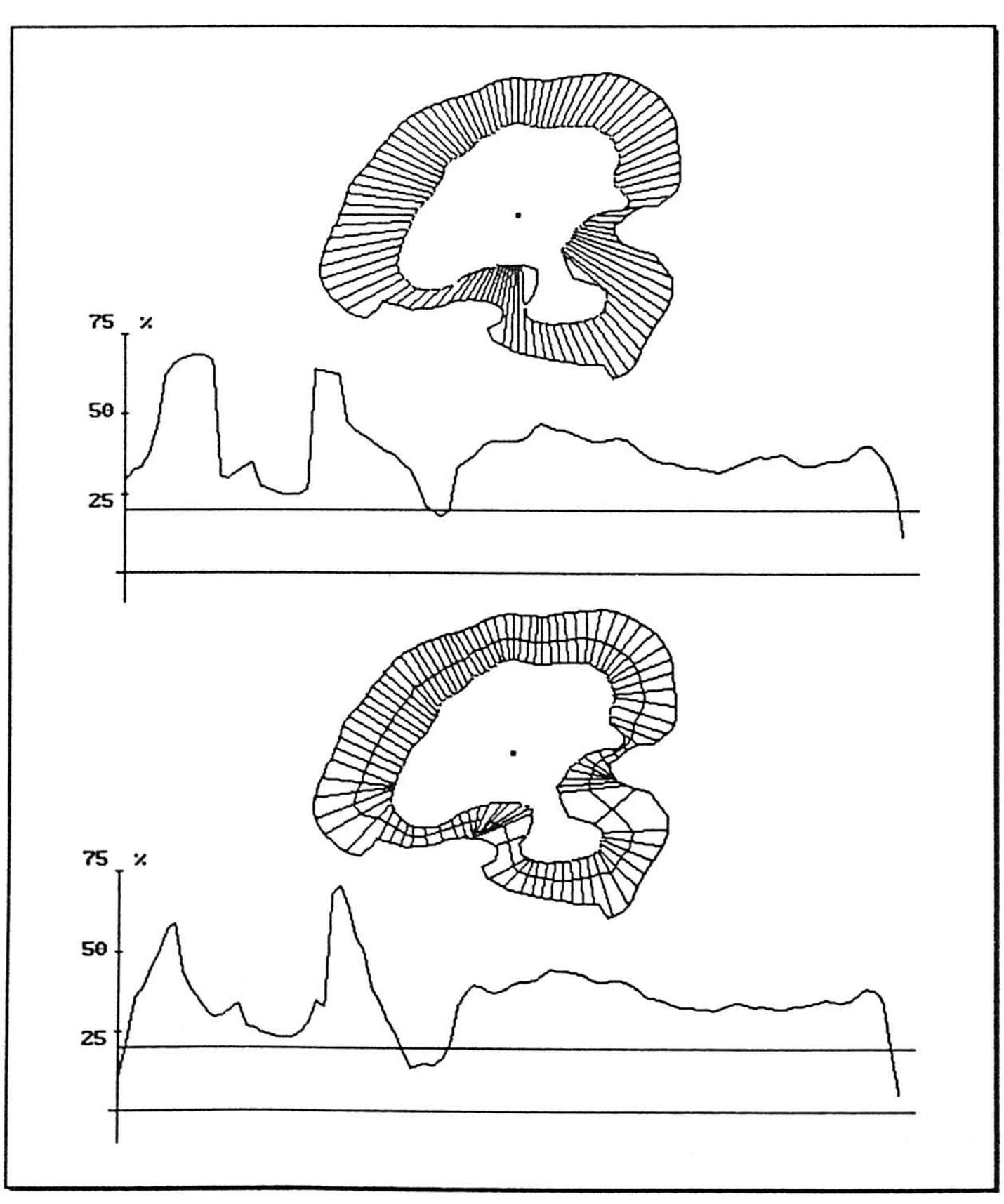


Figura 151 - Trajectórias nos modelos radial e da linha central

Os valores dessas fronteiras são independentes para os três índices de movimento implementados.

Na figura 151 vêem-se as mesmas 100 trajectórias e os gráficos da contractilidade referente ao deslocamento, considerando os mesmos dois contornos das figuras anteriores, mas utilizando os modelos de movimento radial e da linha central, respectivamente. Note-se a menor adequação destes modelos para o caso dos contornos com concavidades acentuadas, como acontece frequentemente nas vistas ao nível dos músculos papilares. Com as fronteiras de movimento anormal indicadas nos gráficos, seriam erradamente detectadas zonas de hipocinésia.

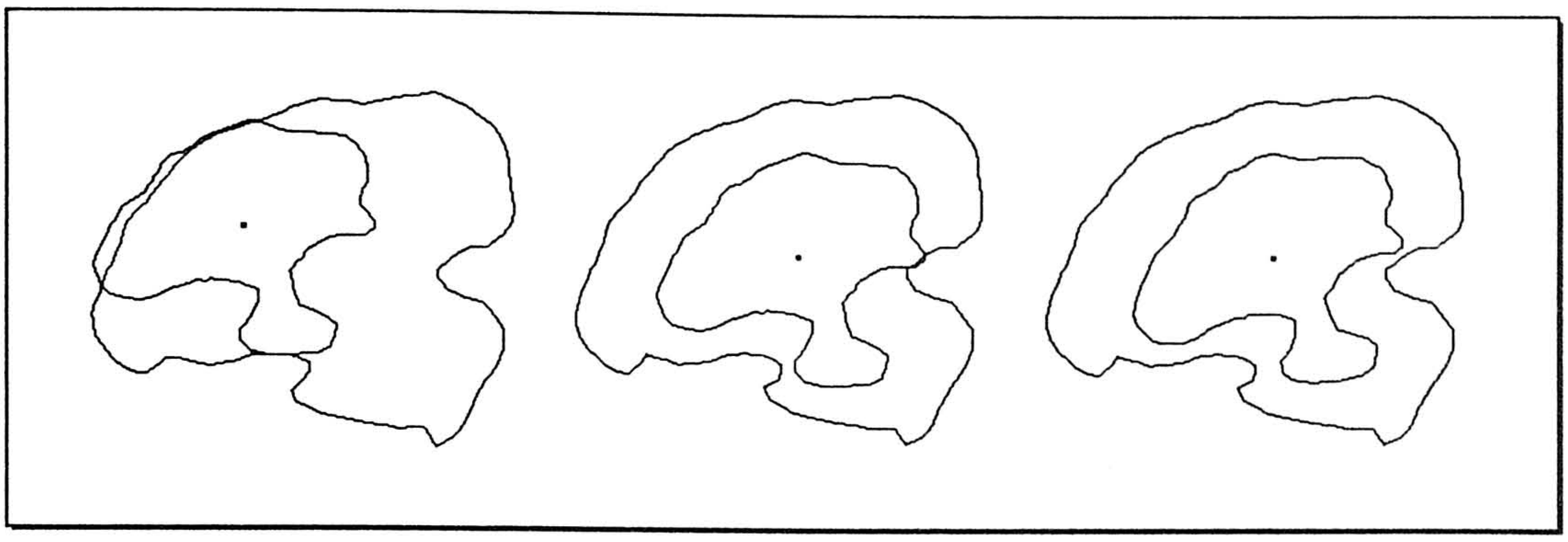


Figura 152 - Os sistemas de referência fixo, flutuante com correcção de translação e flutuante com correcção de translação e rotação

Também o sistema de referência tem grande influência no cálculo dos índices de movimento. Pode ver-se e comparar-se na figura antecedente como seriam posicionados os dois contornos das figuras anteriores para os três sistemas de referência existentes no SIPAFE.

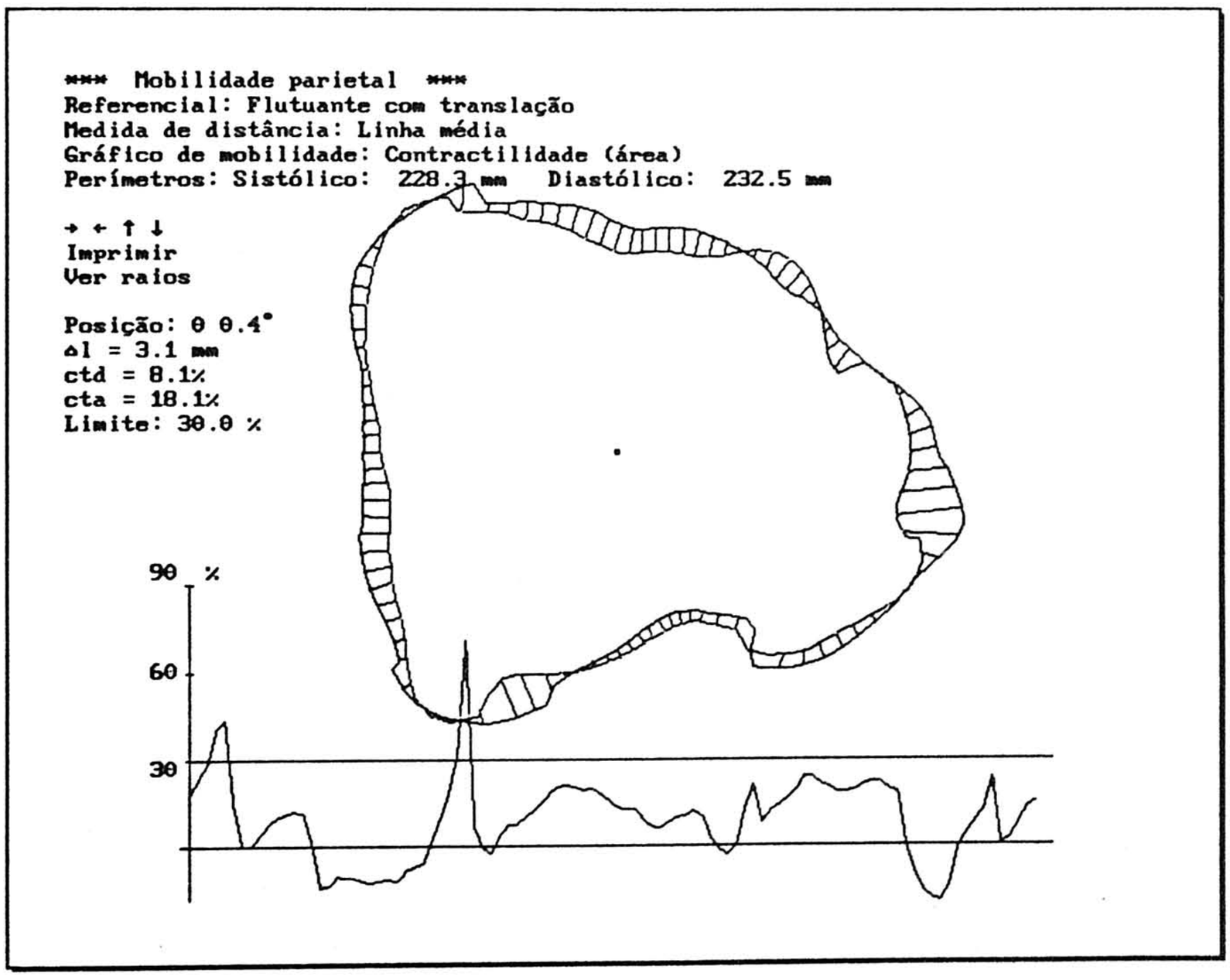


Figura 153 - Mais um exemplo de análise de movimento com a visualização das trajectórias

As figuras 153 e 154 dizem respeito à classificação dos segmentos dos contornos nas classes normal, hipo/acinética e discinética. Trata-se de um caso com várias porções discinéticas sendo a maioria das restantes porções hipocinéticas. A primeira figura mostra os contornos sistólico e diastólico, que se intrecruzam várias vezes, assim como as trajectórias dos 100 pontos da sua periferia, obtidas pelo modelo da linha central. A segunda figura mostra o contorno diastólico, já classificado, e com as várias classes codificadas com cores diferentes. É também possível visualizar os segmentos de contorno correspondentes ao fim de sístole num écran semelhante.

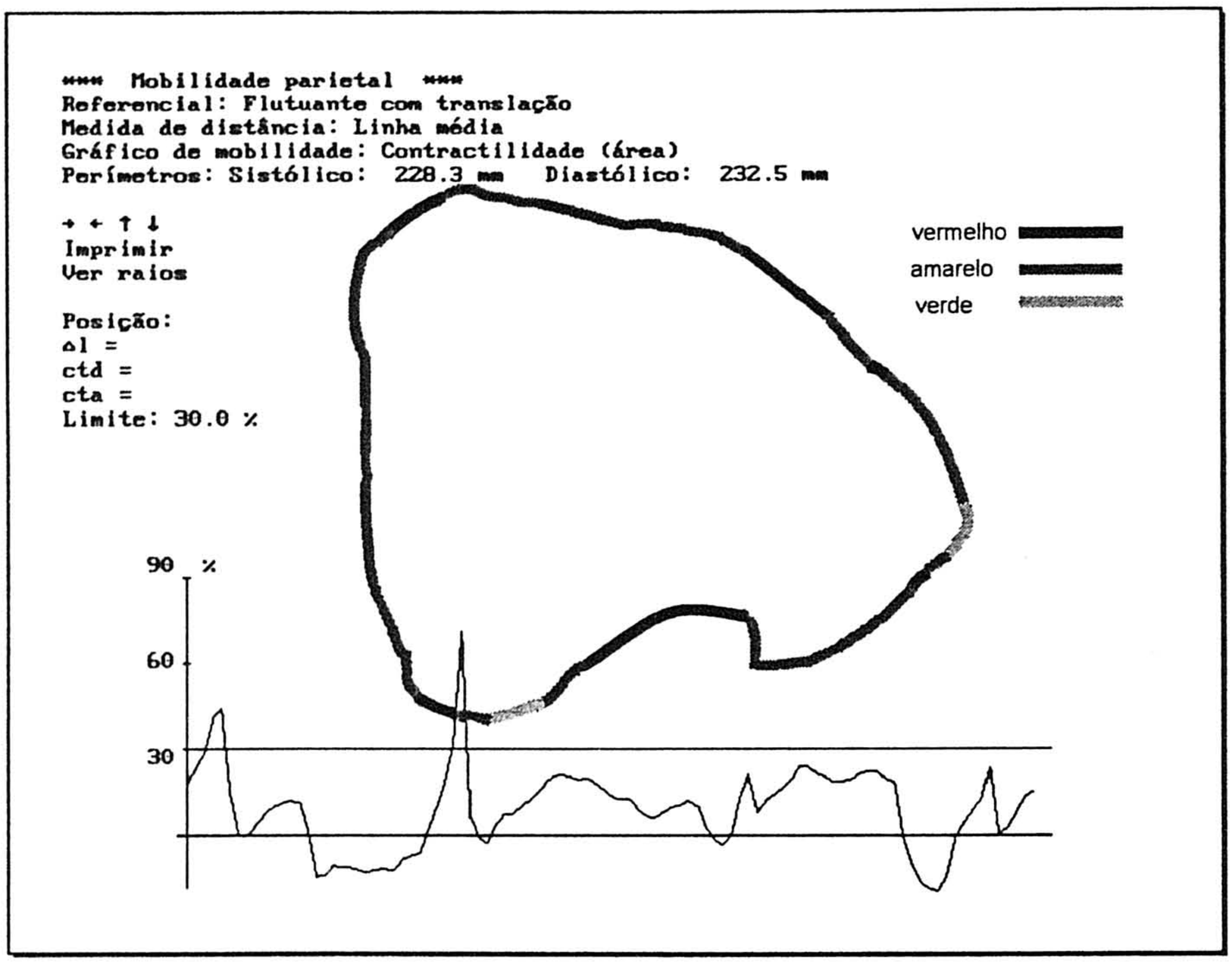


Figura 154 - Classificação dos segmentos de contorno

Note-se ainda a grande dilatação do ventrículo relativamente ao que é considerado normal, assim como a indicação dos valores dos perímetros sistólico e diastólico. Estes valores do perímetro dão uma ideia das dimensões reais da cavidade e poderão servir também para avaliar globalmente a eficiência da contracção em toda a secção que a vista representa.

5.2.6. Estudos de fase

Certas anomalias do movimento parietal não são detectadas apenas pela observação dos contornos do fim da diástole e do fim da sístole. Entre essas anomalias estão certos tipos de assincronismo, e também situações caracterizadas pela existência de múltiplas contracções, ou extra-sístoles, durante o ciclo cardíaco. Para poder detectar este tipo de anomalias é necessário conhecer com maior pormenor as trajectórias dos vários pontos situados sobre os contornos. Isso só é possível se se dispuser de várias imagens da cavidade ao longo do ciclo cardíaco e respectivos contornos.

Obtidos os vários contornos, igualmente espaçados temporalmente, é possível construir uma trajectória aproximada, aplicando um dos sistemas de referência já discutidos e um dos modelos de movimento a cada par de contornos sucessivos, como se mostra na figura 155.

Em segmentos do contorno normais a excursão dos seus pontos é essencialmente monótona da diástole ate à sístole, invertendo depois o sentido de movimento e descrevendo uma outra trajectória também com movimento monótono. Um gráfico da distância ao

centróide dos vários pontos de uma trajectória ao longo do ciclo cardíaco, não se afasta muito de uma sinusóide.

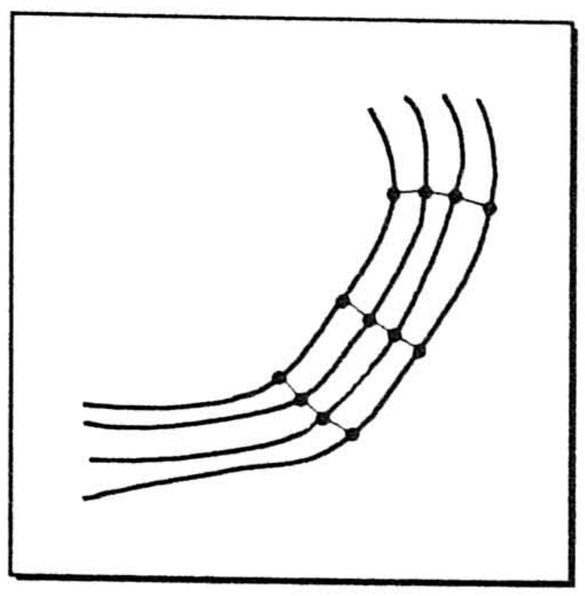


Figura 155 - Algumas trajectórias definidas numa sucessão de contornos

A distância ao centróide é medida partindo do ponto situado no contorno de fim de diástole e tomando a sequência de pontos na mesma trajectória, situados sobre os contornos intermédios, até se completar um ciclo cardíaco. Subtrai-se ainda a todas as distâncias a do ponto mais próximo do centróide, para diminuir a componente contínua.

O não afastamento de uma sinusóide desta variação da distância ao centróide pode ser comprovado pelos espectros de potência da respectiva função ao longo de um ciclo cardíaco. Nas duas figuras seguintes podem ver-se exemplos dessa função amostrada[148] e respectivo espectro de potência[149] que está claramente concentrado no 1º harmónico[150], e quando muito, com o 2º harmónico não desprezável.

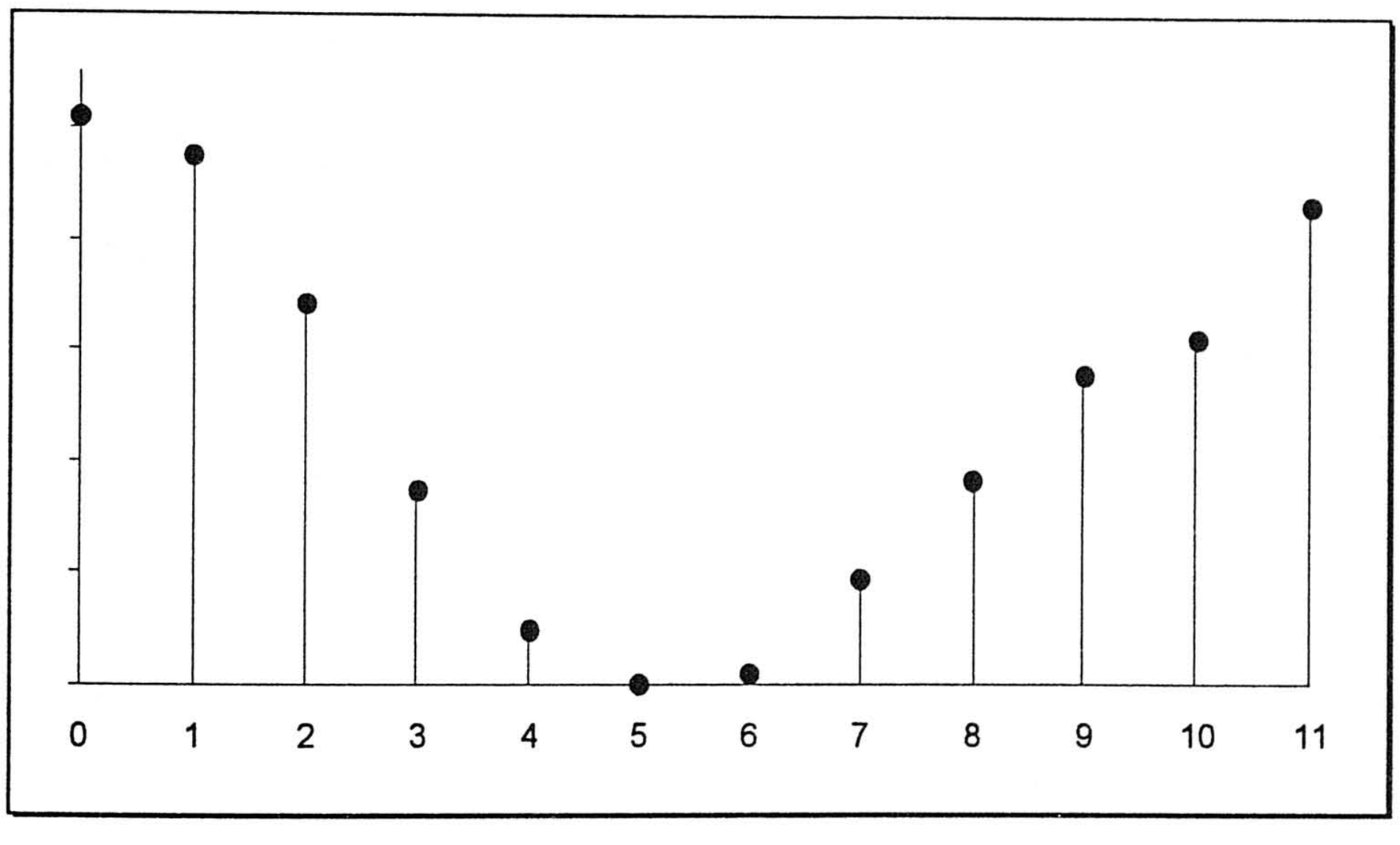


Figura 156 - Distância percorrida de um ponto situado na parede cardíaca

Do resultado anterior pode concluir-se que o 1º harmónico representa razoavelmente o andamento da distância ao centróide dos pontos do contorno, e ainda que, se as amostras usadas no cálculo desse harmónico partirem do contorno de fim de diástole, a sua fase será

---

[148] com 12 amostras por período, ou seja resultante do traçado de 12 contornos num ciclo cardíaco.

[149] até ao 6º harmónico, que é o mais elevado que se pode extrair de 12 amostras por período.

[150] exceptuando o valor correspondente à componente contínua.

próxima de 0°, para o movimento normal das paredes.

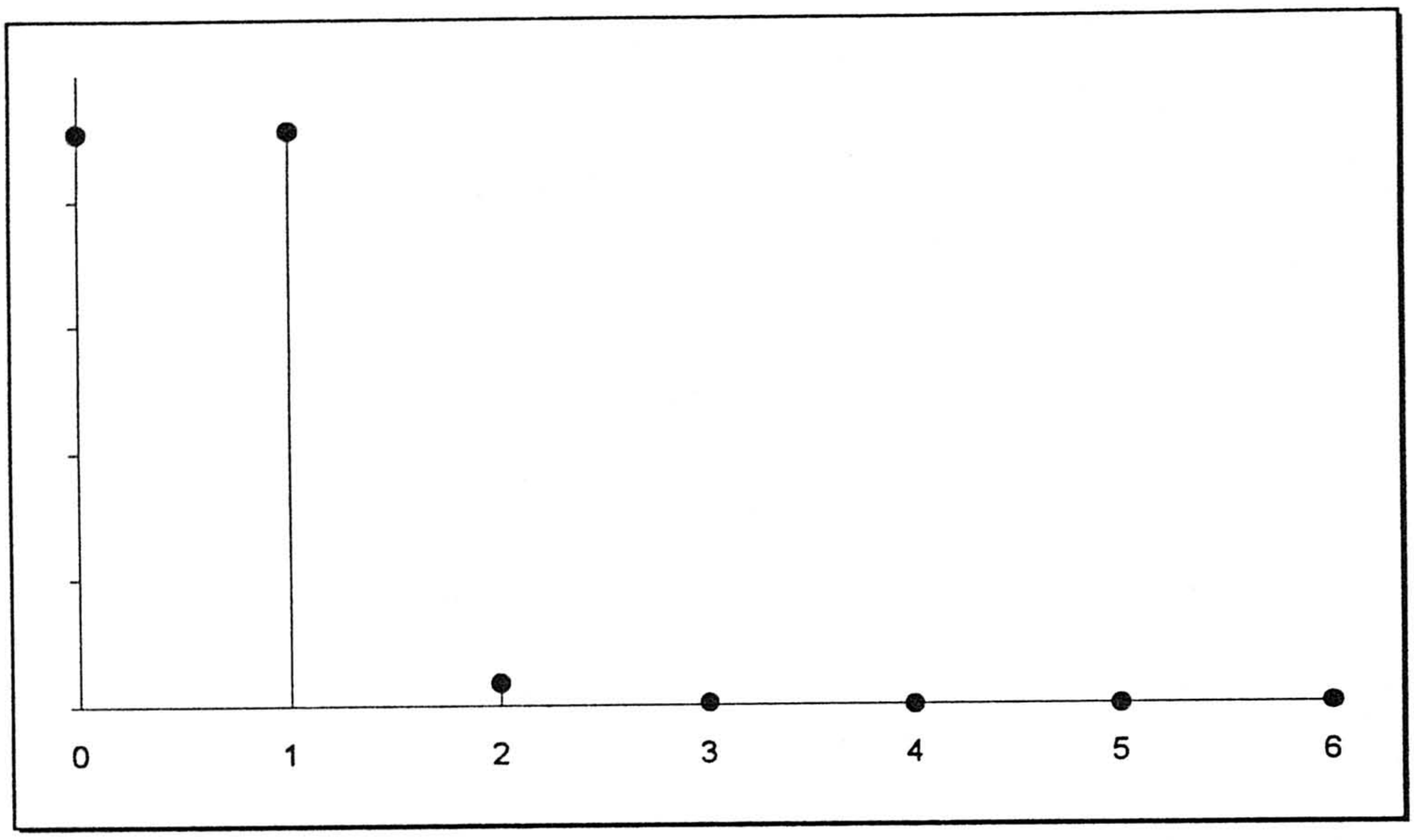


Figura 157 - Espectro de potência da função de distância percorrida

A amplitude e fase do harmónico fundamental, na sua representação usando a função coseno, podem ser calculadas a partir da Transformada Discreta de Fourier[151] da sequência de valores que constituem as amostras da função distância ao centróide, admitindo a ausência de sobreposição de espectros.

O fenómeno da sobreposição de espectros[152] surge quando não se satisfazem as condições do teorema da amostragem, o que neste caso se traduziria por a máxima frequência contida no sinal periódico amostrado ser igual ou superior a N/2 f, onde N é o número de amostras por período e f a frequência fundamental do sinal. Ora o espectro de potência típico, mostrado na figura anterior, sugere que os harmónicos a partir do 3º são perfeitamente desprezáveis, o que faz com que 7 amostras por período sejam suficientes para evitar uma sobreposição de espectros significativa.

A DFT de uma sequência de valores s(n), limitada a N amostras[153], é um conjunto de coeficientes S(k), calculados através da expressão [p.ex. 74, 109]:

$$S(k) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} s(n)\, e^{-j(2\pi/N)kn} \qquad (153)$$

sendo possível recuperar, a partir dos N coeficientes diferentes S(k) obtidos, as N amostras s(n), da forma:

$$s(n) = \sum_{k=0}^{N-1} S(k)\, e^{j(2\pi/N)kn} \qquad (154)$$

Se as amostras s(n) o forem de um sinal contínuo e periódico s(t), ao longo de um período, e se se satisfizer o teorema da amostragem, é possível reconstruir o sinal contínuo s(t) como uma soma de sinusóides conhecendo os coeficientes da DFT, S(k). Basta combinar as exponenciais simétricas da equação (154) e passar à forma contínua, tendo como resultado

---

151 ou abreviadamente DFT (*Discrete Fourier Transform*).

152 designado por *aliasing*, na literatura inglesa.

153 as N amostras podem ser vistas como descrevendo um período de uma sequência periódica de período N.

a expressão:

$$s(t) = S(0) + \sum_{k=1}^{\lfloor \frac{N-1}{2} \rfloor} 2\,|S(k)| \cos\left(\frac{2\pi}{N} k f_a t + \arg(S(k))\right) \qquad (155)$$

onde f_a é a frequência de amostragem, naturalmente igual a N·f, sendo f a frequência fundamental de s(t).

Assim, as situações de assincronismo do movimento parietal do ventrículo esquerdo, podem ser facilmente detectadas pelo cálculo da fase do 1º harmónico da função distância ao centróide[154], e pelo seu afastamento do valor normal de 0°, como é sugerido por alguns autores [29, 124, 165]. Essa fase, como se mostrou, não é mais do que o argumento do 1º coeficiente da DFT das amostras resultantes de vários contornos ao longo do ciclo cardíaco. Tem-se como mínimo indispensável a existência de 7 amostras mas, para maior segurança, é conveniente dispor de mais[155].

Outro tipo de situações anómalas, como a ocorrência de extra-sístoles, também podem ser detectadas por uma análise de Fourier. Se ocorrerem mais do que uma contracção em certas partes da cavidade, nesses locais a amplitude dos harmónicos mais elevados crescerá enquanto que a amplitude do 1º harmónico sofrerá uma diminuição. Assim poder-se-á decidir se se está em presença de um movimento monótono, nas fases de contracção e expansão, calculando a razão entra a potência do 1º harmónico e a potência total do sinal, excluída a da componente contínua. Se essa razão for inferior a um certo limite será legítimo concluir da existência de extra-sístoles ou contracções secundárias.

Na figura seguinte pode ver-se um exemplo em que existe uma ligeira contracção na fase de expansão. Calculadas as amplitudes dos vários harmónicos, até ao 6º [156], verifica-se uma amplitude significativa até pelo menos o 5º harmónico, em contraste com o que se passa nas trajectórias normais, em que o 3º harmónico já é praticamente nulo. Na figura 159 mostram-se as amplitudes dos vários harmónicos para este exemplo de movimento.

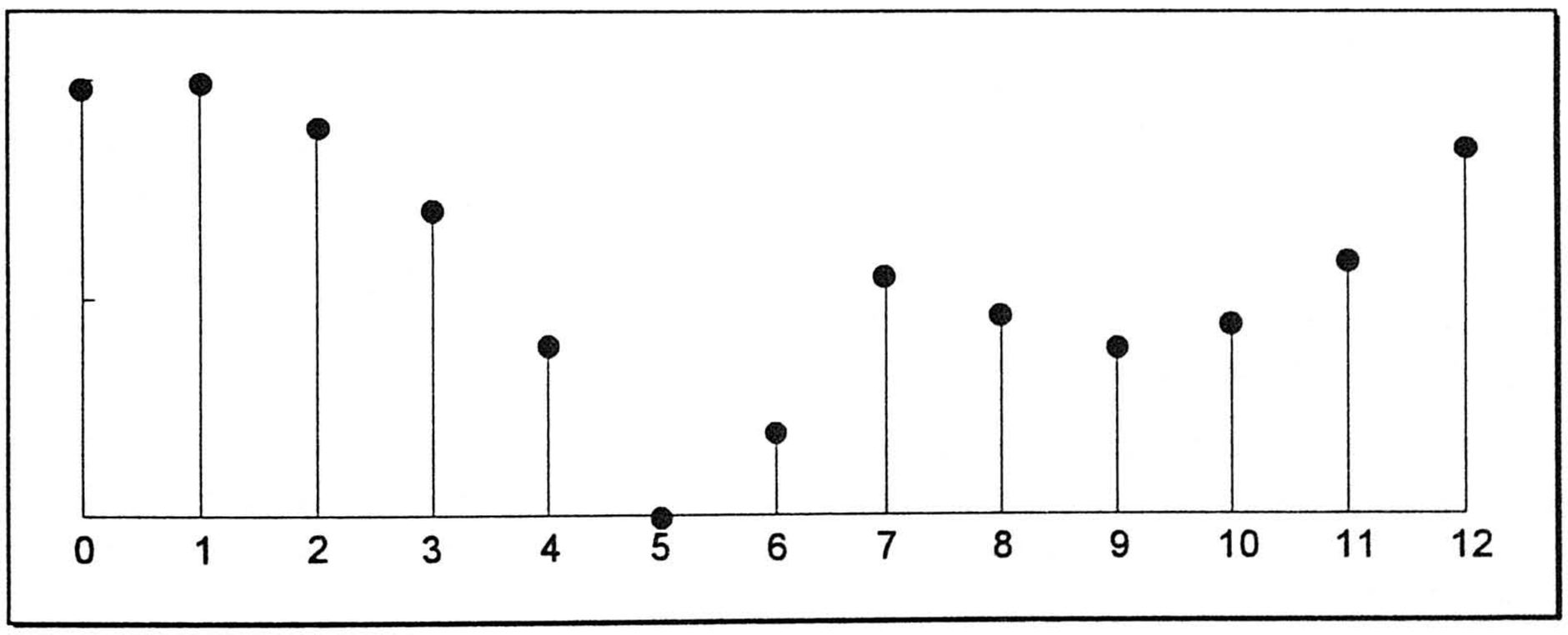


Figura 158 - Exemplo com extra-sístole

Nas situações de movimento monótono na contracção e expansão é possível aproximar a função de distâncias ao centróide por uma função analítica contínua, como por exemplo a que resulta da consideração dos 2 primeiros harmónicos da série de Fourier. Assim, essa função poderia ser representada pela expressão:

---

154 com a 1ª amostra sobre o contorno de fim de diástole.

155 a uma taxa de aquisição de imagens de 80 ms, conseguem-se entre 10 e 16 imagens por ciclo cardíaco.

156 dispomos apenas de 13 amostras.

$$d(t) = a_0 + a_1\cos(\omega t + \alpha_1) + a_2\cos(2\omega t + \alpha_2) \quad (156)$$

onde as amplitudes e as fases são estimadas a partir da DFT das amostras.

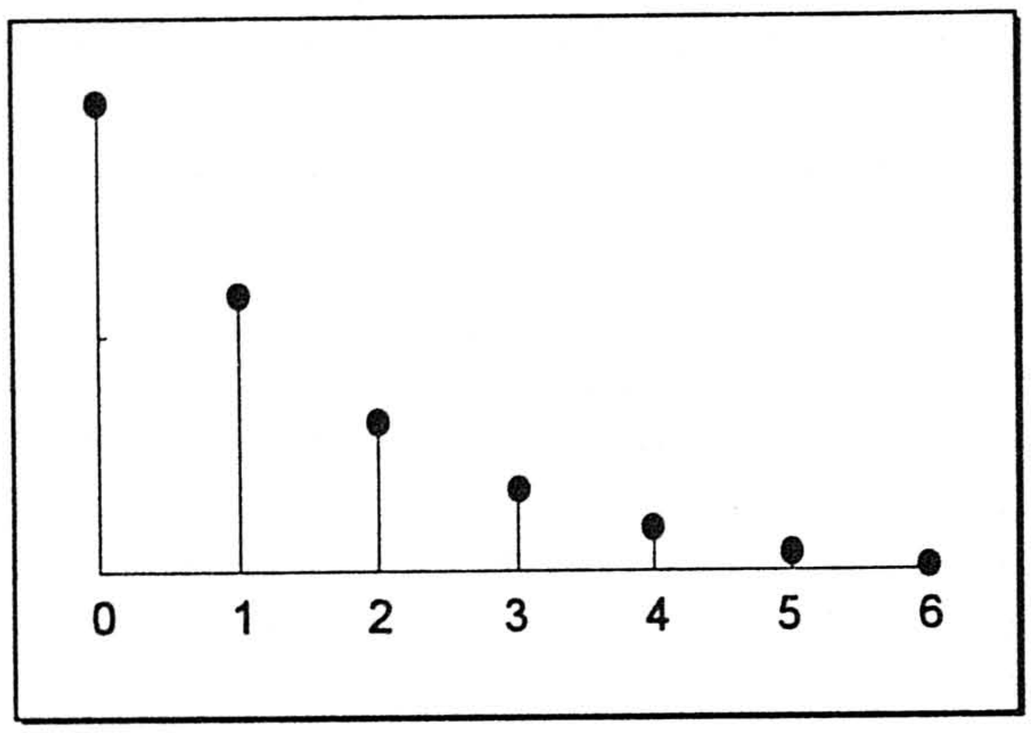


Figura 159 - Amplitude dos harmónicos do exemplo anterior

Dispondo da representação analítica é agora possível calcular outros parâmetros referentes ao movimento, como por exemplo as velocidades máximas de contracção e expansão e os tempos de ocorrência destas, com interesse em certas situações clínicas.

5.2.6.1. Incorporação no SIPAFE

Como acabou de se ver, este tipo de estudos requer a determinação dos contornos numa série de imagens ao longo do ciclo cardíaco. O SIPAFE é capaz de adquirir sequências de imagens a uma cadência de 80 ms, suficiente como frequência de amostragem das trajectórias dos pontos dos contornos, mas apenas com uma resolução espacial reduzida. Essa baixa resolução de aquisição das imagens das sequências dificulta bastante a obtenção de contornos fiéis, indispensáveis nestes estudos.

Para a aquisição de sequências de imagens com a resolução original de 512 × 512 *pixels* seria necessário baixar a cadência de transferência na carta de aquisição do SIPAFE, utilizando um período igual ou superior ao dobro do indicado, o que levaria a uma frequência de amostragem insuficiente, correspondente apenas a 5 a 8 imagens por ciclo cardíaco.

Assim, para uma implementação eficiente e confortável destes estudos de fase no SIPAFE, será necessário dispor de *hardware* mais poderoso, capaz de aquisições com boa resolução espacial e temporal.

Uma solução alternativa mas mais fastidiosa, utilizada para efectuar os ensaios aqui apresentados, será dispor das imagens gravadas em fita magnética e efectuar a sua aquisição manualmente, com o auxílio das funções de paragem de imagem e avanço imagem a imagem de um bom leitor.

5.2.7. Automatização da correspondência anatómica

Quando se utilizam o sistema de referência flutuante com correcção de translação e rotação e/ou o modelo de movimento da correspondência anatómica requer-se a indicação, por parte do utilizador, de um conjunto de pares de pontos, situados sobre os contornos sistólico e diastólico, que sejam anatomicamente correspondentes.

Fizeram-se algumas tentativas no sentido de se evitar, ou pelo menos minimizar, essa tarefa manual requerida ao utilizador. Notando que muitos dos pontos característicos da anatomia das cavidades se situam em segmentos dos contornos com elevada curvatura, surgiu a ideia de utilizar aquela propriedade para determinar, ou sugerir, os pares de pontos necessários ao sistema de referência e modelo de movimento que os requerem.

Alguns autores haviam já utilizado a curvatura para localizarem nos contornos cavitários pontos fiduciais utilizados na caracterização da sua forma, movimento e velocidade e ainda na sua visualização simplificada [100].

5.2.7.1. Curvatura

A curvatura κ de uma curva plana, num determinado ponto Q, é por definição, a taxa de variação instantânea do declive da recta tangente à curva no ponto Q, relativamente ao comprimento de arco da curva. Se se desenhar um círculo tangente à curva no ponto Q, com centro P no lado côncavo da curva, então a curvatura é o inverso do raio desse círculo. Mostra-se essa construção na figura seguinte.

Analiticamente, dispondo da descrição da curva na forma da função $y(x)$, a curvatura $\kappa(x)$ é calculada como:

$$\kappa(x) = \frac{\frac{d^2y}{dx^2}}{\left(1 + \left(\frac{dy}{dx}\right)^2\right)^{3/2}} \tag{157}$$

Se a curva estiver descrita numa forma paramétrica, através do par de funções $x(t)$ e $y(t)$, sendo t um parâmetro monótono, então a curvatura $\kappa(t)$ vem dada por:

$$\kappa(t) = \frac{\frac{dx}{dt}\frac{d^2y}{dt^2} - \frac{dy}{dt}\frac{d^2x}{dt^2}}{\left(\left(\frac{dx}{dt}\right)^2 + \left(\frac{dy}{dt}\right)^2\right)^{3/2}} \tag{158}$$

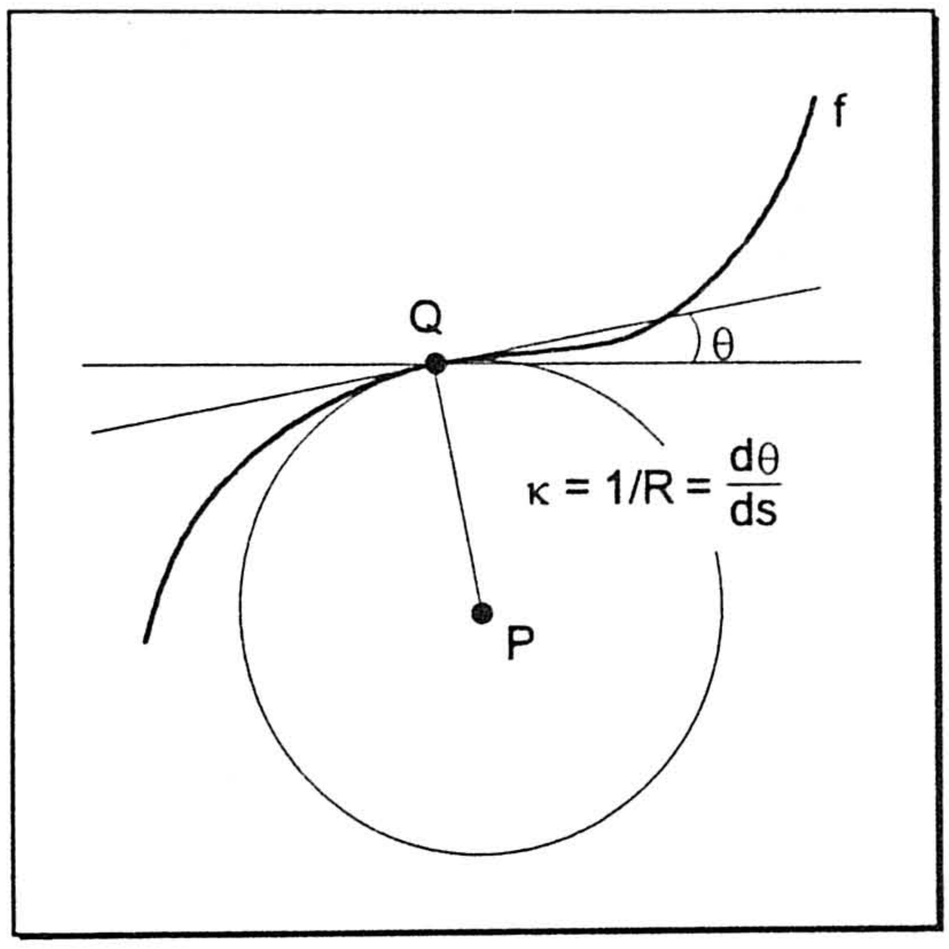


Figura 160 - O cálculo da curvatura no ponto Q da curva f

Para o cálculo da curvatura ao longo dos contornos, e uma vez que apenas se dispõem de versões amostradas das funções $x(t)$ e $y(t)$ da curva que representa o contorno, convém, antes de mais, passar para uma versão contínua dessas funções. Escolheu-se uma aproximação polinomial por troços, pela sua relativa facilidade de obtenção e cálculo das suas derivadas, devendo no entanto satisfazer certos requisitos.

Em primeiro lugar, o grau mínimo dos polinómios deverá ser o 3º, pela necessidade do cálculo das segundas derivadas e continuidade destas. Em segundo lugar, na junção dos troços representados por diferentes polinómios deverá existir continuidade nos próprios valores dos polinómios, e pelo menos nas suas primeira e segunda derivadas. Estas

condições garantem pelo menos a continuidade da curvatura calculada ao longo de todo o contorno.

O conjunto de polinómios que satisfazem os requisitos mínimos enunciados constitui uma curva B-*spline* cúbica de continuidade C^2. É então possível ter uma representação dos contornos, descritos pelos 100 ou mais pontos encontrados na fase da sua determinação, através de outros tantos polinómios de 3º grau que se juntam nesses pontos de definição. Para uma curva fechada e uma B-*spline* cúbica, bastam as condições de continuidade da 1ª e 2ª derivadas nos vários pontos de junção, bem como a posição destes, para permitir a definição única e completa dos polinómios que descrevem os vários troços. O processo de construção e cálculo desses polinómios é bem conhecido e foi amplamente descrito por vários autores [p. ex. 16, 39].

Uma das formas de representação de uma B-*spline*, com particular interesse, é a chamada forma de Bézier. Toda a curva é descrita numa forma paramétrica, existindo um parâmetro global monótono, que pode tomar valores numa sequência uniforme, ou não, nos pontos de junção dos polinómios individuais. Cada troço polinomial é por sua vez descrito através de um parâmetro local, variando sempre entre 0 e 1. Para definir cada troço, basta conhecer a posição de um número de pontos igual ao grau do polinómio mais 1, sendo dois desses pontos os pontos de junção com os troços vizinhos. Conhecendo a posição dos pontos é possível, de uma maneira simples, calcular a posição do polinómio para um dado valor do parâmetro local $0 \leq t \leq 1$, assim como o valor das suas derivadas.

O algoritmo de cálculo tem uma interpretação geométrica imediata, tendo sido elaborado por de Casteljau, baseando-se numa interpolação linear repetida. Pode enunciar-se do seguinte modo:

Dados n+1 pontos $\mathbf{b}_0, \mathbf{b}_1, \ldots, \mathbf{b}_n \in \mathbb{R}^2$ e um parâmetro $t \in [0, 1]$, calcule-se

$$\mathbf{b}_i^r(t) = (1 - t)\,\mathbf{b}_i^{r-1}(t) + t\,\mathbf{b}_{i+1}^{r-1}(t) \qquad \begin{cases} r = 1, \ldots, n \\ i = 0, \ldots, n-r \end{cases} \tag{159}$$

sendo $\mathbf{b}_i^0(t) = \mathbf{b}_i$. Então $\mathbf{b}_0^n(t)$ é o ponto com parâmetro t situado na curva de Bézier definida pelos n+1 pontos iniciais.

Para uma curva de 2º grau, definida por três pontos, a construção enunciada é a que se mostra na figura a seguir, para um dado t.

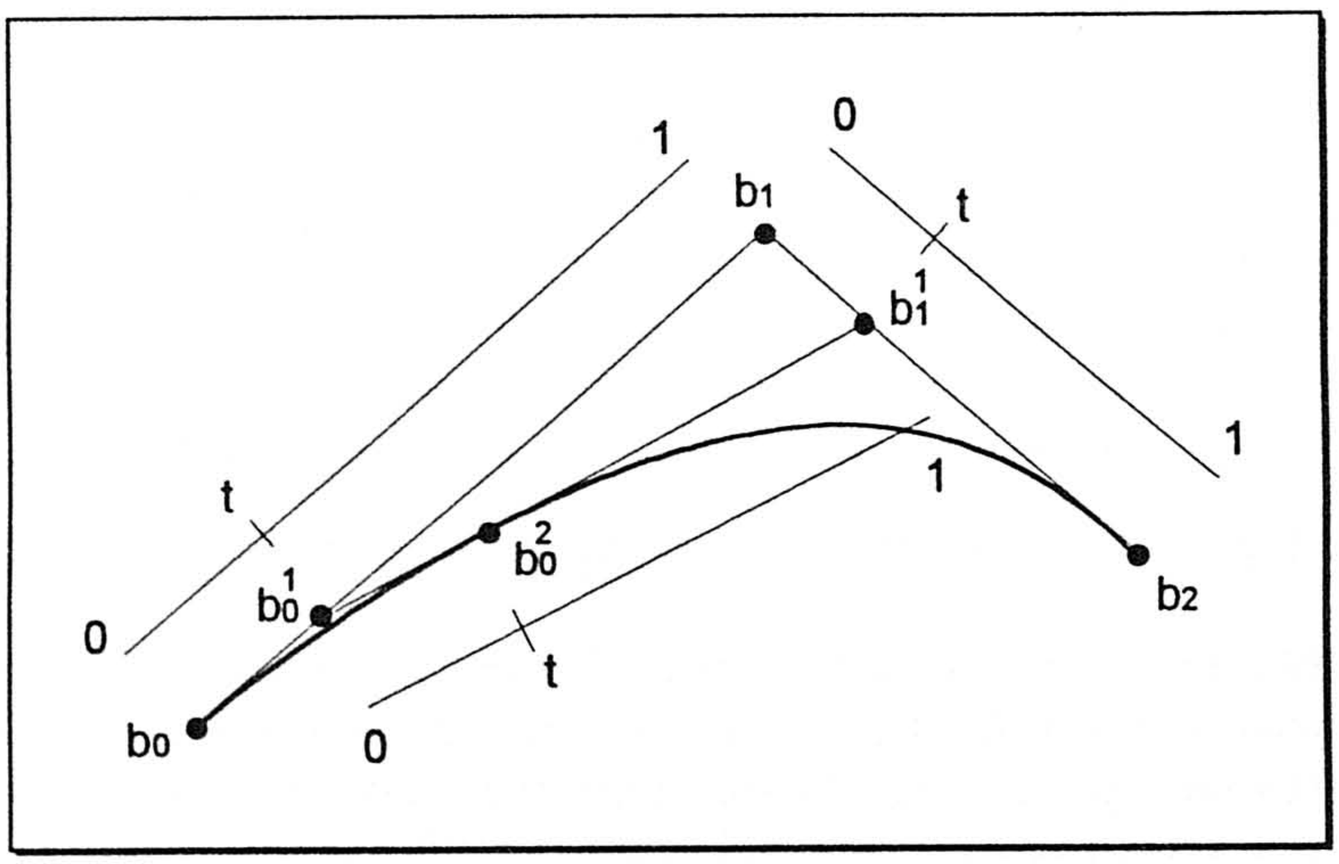


Figura 161 - Algoritmo de de Casteljau para a construção de uma curva de Bézier

As derivadas podem também ser facilmente calculadas a partir de alguns dos valores intermédios do algoritmo de de Casteljau, aparecendo como subprodutos do cálculo dos pontos da curva. Demonstra-se então que as derivadas de ordem r no ponto de parâmetro t

da curva podem ser calculadas como [39]:

$$\frac{d^r}{dt^r}\mathbf{b}(t) = \frac{n!}{(n-r)!}\Delta^r\mathbf{b}_0^{n-r}(t) \tag{160}$$

sendo Δ^r um operador de diferença iterada, que se pode avaliar da forma:

$$\Delta^r\mathbf{b}_j = \Delta^{r-1}\mathbf{b}_{j+1} - \Delta^{r-1}\mathbf{b}_j = \sum_{j=0}^{r}\binom{r}{j}(-1)^{r-j}\,\mathbf{b}_{i+j} \tag{161}$$

Para polinómios de 3º grau todos os cálculos podem ser feitos utilizando um vector de 4 pontos, inicialmente preenchido com os pontos de definição da curva, que vão sendo substituídos pelos valores resultantes das equações (159) e (160), como se ilustra a seguir:

$$\begin{array}{llll} \mathbf{b}_0 & \mathbf{b}''(t) & & \\ \mathbf{b}_1 & \mathbf{b}_0^1(t) & \mathbf{b}'(t) & \\ \mathbf{b}_2 & \mathbf{b}_1^1(t) & \mathbf{b}_0^2(t) & \\ \mathbf{b}_3 & \mathbf{b}_2^1(t) & \mathbf{b}_1^2(t) & \mathbf{b}_0^3(t) = \mathbf{b}(t) \end{array} \tag{162}$$

A determinação da B-*spline* cúbica, na forma de Bézier, fica pois reduzida à determinação dos dois pontos de controlo extra por troço, necessários à sua definição. Os outros dois pontos, em cada troço, são os pontos de junção extremos e pertencem ao contorno que se pretende representar pela B-*spline*. A posição dos pontos de controlo extra vai depender da parametrização global de toda a curva[157], além das condições de continuidade nos pontos de junção [16, 39].

Tendo a modelização analítica de todo o contorno, torna-se agora fácil determinar a curvatura em qualquer ponto, por aplicação da equação (158).

5.2.7.2. Necessidade de redução do número de segmentos

Tomando todos os pontos de definição dos contornos como pontos a interpolar pela B-*spline* obtém-se uma curva com demasiado detalhe, composta por mais de 100 segmentos cúbicos. Apesar de no processo de obtenção do contorno se ter procurado eliminar o ruído há sempre algum que subsiste, devido ao *speckle* e à existência das trabéculas nas paredes internas das cavidades.

O cálculo da curvatura ao longo do contorno para uma tal representação, resulta em inúmeros máximos e mínimos locais, fruto das pequenas irregularidades que os pontos de definição do contorno sempre apresentam. Como exemplo pode ver-se na figura seguinte a representação gráfica da curvatura para um contorno interpolado da forma indicada.

Seria necessária uma forte filtragem para a eliminação dessas pequenas irregularidades locais. No entanto o método linear de filtragem, através de uma convolução, aplicado a uma curva fechada, provoca sempre uma deformação da mesma [70], correndo-se o risco de perder as características essenciais que se pretendem identificar com o cálculo da curvatura.

Outra forma de eliminar as pequenas irregularidades será a representação do contorno por uma curva com um número menor de segmentos polinomiais. É possível atingir esse objectivo utilizando dois métodos distintos: escolhendo criteriosamente sobre o contorno um conjunto de pontos que irão servir como pontos de junção dos segmentos polinomiais, ou, deixando que esses pontos de junção sejam determinados por forma a que a curva final

---

157 ou seja dos valores do parâmetro global, *u*, atribuídos aos pontos de junção dos vários troços que constituem a B-*spline*.

resultante seja o mais próxima possível do contorno original.

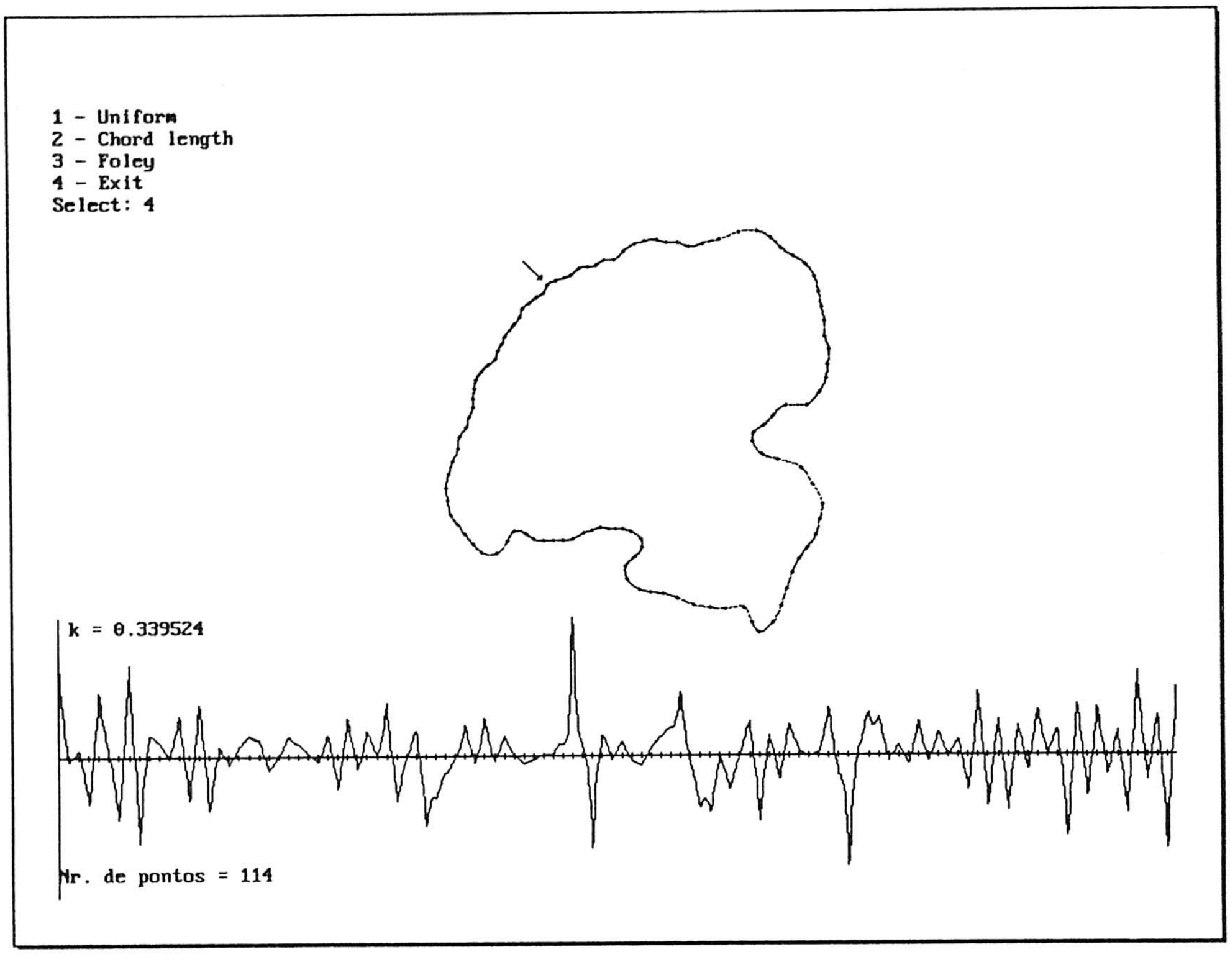


Figura 162 - Curvatura para uma contorno representado em B-*spline* cúbica

Escolheu-se este último método por permitir uma maior liberdade no número de segmentos, ser uma melhor aproximação para um dado número de segmentos, e ser de fácil implementação automática, utilizando como critério de aproximação o dos mínimos quadrados.

5.2.7.3. Aproximação de uma curva por B-splines e mínimos quadrados

O problema consiste em encontrar uma B-*spline* cúbica, composta por k segmentos, cujo somatório do quadrado das distâncias a um conjunto de p pontos $\mathbf{P}_i = (x_i, y_i)$, seja mínimo. Para a sua resolução torna-se mais fácil usar uma forma de representação das B-*splines* baseada em vértices de controlo $\mathbf{V}_j$ e polinómios base de 3º grau $B_j(u)$. É possível passar posteriormente desta representação para a forma de Bézier.

Nesta representação, uma curva, parametrizada pelo parâmetro global u, é dada por:

$$\mathbf{B}(u) = (X(u), Y(u)) = \sum_{j=0}^{m-1} \mathbf{V}_j B_j(u) = \sum_{j=0}^{m-1} (X_j B_j(u), Y_j B_j(u)) \qquad (163)$$

em que m é o número de vértices de controlo.

Utilizando uma parametrização uniforme e unitária, atribuem-se valores inteiros consecutivos do parâmetro global u aos pontos de junção dos segmentos. Nesse caso os polinómios base $B_j(u)$ são apenas diferentes de zero em 4 segmentos, que são os correspondentes a um valor de $u \in [j, j+4[$. Para que todos os segmentos da curva tenham a contribuição de 4 vértices atribui-se ao seu ponto inicial o valor $u = 3$ e ao final $u = m$. Assim, o 1º segmento é descrito para $3 \leq u < 4$, sendo dado por:

$$\mathbf{V}_0B_0(u) + \mathbf{V}_1B_1(u) + \mathbf{V}_2B_2(u) + \mathbf{V}_3B_3(u) \tag{164}$$

e o último, para $m\text{-}1 \leq u < m$, por:

$$\mathbf{V}_{m\text{-}4}B_{m\text{-}4}(u) + \mathbf{V}_{m\text{-}3}B_{m\text{-}3}(u) + \mathbf{V}_{m\text{-}2}B_{m\text{-}2}(u) + \mathbf{V}_{m\text{-}1}B_{m\text{-}1}(u) \tag{165}$$

Como consequência, temos que, numa B-*spline* cúbica, o número de vértices é superior ao número de segmentos em 3 unidades. Os polinómios base, $B_j(u)$, têm a seguinte definição, que assegura a continuidade dos seus valores, bem como da 1ª e 2ª derivadas:

$$B_j(u) = \begin{cases} \frac{1}{6}t^3, & t=u\text{-j},\ j\leq u<j+1 \\ \frac{1}{6}(-3t^3 + 3t^2 + 3t + 1), & t=u\text{-j-1},\ j+1\leq u<j+2 \\ \frac{1}{6}(3t^3 - 6t^2 + 4), & t=u\text{-j-2},\ j+2\leq u<j+3 \\ \frac{1}{6}(-t^3 + 3t^2 - 3t + 1), & t=u\text{-j-3},\ j+3\leq u<j+4 \end{cases} \tag{166}$$

Para uma curva fechada os três últimos vértices terão que coincidir com os três primeiros. Relativamente à equação (163) deverá ser então:

$$\begin{aligned} \mathbf{V}_{m\text{-}3} &= \mathbf{V}_0 \\ \mathbf{V}_{m\text{-}2} &= \mathbf{V}_1 \\ \mathbf{V}_{m\text{-}1} &= \mathbf{V}_2 \end{aligned} \tag{167}$$

No nosso caso concreto pretendemos uma B-*spline* fechada com k segmentos, logo deveremos ter $m = k+3$, e deveremos também satisfazer as condições da equação anterior.

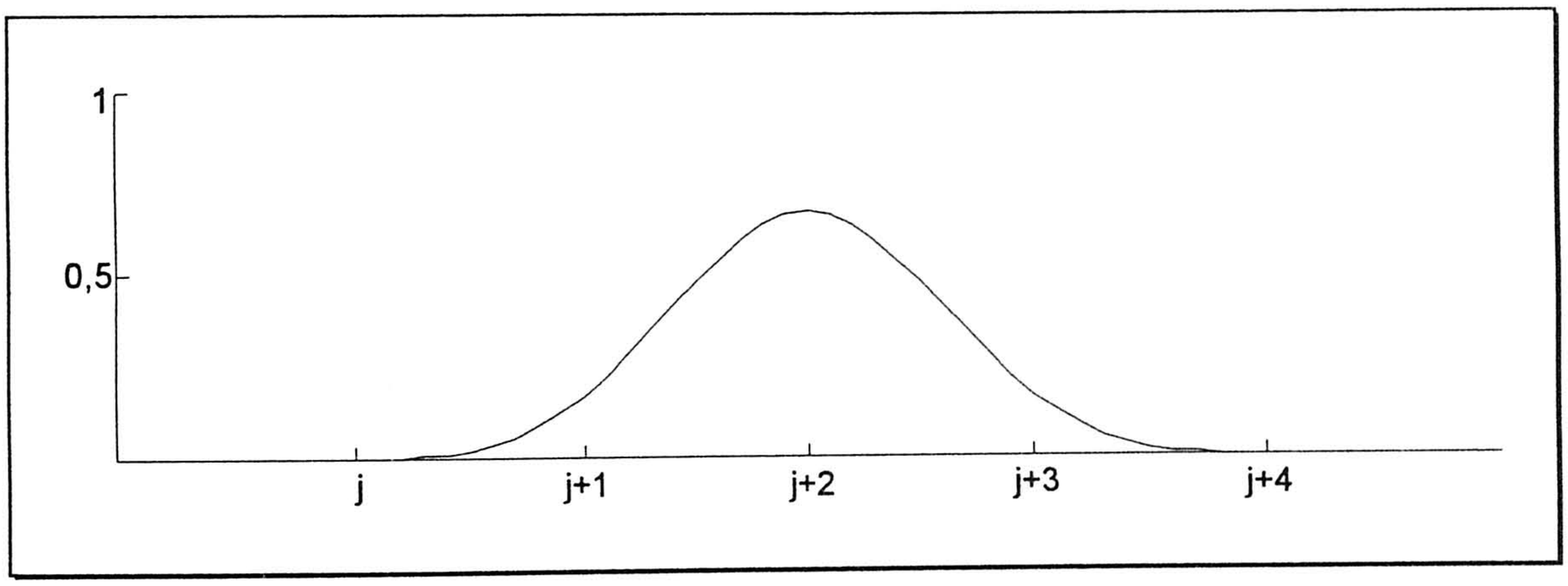


Figura 163 - Um polinómio base $B_j(u)$

Utilizando o critério dos mínimos quadrados, a B-*spline* a encontrar terá que minimizar a expressão:

$$\sum_{i=0}^{p-1} |\mathbf{B}(U_i) - \mathbf{P}_i|^2 = \sum_{i=0}^{p-1}((X(U_i) - x_i)^2 + (Y(U_i) - x_i)^2) = R \tag{168}$$

onde U_i são valores do parâmetro global u, associados aos pontos (x_i, y_i). O valor mínimo da expressão ocorre para aqueles valores de X_q e Y_q, que constituem as coordenadas dos vértices de controlo, e que satisfazem:

$$\frac{\partial}{\partial X_q}R = 0 \tag{169}$$

e

$$\frac{\partial}{\partial Y_q} R = 0 \tag{170}$$

onde q varia de 0 até k-1.

Substituindo na equação (169) $X(U_i)$ e $Y(U_i)$ pelo seu desenvolvimento dado na equação (163), e atendendo ainda às condições da equação (167) para curvas fechadas, obtém-se:

$$R = \sum_{i=0}^{p-1} \left(\left(\sum_{j=0}^{m-1} \left(X_{j \bmod (m-3)} B_j(U_i) \right) - x_i \right)^2 + \left(\sum_{j=0}^{m-1} \left(Y_{j \bmod (m-3)} B_j(U_i) \right) - y_i \right)^2 \right) \tag{171}$$

Derivando agora em ordem a um X_j específico, designado por X_q, vamos obter:

$$\frac{\partial}{\partial X_q} R = 2 \sum_{i=0}^{p-1} \left(\left(\sum_{j=0}^{m-1} \left(X_{j \bmod (m-3)} B_j(U_i) \right) - x_i \right) B_{q'}(U_i) \right) \tag{172}$$

onde $B_{q'}(u) = B_q(u)$, para $q \neq 0, 1, 2$ e $B_{q'}(u) = B_q(u) + B_{q+m-3}(u)$, para $q = 0, 1, 2$.

Finalmente, após se ter simplificado e igualado a 0, temos, para cada q de 0 até k-1, as equações:

$$\sum_{j=0}^{m-1} \left(\sum_{i=0}^{p-1} \left(B_j(U_i) B_{q'}(U_i) \right) \right) X_{j \bmod (m-3)} = \sum_{i=0}^{p-1} x_i B_{q'}(U_i) \tag{173}$$

De igual modo se obtêm outras k equações, referentes às derivadas em ordem aos vários Y_j, e que são idênticas às anteriores. A solução do sistema de $2k$ equações assim definidas fornece as coordenadas dos vértices de controlo da B-*spline* que mais se aproxima dos pontos $\mathbf{P}_i$.

Resta ainda o cálculo dos valores U_i associados aos vários pontos $\mathbf{P}_i$. Esses valores deveriam ser os que correspondem aos pontos da curva final mais próximos de $\mathbf{P}_i$, que são impossíveis de conhecer exactamente antes de se determinar a curva. No entanto, na prática utilizam-se estimativas que se revelam quase sempre boas aproximações. Uma dessas estimativas torna as diferenças entre os valores paramétricos U_i proporcionais à distância Euclidiana que separa os pontos $\mathbf{P}_i$.

Acrescentando aos p pontos $\mathbf{P}_i$ um ponto $\mathbf{P}_p = \mathbf{P}_0$, começa-se por calcular o perímetro do polígono definido pelos p pontos:

$$S = \sum_{i=1}^{p} | \mathbf{P}_i - \mathbf{P}_{i-1} | \tag{174}$$

De seguida atribuem-se os valores:

$$U_0 = 3$$

$$U_{i+1} = U_i + (m-3) \frac{| \mathbf{P}_{i+1} - \mathbf{P}_i |}{S} \tag{175}$$

fazendo variar i de 0 a p-1. Os valores de U_i vão variar entre 3 e m.

Após a obtenção dos k vértices de controlo distintos, que representam a B-*spline* fechada através da equação (163), é possível passar cada um dos segmentos para uma representação de Bézier. Assim, se um dado segmento for descrito pelos 4 vértices $\mathbf{V}_n$, $\mathbf{V}_{n+1}$, $\mathbf{V}_{n+2}$ e $\mathbf{V}_{n+3}$, os pontos de Bézier correspondentes são simplesmente dados pelas seguintes quatro relações de transformação [16]:

$$
\begin{aligned}
\mathbf{b}_0 &= \frac{1}{6}(\mathbf{V}_n + 4\mathbf{V}_{n+1} + \mathbf{V}_{n+2}) \\
\mathbf{b}_1 &= \frac{1}{6}(4\mathbf{V}_{n+1} + 2\mathbf{V}_{n+2}) \\
\mathbf{b}_2 &= \frac{1}{6}(2\mathbf{V}_{n+1} + 4\mathbf{V}_{n+2}) \\
\mathbf{b}_3 &= \frac{1}{6}(\mathbf{V}_{n+1} + 4\mathbf{V}_{n+2} + \mathbf{V}_{n+3})
\end{aligned}
\qquad (176)
$$

É de notar que a curva irá passar exactamente sobre os pontos $\mathbf{b}_0$ e $\mathbf{b}_3$ que são os pontos de junção com os segmentos anterior e seguinte.

Nas duas próximas figuras pode ver-se a aproximação ao contorno da figura 162 efectuada escolhendo 20 pontos sobre o contorno e interpolando uma B-*spline* nesses pontos, ou utilizando uma B-*spline* de 20 segmentos determinada pelo método descrito dos mínimos quadrados. Na figura com a B-*spline* interpolada a escolha dos pontos sobre o contorno foi feita automaticamente, seleccionando aqueles cujas coordenadas x ou y fossem um mínimo ou máximo local, ou inserindo um novo ponto se a distância ao ponto anterior excedesse um determinado limite.

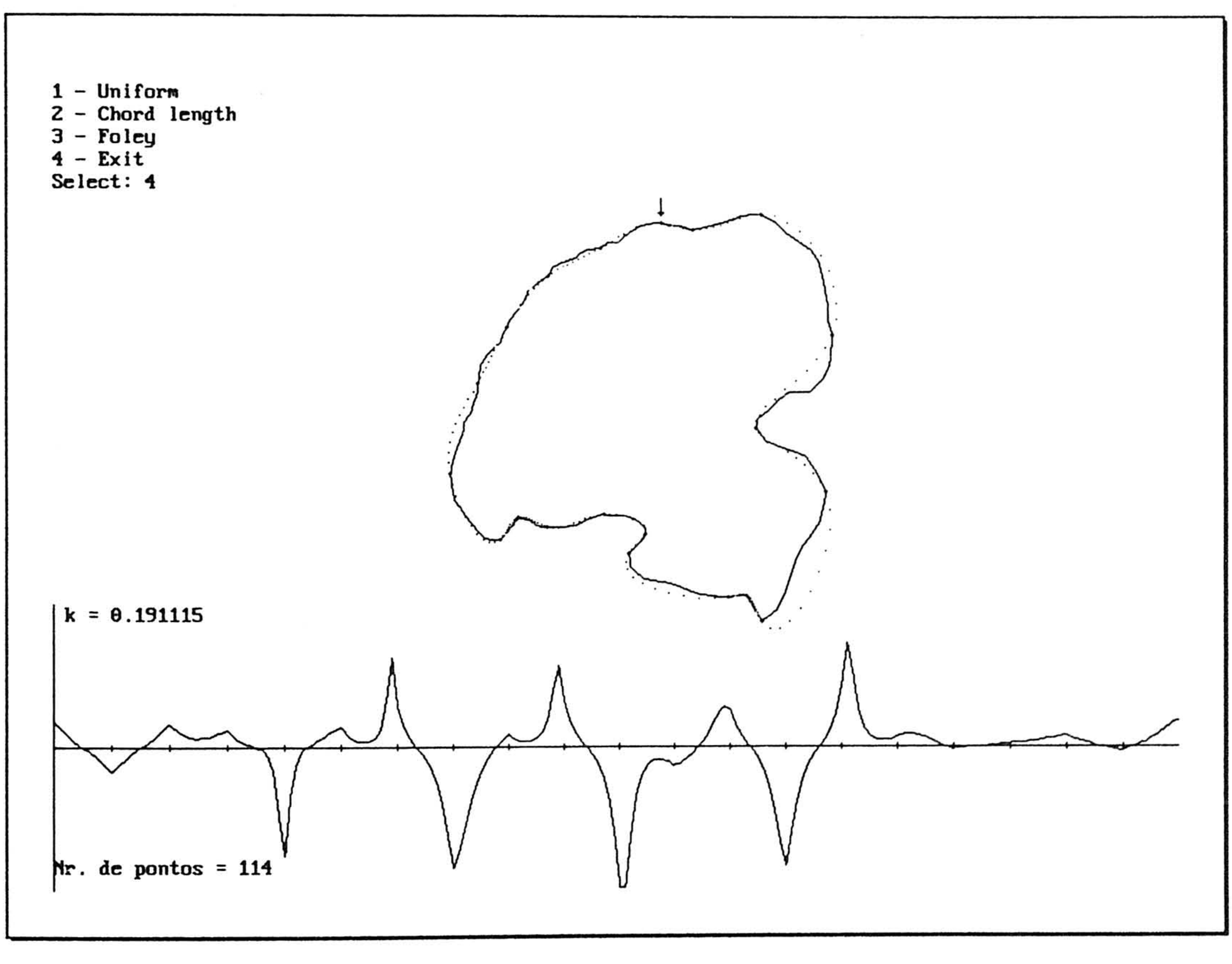


Figura 164 - Aproximação por selecção de pontos sobre o contorno

Comparando as duas aproximações nota-se bem que a obtida pelo método dos mínimos quadrados é mais suave do que a primeira, o que se comprova observando a evolução da curvatura, e além disso aproxima melhor o contorno original, constituindo assim um bom método de filtragem de curvas. Escolheu-se pois o 2º método para identificar os locais mais significativos na caracterização da forma da curva. Utiliza-se para isso uma B-*spline* cúbica de 20 segmentos, com parametrização uniforme e unitária, aproximada aos mais de 100 pontos de definição do contorno pelo método dos mínimos quadrados.

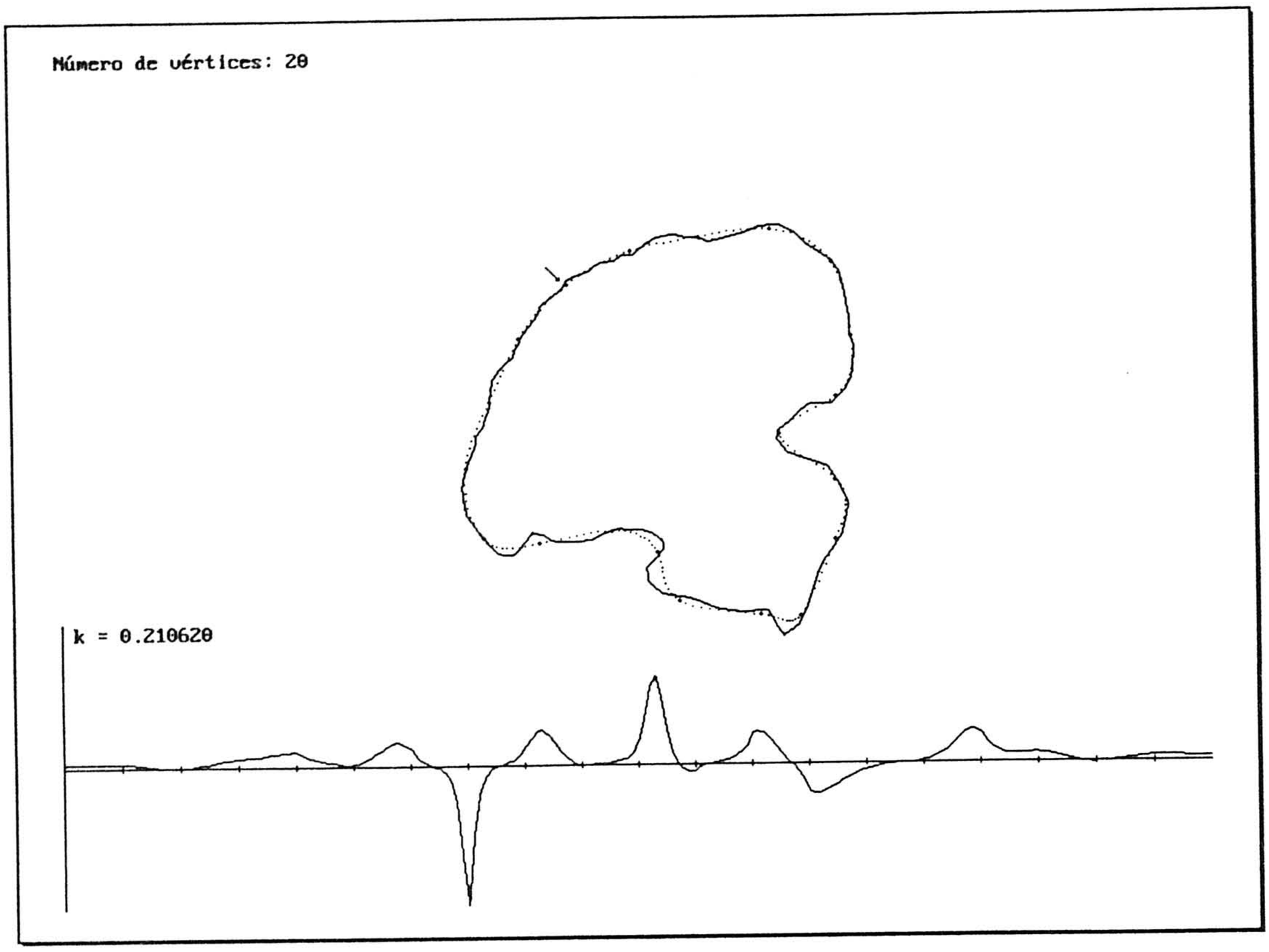


Figura 165 - Aproximação usando o método dos mínimos quadrados

5.2.7.4. Emparelhamento dos pontos significativos dos contornos

Como já se disse, consideram-se pontos com correspondência anatómica aqueles que exibem um extremo positivo ou negativo da curvatura, em posições não muito distantes, nos contornos sistólico e diastólico.

Para podermos comparar a evolução da curvatura ao longo dos contornos é necessário normalizar de alguma forma o modo do seu cálculo. Assim, aquela é calculada em 200 posições, igualmente espaçadas sobre a curva de aproximação, e iniciando-se no ponto de intersecção com o raio 0° proveniente do centróide da cavidade. Como o comprimento de arco de um polinómio de 3º grau é muito difícil de calcular, modeliza-se cada segmento da curva, apenas para efeito de cálculo do seu comprimento, por 10 segmentos de recta que unem os pontos resultantes do cálculo da posição da curva quando o respectivo parâmetro local[158] varia por intervalos de 0,1.

Seguidamente as amostras da curvatura sistólica são rodadas circularmente de n posições por forma a que o seguinte coeficiente de correlação $R(n)$ seja mínimo:

$$R(n) = \frac{1}{200} \sum_{i=0}^{199} |\kappa_s(i - n) - \kappa_d(i)| \qquad (177)$$

Os valores $\kappa_s(i)$ e $\kappa_d(i)$ são as amostras das curvaturas sistólica e diastólica, consideradas com repetição circular. Pode não se considerar o mínimo global de $R(n)$, mas sim um seu mínimo local, se aquele causar uma rotação superior a 20°.

Com as funções de curvatura alinhadas o mais possível, os extremos são identificados

---

158 recorda-se que o parâmetro local, na forma de Bézier, varia, para cada segmento, entre 0 e 1.

como os máximos ou mínimos locais de amplitude superior e inferior respectivamente às médias positiva e negativa. Finalmente um algoritmo de emparelhamento determina que extremos, nas duas funções, estão localizados em posições espaciais semelhantes.

São testadas várias hipóteses, escolhendo-se aquela que conduz à menor diferença na posição dos pontos emparelhados e não se considerando diferenças superiores a um certo limite Δn. Alguns testes indicaram empiricamente que os melhores resultados se obtêm para um limite máximo Δn entre 20 e 30.

Na figura 166 pode ver-se o resultado deste algoritmo de emparelhamento para um par de contornos.

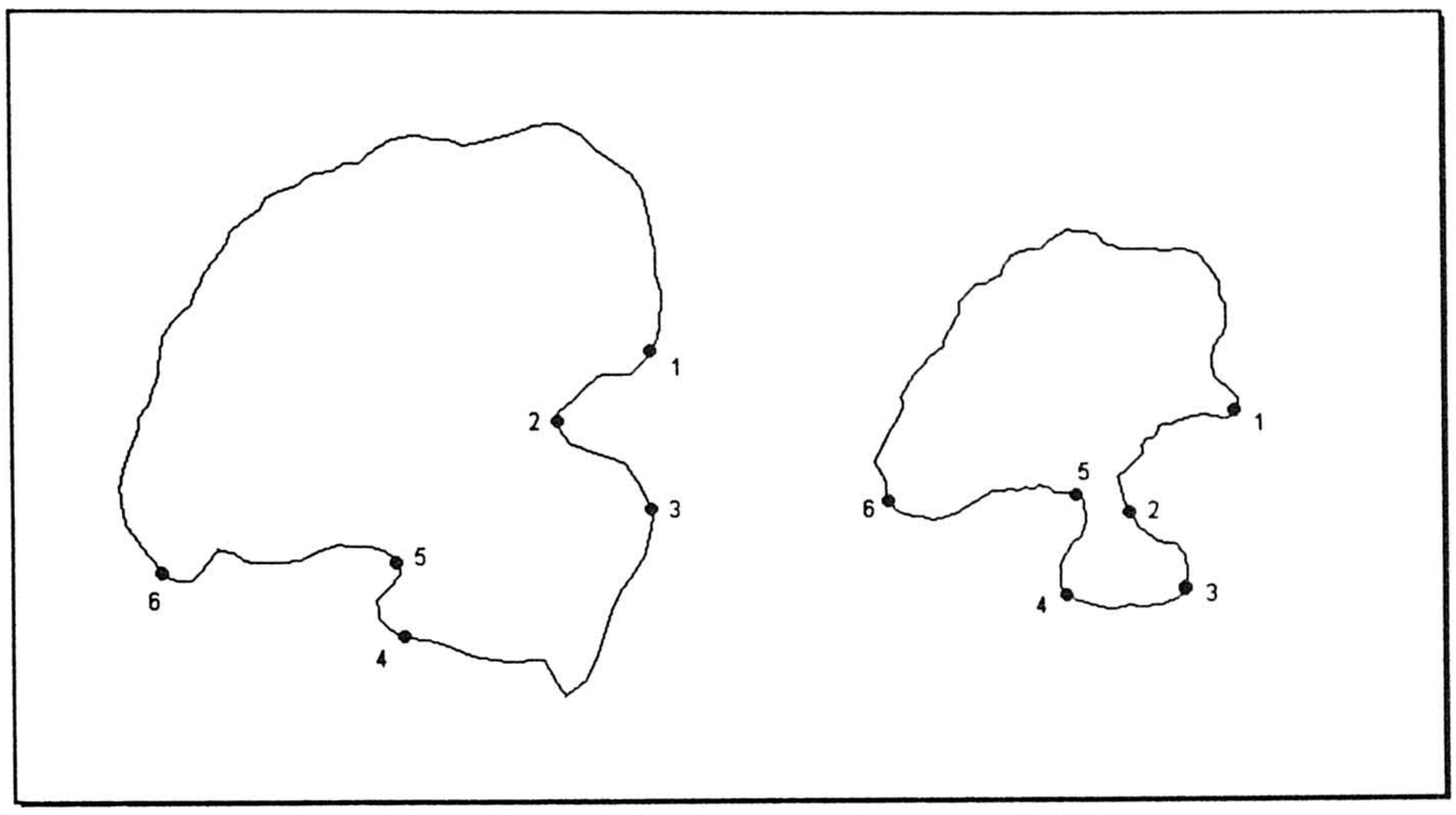
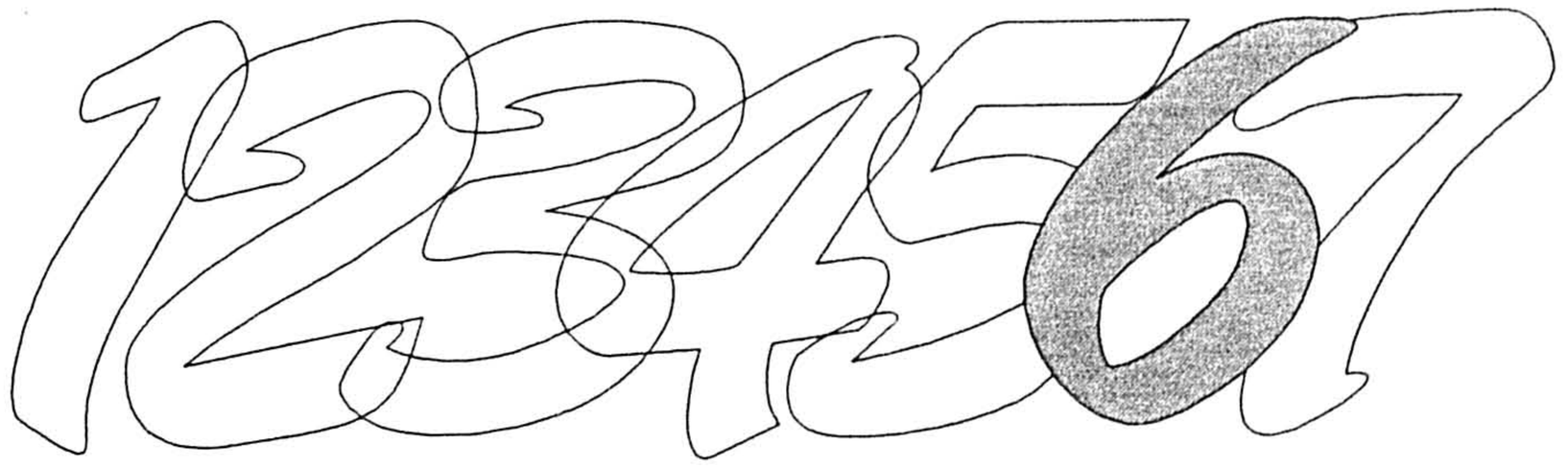


Figura 166 - Emparelhamento de pontos de curvatura máxima

Embora todo este processo de determinação e emparelhamento automático não esteja ainda incorporado no SIPAFE, foi já implementado num programa autónomo, fornecendo em geral bons resultados. Em breve passará a ser parte integrante do SIPAFE, mas funcionando apenas como sugestão editável dos pontos de correspondência anatómica para o sistema de referência e modelo de movimento que deles necessitam.

Capítulo



Resultados e Considerações Finais

6. RESULTADOS E CONSIDERAÇÕES FINAIS

6.1. Resultados

O objectivo dos resultados aqui apresentados não é a tentativa de demonstração da validade da técnica da ecocardiografia na avaliação quantitativa da função cardíaca, pois tal demonstração já se encontra feita na vasta literatura médica publicada sobre esse assunto, utilizando os vários modelos que foram sendo desenvolvidos para o efeito [ver p. ex. 10, 40, 41, 45, 82, 169, 170, 175].

Hoje em dia praticamente todos os ecocardiógrafos modernos incluem procedimentos para a determinação de alguns índices quantitativos, muito embora exijam a indicação manual de distâncias ou dos contornos endocárdicos, valorizando a avaliação quantitativa e divulgando alguns modelos de cálculo [1]. Certos autores têm até usado resultados ecocardiográficos como padrão na validação de outras técnicas da avaliação da função cardíaca [124].

Todos os parâmetros e índices quantitativos extraídos das imagens ecocardiográficas, como são as distâncias axiais, perímetros, áreas, volumes, fracção de ejecção, deslocamento das paredes e contractilidade regional, derivam directa ou indirectamente dos contornos endocárdicos do ventrículo esquerdo. Convém pois proceder a uma avaliação da qualidade da sua obtenção automática no SIPAFE.

Devido à não existência de métodos ou regras objectivos para o desenho dos contornos numa imagem ecocardiográfica, que como se sabe tem sempre o ruído de *speckle* sobreposto e muitas vezes a ausência ou forte atenuação de reflexões nas paredes laterais das cavidades, houve necessidade de escolher como referência os contornos desenhados por um cardiologista experimentado.

As imagens que serviram de base a esta avaliação foram submetidas a processamento e delas foi obtido um contorno pelo SIPAFE. Provieram de 18 pacientes, tendo 5 destes sido submetidos a cateterização e a exames de angiografia de contraste. Estes exames permitiram obter, por uma via alternativa, o índice da fracção de ejecção. Destes pacientes utilizaram-se quatro imagens, duas apicais e duas de pequeno eixo, para permitir a aplicação do modelo do elipsóide biplano na estimação dos volumes e daí a fracção de ejecção. Dos restantes pacientes, utilizaram-se apenas duas imagens de vistas diversas por serem de características idênticas. O número total de imagens foi então de 46.

O método de avaliação consistiu na indicação, por parte do cardiologista experimentado, de quais os erros, em termos de área total interior ou exterior, que o contorno obtido automaticamente apresentava relativamente à sua versão. Os erros resultantes da não inclusão, por parte do contorno do SIPAFE, de áreas que deveriam pertencer à cavidade são considerados negativos, enquanto que as áreas erroneamente incluídas são consideradas como erros positivos. O valor desses erros é posteriormente convertido em percentagem do valor total da área delimitada pela versão do contorno do cardiologista experimentado.

O conjunto de imagens avaliado continha imagens de qualidade muito diversa, embora a maior parte delas se pudesse classificar como de qualidade média. As imagens de muito má qualidade foram excluídas por ser muito difícil, mesmo para um operador humano, determinar a localização dos contornos.

Na tabela seguinte apresentam-se todos esses resultados. É de notar que a maior parte dos erros são negativos, embora pequenos, resultando sobretudo da presença de ecos fortes junto das paredes da cavidade. Esses ecos explicam-se como o resultado de reflexões de estruturas anatómicas como as trabéculas, cordas tendíneas ou válvula mitral, ou ainda provenientes de outros artefactos da imagem e muito difíceis de não considerar no algoritmo de obtenção do contorno. Os erros positivos resultaram sempre da conjugação da ausência

total de ecos em certas imagens e certas zonas do endocárdio, com a presença, a pequena distância, de outros ecos que impediram o recurso à interpolação.

Avaliação dos contornos - erro do traçado					
Paciente	Imagem	Erro (%)	Paciente	Imagem	Erro (%)
A	1	0	G	2	0
	2	0	H	1	-3,5
	3	0		2	-5,9
	4	5,6	I	1	-8,3
B	1	0		2	-9,0
	2	-4,3	J	1	0
	3	0		2	0
	4	0	K	1	-8,5
C	1	0		2	0
	2	-5,5	L	1	0
	3	0		2	0
	4	-7,1	M	1	-6,4
D	1	0		2	-4,5
	2	-5,1	N	1	0
	3	0		2	0
	4	-6,8	O	1	0
E	1	-2,6		2	-3,6
	2	0	P	1	-3,8
	3	0		2	-4,8
	4	-3,5	Q	1	2,4
F	1	0		2	4,8
	2	0	R	1	0
G	1	-5,2		2	0

O erro médio amostral na totalidade das imagens foi então de $\overline{X}$ = -1,9 % com um desvio padrão de $\sqrt{S^2}$ = 3,3 %. Considerando apenas o valor absoluto do erro, a média sobe para $\overline{X}$ = 2,4 %. O intervalo de confiança para a média, com grau de significância α = 0,05 é de ± 1,0 %. O índice de assimetria da amostra[159], calculado como:

$$Sk = \frac{n}{(n-1)(n-2)} \sum_{i=1}^{n} \left(\frac{x_i - \overline{X}}{S} \right)^3 = -0,37 \qquad (178)$$

indica um ligeiro desequilíbrio para o lado dos valores inferiores à média.

A comparação entre os valores da fracção de ejecção dos pacientes sujeitos aos exames angiográficos e calculados a partir das duas técnicas pode ver-se na tabela que se segue.

Fracção de ejecção		
Paciente	Ecocardiografia	Angiografia
A	10,8%	13,3%
B	57,4%	58,8%
C	58,3%	60,3%
D	70,1%	62,1%
E	70,9%	65,5%

159 *skewness*.

Apesar dos poucos casos apresentados observa-se uma boa concordância, tendo em conta que se costuma associar uma incerteza máxima de 10% aos valores obtidos angiograficamente [171].

Faz-se mais uma vez notar que a validade dos valores quantitativos obtidos a partir dos exames ecocardiográficos não depende apenas da boa qualidade dos contornos cavitários, mas também e sobretudo da boa correspondência entre as vistas utilizadas e as requeridas pelo modelo que estiver a ser aplicado.

Sucede por vezes que as imagens que se consideram apicais de longo eixo não passam exactamente pelo ápex cardíaco, dando origem a distâncias axiais e a áreas determinadas por defeito. Este tipo de erro provoca também uma estimação por defeito do volume da cavidade, muito embora haja uma certa compensação quando se trata do cálculo da fracção de ejecção, por considerar um quociente de volumes.

É pois necessário e importante um certo cuidado por parte do utilizador, quando se trata de adquirir e classificar as vistas que vão ser incorporadas no exame ecocardiográfico do paciente.

6.2. Considerações finais

Relativamente à proposta de trabalho apresentada no parágrafo 3.2. crê-se poder afirmar que foi inteiramente cumprida.

De facto realizou-se um sistema protótipo, que funciona como um complemento importante na avaliação e catalogação de exames ecocardiográficos, e que está de momento instalado no Hospital de S. João da cidade do Porto. Como já atrás se referiu o sistema realizado é capaz de efectuar um grande número de tarefas relacionadas com a aquisição, armazenamento, processamento e análise das imagens mais significativas de um exame ecocardiográfico de um paciente. Uma lista dessa tarefas inclui as seguintes:

- a calibração do sistema, para vários ecocardiógrafos e para as suas várias profundidades; esta operação necessita de ser efectuada apenas uma vez para cada profundidade utilizada sendo os resultados mantidos de umas sessões para as outras;

- a aquisição, visualização e selecção de imagens directamente a partir de um ecocardiógrafo ou previamente gravadas em fita magnética utilizando o sinal de vídeo convencional; é possível a aquisição e visualização de imagens individuais ou de sequências de imagens, embora estas sejam de resolução mais reduzida;

- a gestão dos ficheiros contendo informação relativa aos pacientes, exames e imagens e suas relações; os resultados do processamento efectuado são também mantidos;

- o processamento automático ou passo a passo, com grau de interactividade escolhido pelo utilizador, das várias imagens associadas a um exame clínico; é possível o utilizador escolher, modificar ou acrescentar sequências de operações de processamento ao sistema a partir de um leque de opções disponíveis;

- a extracção e apresentação gráfica de vários parâmetros funcionais do ventrículo esquerdo, tais como áreas, perímetros, volumes e fracções de ejecção, a partir das imagens processadas de um exame;

- a execução de estudos da mobilidade parietal utilizando vários métodos de medida de distância e alinhamento dos contornos, assim como vários parâmetros de quantificação do movimento;

- a inspecção e visualização melhorada das imagens adquiridas, com a possibilidade de comparação de várias imagens individuais simultaneamente e sobreposição dos respectivos contornos; a observação em cadência rápida das imagens e contornos

sistólicos e diastólicos; a observação e comparação de sequências postas em movimento simultâneo; e ainda a visualização com contraste melhorado e adição de pseudo-cor;

- a geração de uma imagem-relatório contendo duas imagens seleccionadas de um exame, os resultados de processamento do mesmo e ainda uma apreciação textual feita pelo utilizador; esta imagem destina-se a ser impressa e incorporada na documentação do paciente a que pertence o exame.

Esta lista das tarefas que podem ser efectuadas pelo sistema garante a satisfação dos objectivos que se pretendiam atingir com a sua realização.

Assim, constituiu-se um poderoso auxiliar de diagnóstico cardíaco ecocardiográfico, capaz de executar várias medições e análises quantitativas relativas à função ventricular esquerda do coração.

A calibração das imagens para qualquer profundidade com que se pretenda trabalhar permite a associação do sistema a qualquer tipo de ecocardiógrafo, garantindo assim a sua independência relativamente a qualquer aparelho. Por outro lado, a inclusão de vários modelos diferentes para as várias análises quantitativas efectuadas permite uma boa variedade de escolha, satisfazendo as preferências do utilizador. Além disso, existindo um grande leque de aplicabilidade desses modelos, corre-se um risco menor de impedir certas análises, por falta das imagens adequadas que porventura se revelassem muito difíceis de obter.

O possível processamento automático das imagens pertencentes a um exame ecocardiográfico e a grande rapidez e comodidade com que é feito potencia sem dúvida a aplicação rotineira da avaliação quantitativa, que nem sempre é feita na actual clínica por ser difícil ou morosa.

Fornecendo o sistema dados quantitativos relativamente a vários pacientes, ou a vários exames distanciados no tempo de um mesmo paciente, pode constituir uma poderosa ferramenta de investigação médica e também de validação de novos modelos de análise quantitativa que venham a ser propostos.

As características complementares que este tipo de sistema deveria possuir também mereceram grande atenção quando da sua realização. Assim, para satisfazer o baixo custo e baixo porte, escolheu-se a sua realização em torno de uma estação de trabalho baseada num computador pessoal, ao qual se acrescentaram as indispensáveis cartas de aquisição e processamento de imagem. A grande expansão que a incorporação da imagem está a ter em todos os domínios da informática e da computação, garante o baixo custo e a qualidade crescente deste tipo de equipamento.

Outra das características complementares era a rapidez de processamento e de obtenção dos resultados. Para satisfazer a característica do baixo custo não se poderia dispor de um sistema de topo de gama, pelo que se dispendeu um grande esforço na optimização dos algoritmos utilizados. Tentou-se por um lado desenvolver ou utilizar os processos mais eficientes de implementação das operações necessárias, e por outro explorar ao máximo o *hardware* disponível, principalmente no que dizia respeito à carta de processamento associada à carta de aquisição e à memória de imagem. Chegou-se assim a um tempo médio de processamento por imagem muito curto, apesar da complexidade de algumas das operações[160].

Procurou-se ainda proporcionar uma utilização confortável e fácil através da interface

---

[160] no sistema protótipo, que é baseado no processador *intel* 386SX funcionando a 16 MHz, o processamento total de uma imagem, seguindo a sequência por defeito e incluindo a obtenção de um contorno e a medição dos parâmetros fundamentais que são a área, o perímetro e a distância axial, demora em média cerca de 16 s.

com o utilizador. Esta foi desenvolvida tendo em conta os actuais paradigmas de utilização dos sistemas de computação, fazendo-se uso da cor, compartimentação da informação apresentada, e ainda da condução natural do utilizador para as tarefas que necessitam da sua atenção imediata.

Finalmente teve-se também em boa conta a flexibilidade de utilização e a abertura do sistema. É possível alterar muitos dos parâmetros de funcionamento do sistema, como por exemplo o paciente por defeito, o grau de interactividade, as sequências de operações de processamento e os parâmetros destas. Para o programador, a estrutura modular e por níveis de funcionalidade do *software* facilita muito a manutenção do sistema, aumenta a sua portabilidade, e possibilita o acrescentar fácil de novas operações de processamento ou novos modelos para a análise quantitativa. Todas as novas funcionalidades que se pretendam acrescentar cabem facilmente na hierarquia de menus e janelas de diálogo já existente, que pode ser expandida em qualquer momento.

6.3. Desenvolvimentos futuros

Muito se pode ainda acrescentar a um sistema de análise de ecocardiogramas. Algumas acções a realizar no SIPAFE a muito curto prazo incluem a automatização da correspondência anatómica, utilizada para a correcção da rotação no sistema de referência flutuante com ambas as correcções, e especialmente no modelo de movimento com o mesmo nome. Não será uma automatização completa, mas uma sugestão de posicionamento de vários pares de pontos correspondentes, carecendo de validação por parte do utilizador. Qualquer par de pontos sugerido poderá ser modificado ou suprimido, ou poderão acrescentar-se novos pares de pontos.

Outra tarefa a realizar a curto prazo será a inclusão do 5º modelo de cálculo dos volumes sistólicos e diastólicos, baseado na regra de Simpson e já descrito no capítulo anterior, talvez apresentando resultados mais precisos que os anteriores.

Se for possível a aquisição e armazenamento fácil de sequências de imagem com boa resolução espacial e temporal abrem-se outras perpectivas de desenvolvimento do SIPAFE. Com uma carta de aquisição adequada dispondo da memória de armazenamento de imagem suficiente, será possível amostrar temporalmente todo um ciclo cardíaco de forma confortável e, através dos estudos de fase, quantificar as situações de assincronismo e grandezas como a velocidade de movimento das paredes cardíacas. Para uma melhor correlação nos contornos obtidos nas imagens pertencentes à sequência, talvez fosse conveniente o desenvolvimento de um algoritmo que explorasse a proximidade de posição que os mesmos deverão ter em imagens consecutivas. A visualização em sequência rápida dos contornos pertencentes a um ciclo cardíaco completo poderá ser muito útil na identificação de certas anomalias do movimento.

Outras áreas que poderão ser alvo de desenvolvimentos futuros incluem a análise de textura dos tecidos, a determinação dos contornos epicárdicos e a reconstrução tridimensional.

É sabido que os vários tipos de tecidos atravessados pelos feixes ultrassónicos dão origem a ruído de *speckle* com uma textura característica. Essa textura depende da forma, tamanho, frequência e regularidade das microstruturas celulares que funcionam como espalhadores dos feixes incidentes. Certas patologias cardíacas são caracterizadas por alterações do tecido que compõe o miocárdio, como por exemplo uma modificação da morfologia das suas fibras, a perda de elasticidade, a sua calcificação ou outras. Uma detecção precoce desse tipo de alterações através de um exame ecocardiográfico seria sem dúvida muito benéfica.

A detecção do epicárdio poderia ser muito útil em estudos que envolvem o conhecimento da variação da espessura das paredes cardíacas ao longo do ciclo. A espessura

das paredes e a sua variação são bons indicadores da pressão interna do sangue nas cavidades e da sua variação. No entanto, a detecção fiável do epicárdio revela-se mais difícil do que a do endocárdio. A diferença entre a impedância acústica do músculo cardíaco e a dos tecidos circundantes é muito menor do que a diferença para a impedância acústica do sangue. Isso tem como consequência a fraca visibilidade do epicárdio nas imagens ecocardiográficas, ou mesmo a sua completa ausência em muitos segmentos. Um algoritmo detector do epicárdio teria de contemplar frequentes reconstruções, e talvez explorar informação presente em várias imagens na mesma posição do ciclo cardíaco ou ao longo do mesmo.

A reconstrução tridimensional das cavidades cardíacas só é possível de uma forma pouco precisa, devido ao pequeno número de cortes que se poderão obter das janelas acústicas disponíveis para a cavidade torácica. No entanto, vários autores têm feito alguns esforços nesse sentido. A principal dificuldade reside na obtenção das coordenadas de posicionamento dos vários cortes que irão dar origem à reconstrução.

Finalmente, é de referir que muitos dos desenvolvimentos futuros poderão e deverão ser desencadeados pelos próprios utilizadores do SIPAFE. São eles que melhor do que ninguém poderão ajuizar alguma deficiência sentida, solicitar a incorporação de novas análises e modelos e sugerir qualquer melhoramento na funcionalidade já existente, que se procurará satisfazer na medida do possível.

Referências e Bibliografia

7. REFERÊNCIAS E BIBLIOGRAFIA

Notas:

- O título de livros aparece em itálico.
- As entradas assinaladas com '*' estão referenciadas no texto.
- As outras entradas foram consultadas para a realização do trabalho e tiveram, de algum modo, alguma influência.

[1] * "Operation Manual for ALOKA Sect Scan Model SSD-720", Aloka Co. Ltd.

[2] * "Safety standard for diagnostic ultrasound equipment. Section 5: Ultrasound safety guideline". Journal of Ultrasound Medicine, vol. 2-S, p. S-18, 1983 (Suplemento)

[3] * "User Manual for DT-IRIS - Subroutine Library for DT2851, DT2858 and DT2859", Data Translation, Document UM-05633-D, 1989

[4] * "User Manual for DT2851 - High Resolution Frame Grabber for the IBM Personal Computer AT", Data Translation, Document UM-052234-E, 1988

[5] * "User Manual for DT2858 - Auxiliary Frame Processor for the IBM Personal Computer AT", Data Translation, Document UM-052235-E, 1988

[6] * Adam, Dan; Hareuveni, Ofer; and Sideman, Samuel, "Semiautomated Border Tracking of Cine Echocardiographic Ventricular Images", IEEE Transactions on Medical Imaging, v. 6, nr. 3, p. 266, 1987

[7] * Arce, Gonzalo R.; and McLoughlin, Michael P., "Theoretical Analysis of the Max/Median Filter", IEEE Transactions on Acoustics, Speech, and Signal Processing, vol. ASSP-35, nr. 1, p. 60, 1987

[8] * Arce, Gonzalo R.; Gallagher, Neal C.; and Nodes, Thomas A., "Median Filters: Theory for One- and Two-Dimensional Filters", *in Advances in Computer Vision and Image Processing, vol. 2*, edited by Thomas S. Huang, Jai Press Inc., Greenwich, Connecticut, 1986

[9] * Arena, Dennis J.; and Ohley, William J., "Analysis of Left Ventricular Mechanics During Filling, Isovolumic Contraction, and Ejection", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. BME-30, p. 35, 1983

[10] * Assmann, Patricia E.; Slager, Cornelis J.; Borden, Sebastian G.; Dreysse, Stephen T.; Tijssen, Jan J. P.; Sutherland, George R.; and Roelandt, Jos R., "Quantitative Echocardiographic Analysis of Global and Regional Left Ventricular Function: A Problem Revisited", Journal of the American Society of Echocardiography, vol. 3, p. 478, 1990

[11] * Assmann, Patricia E.; Slager, Cornelis J.; Borden, Sebastian G.; Sutherland, George R.; and Roelandt, Joseph R., "Reference Systems in Echocardiographic Quantitative Wall Motion Analysis With Registration of Respiration", Journal of the American Society of Echocardiography, vol. 4, p. 224, 1991

[12] * Astola, Jaako T.; and Campbell, T. George, "On Computation of the Running Median", IEEE Transactions on Acoustics, Speech, and Signal Processing, vol. ASSP-37, nr. 4, p. 572, 1989

[13] * Ataman, E.; Aatre, V. K.; and Wong, K. M., "A fast method for real time median filtering", IEEE Transactions on Acoustics, Speech, and Signal Processing, vol. ASSP-28, nr. 4, p. 415, 1980

[14] * Ataman, E.; Aatre, V. K.; and Wong, K. M., "Some Statistical Properties of Median Filters", IEEE Transactions on Acoustics, Speech, and Signal Processing, vol. ASSP-29, nr. 5, p. 1073, 1981

[15] * Ballard, Dana Harry, *Computer Vision*, Prentice-Hall, New Jersey, 1982

[16] * Bartels, Richard H.; Beatty, John C.; and Barsky, Brian A., *An Introduction to Splines for use in Computer Graphics and Geometric Modeling*, Morgan Kaufmann Publishers, Inc., Los Altos, California, 1987

[17] * Batchelor, B. G.; Brumfitt, P. J.; and Smith, B. D. V., "Command Language for Interactive Image Analysis", IEE Proceedings, vol. 127, Part E, nr. 5, p. 203, 1980

[18] * Bosch, J. G.; Reiber, J. H. C.; van Burken, G.; Gerbrands, J. J.; Gussenhoven, W. J.; Bom, N.; and Roelandt, J. R. T. C., "Automated Endocardial Contour Detection in Short Axis 2-D Echocardiograms; Methodology and Assessment of Variability", *in Computers in Cardiology 1988 conference proceedings*, IEEE Press Society, New York, 1989

[19] Bovik, Alan C.; Huang, Thomas S.; and Munson, Jr., David C., "A Generalization of Median Filtering Using Linear Combinations of Order Statistics", IEEE Transactions on Acoustics, Speech, and Signal Processing, v. 31, nr. 6, p. 1342, 1983

[20] * Bovik, Alan Conrad; Huang, Thomas S.; and Munson, David C., "The Effect of Median Filtering on Edge Estimation and Detection", IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, vol. PAMI-9, nr. 2, p. 181, 1987

[21] * Buda, Andrew J.; Delp, Edward J.; Meyer, Charles R.; Jenkins, Janice M.; Smith, David N.; Bookstein, Fred L.; and Pitt, Bertram, "Automatic Computer Processing of Digital Two-Dimensional Echocardiograms", American Journal of Cardiology, v. 52, p.384, 1983

[22] * Butz, Arthur R., "A Class of Rank Order Smoothers", IEEE Transactions on Acoustics, Speech, and Signal Processing, vol. ASSP-34, nr. 1, p. 157, 1986

[23] * Butz, Arthur R., "Some Properties of a Class of Rank Order Smoothers", IEEE Transactions on Acoustics, Speech, and Signal Processing, vol. ASSP-34, nr. 3, p. 614, 1986

[24] * Canny, John, "A Computational Approach to Edge Detection", IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, v. 8, nr. 6, p. 679, 1986

[25] * Chen, J. S.; and Medioni, G., "Detection, Localization, and Estimation of Edges", IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, v. 11, nr. 2, p. 191, 1989

[26] * Chu, C. Henry; Delp, Edward J.; and Buda, Andrew J., "Detecting Left Ventricular Endocardial and Epicardial Boundaries by Digital Two-Dimensional Echocardiography", IEEE Transactions on Medical Imaging, v. 7, nr. 2, p. 81, 1988

[27] * Cohen, Laurent D., "On Active Contour Models and Balloons", Computer Vision, Graphics and Image Processing: Image Understanding, v. 53, nr. 2, p. 211, 1991

[28] * Collins, S. M.; Skorton, D. J.; Geiger, E. A.; Nichols, J. A.; Conetta, D. A.; Pandian, N. G.; and Kerber, R. E., "Computer-assisted Edge Detection in Two Dimensional Echocardiography: Comparison with Anatomic Data", American Journal of Cardiology, v. 53, p. 1380, 1984

[29] * Collins, Steve M.; and Marcus, Melvin L., "Computers in cardiovarcular nuclear medicine", *in Cardiac Imaging and Image Processing*, edited by Collins, Steve M. and Skorton, David J., McGraw-Hill Book Company, New York, 1986

[30] Collins, Steve M.; Skorton, David J.; Prasad, N. V.; Olshansky, Brian; and Bean, Judy A., "Qunatitative Echocardiographic Image Texture: Normal Contraction-Related Variability", IEEE Transactions on Medical Imaging, v. 4, nr. 4, p. 185, 1985

[31] Cook, Larry T.; Cook, P. Nong; Lee, Kyo Rak; Batnitzky, Solomon; Wong, Bert Y. S.; Fritz, Steven L.; Ophir, Jonathan; Dwyer III, Samuel J.; Bigongiari, Lawrence R.; and Templeton, Arch W., "An Algorithm for Volume Estimation Based on Polyhedral Approximation", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, v. 27, nr. 9, p. 493, 1980

[32] * Defée, Ireneusz; and Neuvo, Yrjö, "Median-Based Zero-Crossing Edge Detectors for Closely Spaced Edges", Computer Vision, Graphics and Image Processing: Graphical Models and Image Processing, vol. 53, nr. 2, p. 196, 1991

[33] * Deriche, Rachid, "Using Canny's Criteria to Derive a Recursively Implemented Optimal Edge Detector", International Journal of Computer Vision, v. 1, nr. 1, p. 167, 1987

[34] * Detmer, Paul R.; Bashein, G.; and Martin, Roy W., "Matched Filter Identification of Left-Ventricular Endocardial Borders in Transesophageal Echocardiograms", IEEE Transactions on Medical Imaging, v. 9, nr. 4, p. 396, 1990

[35] * Dodge, H. T.; Sandler H.; Ballew, D. W.; and Lord, J. D., Jr., "The use of biplane angiocardiography for the measurement of left ventricular volume in man", American Heart Journal, vol. 60, p.762, 1960

[36] Dong, Lixin; Pelle, Gabriel; Brun, Philippe; and Unser, Michael, "Adaptive Myocardial Border Tracking in M-Mode Echocardiograms", Signal Processing, v. 22, p. 95, 1991

[37] Duncan, James S., "Knowledge Directed Left Ventricular Boundary Detection in Equilibrium Radionuclide Angiocardiography", IEEE Transactions on Medical Imaging, v. 6, nr. 4, p. 325, 1987

[38] * Eklundh, Jan-Olof; and Rosenfeld, Azriel, "Some Relaxation Experiments Using Triples of Pixels", IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, vol. SMC-10, nr. 3, p. 150, 1980

[39] * Farin, Gerald, *Curves and Surfaces for Computer Aided Geometric Design. A Practical Guide*, Academic Press, Inc, London, England, 1988

[40] * Feigenbaum, Harvey, *Echocardiography*, 3rd edition, Lea & Febiger, Philadelphia, 1981

[41] * Feigenbaum, H.; Wolfe, S. B.; Popp, R. L.; Haine, C. L.; and Dodge H. T., "Correlation of ultrasound with angiography in measuring left ventricular diastolic volume", American Journal of Echocardiography, vol. 23, p. 111, 1969

[42] * Feng, Jie; Lin, Wei-Chung; and Chen, Chin-Tu, "Epicardial Boundary Detection Using Fuzzy Reasoning", IEEE Tranasactions on Medical Imaging, v. 10, nr. 2, p. 187, 1991

[43] * Finkelhor, Robert S.; Sun, Jing-Ping; Castellanos, Miguel; and Bahler, Robert S., "Predicting Left Heart Failure after a Myocardial Infarction: A Preliminary Study of the Value of Echocardiographic Measures of Left Ventricular Filling and Wall Motion", Journal of the American Society of Echocardiography, vol. 4, p. 215, 1991

[44] * Fischler, Martin A.; and Bolles, Robert C., "Random Sample Consensus: A Paradigm for Model Fitting with Applications to Image Analysis and Automated Cartography", Communications of the ACM, p. 726, 1981

[45] * Folland, E. D.; Parisi, A. F.; Moynihan, P. F.; Jones, D. R.; Feldman C. L.; and Tow, D. E., "Assessment of Left Ventricular Ejection Fraction and Volumes by Real-Time, Two--Dimensional Echocardiography - A Comparison of Cineangiographic and Radionuclide Techniques", Circulation, vol. 60, p. 760, 1979

[46] * Folland, Edward D.; and Parisi, Alfred F., "Ventricular Volume and Function", *in Textbook of Two-Dimensional Echocardiography*, edited by Talano, James V. and Gardin, Julius M., Grune & Stratton, Inc., Orlando, 1983

[47] * Fortuin, N. J.; Hood, W. P., Jr.; and Craige E., "Evaluation of left ventricular function by echocardiography", Circulation, vol. 46, p. 26, 1972

[48] * Fortuin, N. J.; Hood, W. P., Jr.; Sherman E.; and Craige E., "Determination of left ventricular volumes by ultrasound", Circulation, vol. 44, p. 575, 1971

[49] * Friedland, N.; and Adam, Dan, "Automatic Ventricular Cavity Boundary Detection from Sequential Ultrasound Images Using Simulated Annealing", IEEE Transactions on Medical Imaging, v. 8, nr. 4, p. 266, 1989

[50] * Gallagher, Neal C.; and Wise, Gary L., "A Theoretical Analysis of the Properties of Median Filters", IEEE Transactions on Acoustics, Speech, and Signal Processing, vol. ASSP-29, nr. 6, p. 1136, 1981

[51] * Garcia, Ernest; Gueret, Pascal; Bennett, Matthew; Corday, Eliot; Zwehl, Werner; Meerbaum, Samuel; Corday, Stephen; Swan, H. J. C.; and Berman, Daniel, "Real time computerization of two-dimensional echocardiography", American Heart Journal, v. 101, nr. 6, p.783, 1981

[52] * Gardin, Julius M.; "Nomenclature and Standards", *in Textbook of Two-Dimensional Echocardiography*, edited by Talano, James V. and Gardin, Julius M., Grune & Stratton, Inc., Orlando, 1983

[53] * Gardin, Julius M.; and Talano, James V., "History and Instrumentation", *in Textbook of Two-Dimensional Echocardiography*, edited by Talano, James V. and Gardin, Julius M., Grune & Stratton, Inc., Orlando, 1983

[54] * Geiser, Edward A.; and Oliver, Leslie H., "Echocardiography: Physics and Instrumentation", *in Cardiac Imaging and Image Processing*, edited by Collins, Steve M. and Skorton, David J., McGraw-Hill Book Company, New York, 1986

[55] Gelberg, Harris, J.; Brundage, Bruce, H.; Glantz, Stanton; and Parmley, William, W., "Quantitative Left Ventricular Wall Motion Analysis: A Comparison of Area, Chord and Radial Methods", Circulation, v. 59, nr. 5, p. 991, 1979

[56] * Gerritsen, F. A.; and Verbeek, P. W., "Implementation of Cellular Logic Operators Using 3 × 3 Convolutions and Lookup Table Hardware", Computer Vision, Graphics, and Image Processing, v. 27, nr. 1, p. 115, 1984

[57] * Gibbons, J. D., *Nonparametric Statistical Inference*, McGraw-Hill, New York, 1971

[58] * Gibson, D. G., "Estimation of left ventricular size by echocardiography", British Heart Journal, vol. 35, p. 128, 1973

[59] * Gonzalez, Rafael C.; and Wintz, Paul, *Digital Image Processing*, Addison-Wesley Publishing Company, Reading, Massachusetts, 1977

[60] * Gonzalez, Rafael C.; and Woods, Richard E., *Digital Image Processing*, Addison-Wesley Publishing Company, Reading, Massachusetts, 1992

[61] * Grattoni, Paolo; and Bonamini, Rodolfo, "Contour Detection of the Left Ventricular Cavity from Angiographic Images", IEEE Transactions on Medical Imaging, v. MI-4, nr. 2, p. 72, 1985

[62] * Grimson, W. E. L.; and Hildreth, E. C., "Comments on Digital Step Edges from Zero Crossing of Second Directional Derivatives", IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, v. 7, nr. 1, p. 121, 1985

[63] * Grube, Eberhard; Becher, Harald; and Backs, Bernd, "Automatic Contour Finding and Digital Subtraction Technique in 2-Dimensional Echocardiography", *in Digital Techniques in Echocardiography*, edited by J. Roelandt, Martinus Nijhoff Publishers, Dordrecht, The Netherlands, 1987

[64] Haddon, J. F.; and Boyce, J. F., "Unification of Image Segmentation and Edge Detection", IEE Proceedings, v. 137, Part I, nr. 3, 1990

[65] * Han, Chia Yung; Lin, Kwun Nan; Wee, William G.; Mintz, Robert M.; and Porembka, David T., "Knowledge-Based Image Analysis for Automated Boundary Extraction of Transesophageal Echocardiographic Left-Ventricular Images", IEEE Transactions on Medical Imaging, v. 10, nr. 4, p. 602, 1991

[66] * Haralick, R. M., "Author's Reply", IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, v. 7, nr. 1, p. 127, 1985

[67] * Haralick, Robert M., "Digital Step Edges from Zero Crossing of Second Directional Derivatives", IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, v. 6, nr. 1, p. 58, 1984

[68] Haralick, Robert M.; and Shapiro, Linda G., "Image Segmentation Techniques", Computer Vision, Graphics, and Image Processing, v. 29, p. 100, 1985

[69] * Haralick, Robert M.; Sternberg, Stanley R.; and Zhuang, Xinhua, "Image Analysis Using Mathematical Morphology", IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, vol. PAMI-9, nr. 4, p.532, 1987

[70] * Horn, B. K. P.; and Weldon Jr., E. J., "Filtering Closed Curves", IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, v. 8, nr. 5, p. 665, 1986

[71] * Huang, Thomas S.; Yang, George J.; and Tang, Gregory, Y., "A Fast Two-Dimensional Median Filtering Algorithm", IEEE Transactions on Acoustics, Speech, and Signal Processing, vol. ASSP-27, nr. 1, p. 13, 1979

[72] * Jacobus, Charles J.; and Chien, Robert T., "Two New Edge Detectors", IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, v. 3, nr. 5, p. 581, 1981

[73] * Jain, Anil K., *Fundamentals of Digital Image Processing*, Prentice Hall International Editions, Englewood Cliffs, New Jersey, 1989

[74] * Johnson, Johnny R., *Introduction to Digital Signal Processing*, Prentice-Hall International, London, 1989

[75] Jouan, Alexandre; Verdenet, Josette; Cardot, Jean Claude; Baud, Michel; and Duvernoy, Jacques, "Automated Detection of the Left Ventricular Region of Interest by Means of the Extraction of Typical Behaviors in Cardiac Radionuclide Angiographies", IEEE Transactions on Medical Imaging, v. 9, nr. 1, p. 5, 1990

[76] Kaneko, Toyohisa; and Mancini, Paolo, "Strait-Line Approximation for the Boundary of the Left Ventricular Chamber from a Cardiac Cineangiogram", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, v. 20, nr. 6, p. 413, 1973

[77] * Kasparis, T.; and Eichmann, G., "Vector Median Filters", Signal Processing, vol. 13, nr. 3, p. 287, 1987

[78] * Kass, Michael; Witkin, Andrew; and Terzopoulos, Demetri, "Snakes: Active Contour Models", International Journal of Computer Vision, v. 1, nr. 4, p. 321, 1988

[79] * Kennedy, J. W.; Trenholme, S. E.; and Kasser, I. S., "Left ventricular volume and mass from single-plane cineangiocardiogram. A comparison of anteroposterior and right anterior oblique methods", American Heart Journal, vol. 80, p.343, 1970

[80] * Klingler, Joseph W.; Vaughan, Clifton L.; Fraker, Theodore D.; and Andrews, Lee T., "Segmentation of Echocardiographic Images Using Mathematical Morphology", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, v. 35, nr. 11, p. 925, 1988

[81] * Koenigsberg, David I.; and Ganote, Charles, "Anatomy of the Heart", *in Textbook of Two-Dimensional Echocardiography*, edited by Talano, James V. and Gardin, Julius M., Grune & Stratton, Inc., Orlando, 1983

[82] * Kuecherer, Helmut F.; Kee, Laura L.; Modin, Gunnard; Cheitlin, Melvin D.; and Schiller, Nelson B., "Echocardiography in Serial Evaluation of Left Ventricular Systolic and Diastolic Function: Importance of Image Acquisition, Quantitation, and Physiologic Variability in Clinical and Investigational Applications", Journal of the American Society of Echocardiography, vol. 4, p. 203, 1991

[83] * Lacroix, Vinciane, "A Three-Module Strategy for Edge Detection", IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, v. 10, nr. 6, p. 803, 1988

[84] * Lamberti, Claudio; and Sgallari, Fiorella, "A Workstation-Based System for 2-D Echocardiography Visualization and Image Processing", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, v. 37, nr. 8, p. 796, 1990

[85] * Lee, James S. J.; Haralick, Robert M.; and Shapiro, Linda G., "Morphologic Edge Detection", IEEE Journal of Robotics and Automation, v. 3, nr. 2, p. 142, 1987

[86] * Lunscher, Wolfram H. H. J., "The Assymptotic Optimal Frequency Domain Filter for Edge Detection", IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, v. 5, nr. 6, p. 678, 1983

[87] * Lunscher, Wolfram H. H. J.; and Beddoes, Michael P., "Optimal Edge Detector Design I: Parameter Selection and Noise Effects", IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, v. 8, nr. 2, p. 178, 1986

[88] * Lunscher, Wolfram H. H. J.; and Beddoes, Michael P., "Optimal Edge Detector Design II: Coefficient Quantization", IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, v. 8, nr. 2, p. 178, 1986

[89] * Lunscher, Wolfram H. H. J.; and Beddoes, Michael P., "Optimal Edge Detector Evaluation", IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, v. 16, nr. 2, p. 304, 1986

[90] * Mailloux, Guy E.; Bleau, André; Bertrand, Michel; and Petitclerc, Robert, "Computer Analysis of Heart Motion from Two-Dimensional Echocardiograms", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, v. 34, nr. 5, p. 356, 1987

[91] * Maragos, Petros; and Schafer, Ronald W., "Corrections to Morphological Filters - Parts I and II", IEEE Transactions on Acoustics, Speech, and Signal Processing, vol. ASSP-37, nr. 4, p. 597, 1989

[92] * Maragos, Petros; and Schafer, Ronald W., "Morphological Filters - Part I: Their Set-Theoretic Analysis and Relations to Linear Shift-Invariant Filters", IEEE Transactions on Acoustics, Speech, and Signal Processing, vol. ASSP-35, nr. 8, p. 1153, 1987

[93] * Maragos, Petros; and Schafer, Ronald W., "Morphological Filters - Part II: Their Relations to Median, Order-Statistic, and Stack Filters", IEEE Transactions on Acoustics, Speech, and Signal Processing, vol. ASSP-35, nr. 8, p. 1170, 1987

[94] * Marques de Sá, J. P.; Monteiro, A. M. P.; and Abreu-Lima, C., "Estimation of Cavity Centroids and Regions of Interest in Echocardiographic Images", Xth ICPR, International Conference on Pattern Recognition, p. 659, Atlanta, USA, 1990

[95] * Marques de Sá, J. P.; Monteiro, A. M. P.; e Abreu-Lima, C., "Determinação de Centróides de Cavidades em Imagens Ecocardiográficas", RecPad 89, 1º Encontro da Associação Portuguesa de Reconhecimento de Padrões, p. II.1, Porto, 1989

[96] * Marr, D.; and Hildreth E., "Theory of Edge Detection", Proceedings of the Royal Society of London, v. B-207, p. 187, 1980

[97] * Maurincomme, Eric; Friboulet, Denis; Finet, Gérard; Magnin, Isabelle; and Reiber, Johan H. C., "ADDER: A Snake-Based Segmentation Approach for Intravascular Ultrasound Images", *in DICTA - 93 Conference Proceedings - Digital Image Computing: Techniques and Applications*, edited by Fung, Ka Kit, and Ginige, Athula, v. 1, p. 422, Sydney, 1993

[98] McCann, Hugh A.; Sharp, Joseph C.; Kinter, Thomas M.; McEwan, Christopher Neill; Barillot, Christian; and Greenleaf, James F., "Multidimensional Ultrasonic Imaging for Cardiology", Proccedings of the IEEE, v. 76, nr. 9, p. 1063, 1988

[99] * Meier, George D.; Ziskin, Marvin C.; Santamore, William P.; and Bove, Alfred A., "Kinematics of the Beating Heart", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. BME-27, p. 319, 1980

[100] * Melendo, Enrique Garcia; and Delp, Edward J., "A Technique for the Visualization and Analysis of Cardiac Wall Motion by Two-Dimensional Echocardiography", IEEE Transactions on Medical Imaging, v. 8, nr. 1, p. 104, 1989

[101] Moritz, William E.; Pearlman, Alan S.; McCabe, Daniel H.; Medema, Douglas K.; Ainsworth, Mark E.; and Boles, Mark S., "An Ultrassonic Technique for Imaging the Ventricle in Three Dimensions and Calculating Its Volume", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, v. 30, nr. 8, p. 482, 1983

[102] * Moynihan, Paul F.; Parisi, Alfred F.; and Feldman, Charles L., "Quantitative Detection of Regional Left Ventricular Contraction Abnormalities by Two-dimensional Echocardiography - I. Analysis of Methods", Circulation, vol. 63, p.752, 1981

[103] * Nakagawa, Yasuo; and Rosenfeld, Azriel, "A Note on the Use of Local min and max Operations in Digital Picture Processing", IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics, vol. SMC-8, nr. 8, p. 632, 1978

[104] * Nalwa, Vishvjit S.; and Binford, Thomas O., "On Detecting Edges", IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, v. 8, nr. 6, p. 699, 1986

[105] * Narendra, Patrenahalli M., "A Separable Median Filter for Image Noise Smoothing", IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, vol. PAMI-3, nr. 1, p. 20, 1981

[106] * Nilsson, N. J., *Problem-Solving Methods in Artificial Intelligence*, McGraw-Hill, New York, 1971

[107] * Nodes, Thomas A.; and Gallagher, Neal C., "Median Filters: Some Modifications and Their Properties", IEEE Transactions on Acoustics, Speech, and Signal Processing, vol. ASSP-30, nr. 5, p. 739, 1982

[108] * Oppenheim, Alan V.; and Schafer, Ronald W., *Digital Signal Processing*, Prentice-Hall International, London, 1975

[109] * Oppenheim, Alan V.; and Schafer, Ronald W., *Discrete-Time Signal Processing*, Prentice-Hall International, London, 1989

[110] * Pandian, Natesa G.; Skorton, David J.; and Kerber, Richard E., "Ischemic Heart Disease", *in Textbook of Two-Dimensional Echocardiography*, edited by Talano, James V. and Gardin, Julius M., Grune & Stratton, Inc., Orlando, 1983

[111] * Papoulis, Athanasios, *Probability, Random Variables and Stochastic Processes*, McGraw-Hill, New York, 1981

[112] * Parisi, A. F.; Moynihan, P. F.; Feldman, C. L.; and Folland, E. D., "Approaches to Determination of Left Ventricular Volume and Ejection Fraction by Real-Time Two--Dimensional Echocardiography", Clinical Cardiology, vol. 2, p.257, 1979

[113] * Pasian, Fabio; and Crise, Alessandro, "Restoration of Signals Degraded By Impulse Noise by Means of a Low-Distortion Non-Linear Filter", Signal Processing, vol. 6, nr. 1, p. 67, 1984

[114] Peleg, Shmuel; and Rosenfeld, Azriel, " A Min-Max Medial Axis Transformation", IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, v. 3, nr. 2, p. 208, 1981

[115] * Peleg, Shmuel; and Rosenfeld, Azriel, "Determining Compatibility Coeficients for Curve Enhancement Relaxation Processes", IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, vol. SMC-8, nr. 7, p. 548, 1978

[116] Perona, Pietro; and Malik, Jitendra, "Scale-Space and Edge Detection Using Anisotropic Diffusion", IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, v. 12, nr. 7, p. 629, 1990

[117] * Pitas, Ioannis; and Venetsanopoulos, Anastasios N., "Nonlinear Mean Filters in Image Processing", IEEE Transactions on Acoustics, Speech and Signal Processing, vol. ASSP-34, nr. 3, p. 573, 1986

[118] * Pombo, J. F.; Troy, B. L.; and Russel, R. O., Jr., "Left ventricular volumes and ejection fraction by echocardiography", Circulation, vol. 43, p. 480, 1971

[119] * Popp, R. L.; and Harrison D. C., "Ultrassonic cardiac echography for determining stroke volume and valvular regurgitation", Circulation, vol. 41, p. 493, 1970

[120] Prasad, R. Sai; and Srinivasan, T. M., "An Image Processing Method for Cardiac Motion Analysis", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, v. 34, nr. 3, p. 244, 1987

[121] * Pratt, William K., *Digital Image Processing*, 2nd Edition, John Wiley & Sons, New York, 1991

[122] Price, C. B.; Wambacq, P.; and Oosterlinck, A., "Image Enhancement and Analysis with Reaction-Diffusion Paradigm", IEE Procedings, v. 137, part I, nr. 3, p. 136, 1990

[123] * Quinones, M. A.; Gaasch, W. H.; and Alexander, J. K., "Influences of acute changes in preload, afterload, contractile state, and heart rate on ejection and isovolumic indices of myocardial contractility in man", Circulation, vol. 53, p. 293, 1976

[124] * Rafael, José A. S., *Desenvolvimento de um Sistema de Angiografia de Equilíbrio*, Dissertação de Doutoramento, Aveiro, 1988

[125] * Rao, V. V. Bapeswara; and Rao, K. Sankara, "A New Algorithm for Real-Time Median Filtering", IEEE Transactions on Acoustics, Speech, and Signal Processing, vol. ASSP--34, nr. 6, p. 1674, 1986

[126] * Reingold, Edward M.; Nievergelt, Jurg; and Deo, Narsingh, *Combinatorial Algorithms: Theory and Practice*, Prentice-Hall, New Jersey, 1977

[127] * Ren, Jian-Fang; Kotler, Morris N.; Hakki, A-Hamid; Panidis, Ioannis P.; Mintz, Gary S.; and Ross, John, " Quantitation of regional left ventricular function by two-dimensional echocardiography in normals and patients with coronary artery disease", American Heart Journal, vol. 110, p.552, 1985

[128] * Robotham, James L.; Takata, M.; Berman, M.; and Harasawa, Y., "Ejection Fraction Revisited", Anesthesiology, vol. 74, p.172, 1991

[129] * Rogers, David F., *Procedural Elements for Computer Graphics*, McGraw-Hill Book Company, New York, 1985

[130] * Rosenfeld, Azriel; and Kak, Avinash C., *Digital Picture Processing*, 2nd Edition, Vol. 1, Academic Press, New York, 1982

[131] * Rosenfeld, Azriel; and Kak, Avinash C., *Digital Picture Processing*, 2nd Edition, Vol. 2, Academic Press, New York, 1982

[132] * Rosenfeld, Azriel; and Smith, Russel C., "Thresholding Using Relaxation", IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, vol. PAMI-3, nr. 5, p. 598, 1981

[133] Santamore, William P.; DiMeo, Frank N.; and Lynch, Peter R., "A Comparative Study of Various Single-Plane Cineangiocardiographic Methods to Measure Left-Ventricular Volume", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, v. 20, nr. 6, p. 417, 1973

[134] Santos, Maria Beatriz A. S., "Análise Assistida por Computador de Cineangiogramas do Ventrículo Esquerdo", Dissertação de Doutoramento, Aveiro, 1989

[135] * Schachter, Bruce J.; Lev, Amos; and Rosenfeld, Azriel, "An Application of Relaxation Methods to Edge Reinforcement", IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, vol. SMC-7, nr. 11, p. 813, 1977

[136] * Schalkoff, Robert J., *Digital Image Processing and Computer Vision*, John Wiley & Sons, New York, 1989

[137] Scher, Ann; Dias Velasco, Flavio R.; and Rosenfeld, Azriel, "Some New Image Smoothing Techniques", IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, v. 10, nr. 3, p. 153, 1980

[138] * Schnittger, Ingela; Fitzgerald, Peter J.; Gordon, Elaine P.; Alderman, Edwin L.; and Popp, Richard L., "Computerized quantitative analysis of left ventricular wall motion by two-dimensional echocardiography", Circulation, vol. 70, p. 242, 1984

[139] * Serra, Jean, "Introduction to Mathematical Morphology", Computer Vision, Graphics, and Image Processing, vol. 35, p. 283, 1986

[140] * Serra, Jean, *Image Analysis and Mathematical Morphology*, Academic Press, New York, 1982

[141] * Serra, Jean, *Image Analysis and Mathematical Morphology, Volume 2: Theorethical Advances*, Academic Press, New York, 1988

[142] * Shanmugam, K. S.; Dickey, F. M.; and Green, J. A., "An optimal frequency domain filter for edge detection in digital pictures", IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, v. 1, nr. 1, p. 37, 1979

[143] * Sheehan, F. H.; Dodge, H. T.; Mathey, D.; Brown, B. G.; Bolson, E. L.; and Mitten, S., "Application of the centerline method: analysis of change in regional left ventricular wall motion in serial studies", *in Computers in Cardiology*, p. 97, IEEE Computer Society, Los Angeles, 1982

[144] * Shen, Jun; and Castan, Serge, "An Optimal Linear Operator for Step Edge Detection", Computer Vision, Graphics, and Image Processing: Graphical Models and Image Processing, v. 54, nr. 2, p. 112, 1992

[145] Sinha, P. K.; and Hong, Q. H., "An Improved Median Filter", IEEE Transactions on Medical Imaging, v. 9, nr. 3, p. 345, 1990

[146] * Sklenar, Jiri; Jayaweera, Ananda R.; and Kaul, Sanjiv, "A Computer-aided Approach for the Quantitation of Regional Left Ventricular Function Using Two-dimensional Ecocardiography", Journal of the American Society of Echocardiography, vol. 5, p. 33, 1992

[147] * Skorton, David J.; and Geiser, Edward A., "Three-Dimensional Echocardiography: A Geometric Reconstruction", *in Textbook of Two-Dimensional Echocardiography*, edited by Talano, James V. and Gardin, Julius M., Grune & Stratton, Inc., Orlando, 1983

[148] * Skorton, David J.; Chandran, K. B.; Collins, Steve M.; Petree, Lawrence P.; McPherson, David D.; Olshansky, Brian; Noel, Michael P.; and Kerber, Richard E., "Three--dimensional ultrasonic cardiac reconstruction: general aspects and application to finite element analysis of the left ventricle", *in Simulation and Imaging of the Cardiac System*, edited by Samuel Sideman and Rafael Beyar, Martinus Nijhoff Publishers, Dordrecht, The Netherlands, 1985

[149] * Skorton, David J.; Collins, Steve M.; and Kerber, Richard E., "Digital image processing and analysis in echocardiography", *in Cardiac Imaging and Image Processing*, edited by Collins, Steve M. and Skorton, David J., McGraw-Hill Book Company, New York, 1986

[150] * Skorton, David J.; McNary, Charles A.; Child, John S.; Newton, F. Carter; and Shah, Pravin M., "Digital Image Processing of Two Dimensional Echocardiograms: Identification of the Endocardium", American Journal of Cardiology, v. 48, p. 479, 1981

[151] * Song, Jisheng; and Delp, Edward J., "The Analysis of Morphological Filters with Multiple Structuring Elements", Computer Vision, Graphics, and Image Processing, vol. 50, p. 308, 1990

[152] * Sternberg, Stanley R., "Grayscale Morphology", Computer Vision, Graphics, and Image Processing, vol. 35, nr. 3, p. 333, 1986

[153] * Stevenson, Robert L.; and Arce, Gonzalo R., "Morphological Filters: Statistics and Further Syntactic Properties", IEEE Transactions on Circuits and Systems, vol. CAS-34, nr. 11, p. 1292, 1987

[154] * Suk, Minsoo; and Hong, Soonho, "An Edge Extraction Technique for Noisy Images", Computer Vision, Graphics, and Image Processing, v. 25, p. 24, 1984

[155] * Talano, James V.; and Gardin, Julius M., "Normal Two-Dimensional Echocardiographic Measurements for Adults", *in Appendix B of Textbook of Two-Dimensional Echocardiography*, Grune & Stratton, Inc., Orlando, 1983

[156] * Tan, Hin Leong; Gelfand, Saul B.; and Delp, Edward J., "A Comparative Cost Function Approach to Edge Detection", IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, v. 19, nr. 6, p. 1337, 1989

[157] * Teichholz, L. E.; Kreulen, T.; Herman, M. V.; and Gorlin, R., "Problems in echocardiographic volume determinations: echocardiographic-angiographic correlations in the presence and absence of asynergy", American Journal of Cardiology, vol. 37, p. 7, 1976

[158] Thomas, Judith G.; Peters II, Richard Alan; and Jeanty, Philippe, "Automatic Segmentation of Ultrasound Images Using Morphological Operators", IEEE Transactions on Medical Imaging, v. 10, nr. 2, p. 180, 1991

[159] * Torre, Vincent; and Poggio, Tomaso A., "On Edge Detection", IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, v. 8, nr. 2, p. 147, 1986

[160] * Troy, B. L.; Pombo, J.; and Rackley C. E., "Measurement of left ventricular wall thickness and mass by echocardiography", Circulation, vol. 45, p.602, 1972

[161] * Ueda, K.; Kuwaki, K.; and Inoue K., "Three-dimensional display and volume determination of the left ventricle by two-dimensional echocardiography", American Journal of Cardiology, vol. 45, p. 471, 1980

[162] Unser, M.; Pelle, G.; Brun, P.; and Eden M., "Automated Extraction of Serial Myocardial Borders from M-Mode Echocardiograms", IEEE Transactions on Medical Imaging, v. 8, nr. 1, p. 96, 1989

[163] * Van Vliet, Lucas J.; Young, Ian T.; and Beckers, Guus L., "A Nonlinear Laplace Operator as Edge Detector in Noisy Images", Computer Vision, Graphics and Image Processing, vol. 45, p. 167, 1989

[164] * Verbeek, P. W.; Vrooman, H. A.; and Van Vliet, L. J., "Low-Level Image Processing by Max-Min Filters", Signal Processing, vol. 15, nr. 3, p. 249, 1988

[165] * Vos, P. H.; Vosspoel, A. M.; and Pawels, E. K. J., "Quantitative Assessment of Wall Motion in Multiple-Gated Studies Using Temporal Fourier Analysis", Journal of Nuclear Medicine, v. 24, p. 388, 1983

[166] Watanabe, Yoshiaki, "A Method of Volume Estimation by Using Vector Areas and Centroids of Serial Cross Sections", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, v. 29, nr. 3, p. 202, 1982

[167] Watanabe, Yoshiaki; Nose, Yoshiaki; Sanefuji, Seiya; Yokota, Masao; and Nakamura, Motoomi, "A Method to Estimate Volume and Surface Area of Organ by Two--Dimensional Echocardiography", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, v. 28, nr. 3, p. 294, 1981

[168] * Werman, Michael; and Peleg, Shmuel, "Min-Max Filters in Texture Analysis", IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, vol. PAMI-7, nr. 6, p.730, 1986

[169] * Wolfe, Edwin R.; Delp, Edward J.; Meyer, Charles R.; Bookstein, Fred L.; and Buda, Andrew J., "Accuracy of Automatically Determined Borders in Digital Two-Dimensional Echocardiography Using a Cardiac Phantom", IEEE Transactions on Medical Imaging, vol. MI-6, p. 292, 1987

[170] * Wong, Maylene; Bruce, Steven; Joseph, David; and Lively, Harry, "Estimating Left Ventricular Ejection Fraction from Two-Dimensional Echocardiograms: Visual and Computer-Processed Interpretations", Echocardiography, vol. 8, p. 1, 1991

[171] * Wong, Wai-Hoi; Kirkeeide, Richard L.; and Gould, K. Lance, "Computer applications in angiography", *in Cardiac Imaging and Image Processing*, edited by Collins, Steve M. and Skorton, David J., McGraw-Hill Book Company, New York, 1986

[172] Yachida, Masahiko; Ikeda, Motozo; and Tsuji, Saburo, "A Plan-Guided Analysis of Cineangiograms for Measurement of Dynamic Behavior of Heart Wall", IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, v. 2, nr. 6, p. 537, 1980

[173] * Zhang, Liang-Fu; and Geiser, Edward A., "An Approach to Optimal Threshold Selection on a Sequence of Two-Dimensional Echocardiographic Images", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, v. 29, nr. 8, p. 577, 1982

[174] * Zhang, Liang-Fu; and Geiser, Edward A., "An Effective Algorithm for Extracting Serial Endocardial Borders from 2-Dimensional Echocardiograms", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, v. 31, nr. 6, p. 441, 1984

[175] * Zwehl, Werner; Levy, Ronald; Garcia, Ernest; Haendchen, Roberto V.; Childs, William; Corday Stephen R.; Meerbaum, Samuel; and Corday, Elliot, "Validation of a computerized edge detection algorithm for quantitative two-dimensional echocardiography", Circulation, vol. 68, p. 1127, 1983

Apêndice

ABC

Módulos do SIPAFE

A. MÓDULOS DO SIPAFE

Como já se referiu no texto principal, o SIPAFE está organizado em módulos distribuídos em cinco níveis hierárquicos diferentes. Cada nível é baseado na funcionalidade daqueles que lhe ficam por baixo, construindo rotinas de mais alto nível a serem utilizadas pelo nível que lhe fica por cima. Os módulos que constituem cada nível são, tanto quanto possível, independentes entre si.

O nível inferior contém as rotinas de acesso directo ao *hardware*, sendo todos os outros independentes das suas particularidades de acesso. Torna-se assim relativamente fácil uma eventual mudança do equipamento utilizado, como as cartas de aquisição e processamento, bastando para isso reescrever os módulos afectados do último nível.

A linguagem principal utilizada foi a linguagem C tendo-se, no entanto, utilizado também extensamente a linguagem *Assembly* dos processadores *intel*. Esta última linguagem usou-se principalmente nos módulos de mais baixo nível, para maior facilidade de acesso às particularidades de programação do *hardware*, e também sempre que houve necessidade de acelerar alguns algoritmos de execução mais lenta. Em certas circunstâncias, em que se não dispunha dos serviços do sistema operativo, a utilização do *Assembly* foi também obrigatória. É de notar que todo o sistema começou a ser desenvolvido num computador pessoal baseado no processador 80286, tendo depois sido transferido para um outro com o processador 80386.

Para comodidade de consulta repete-se aqui a figura mostrando a distribuição dos módulos do SIPAFE pelos cinco níveis hierárquicos em que foi dividido.

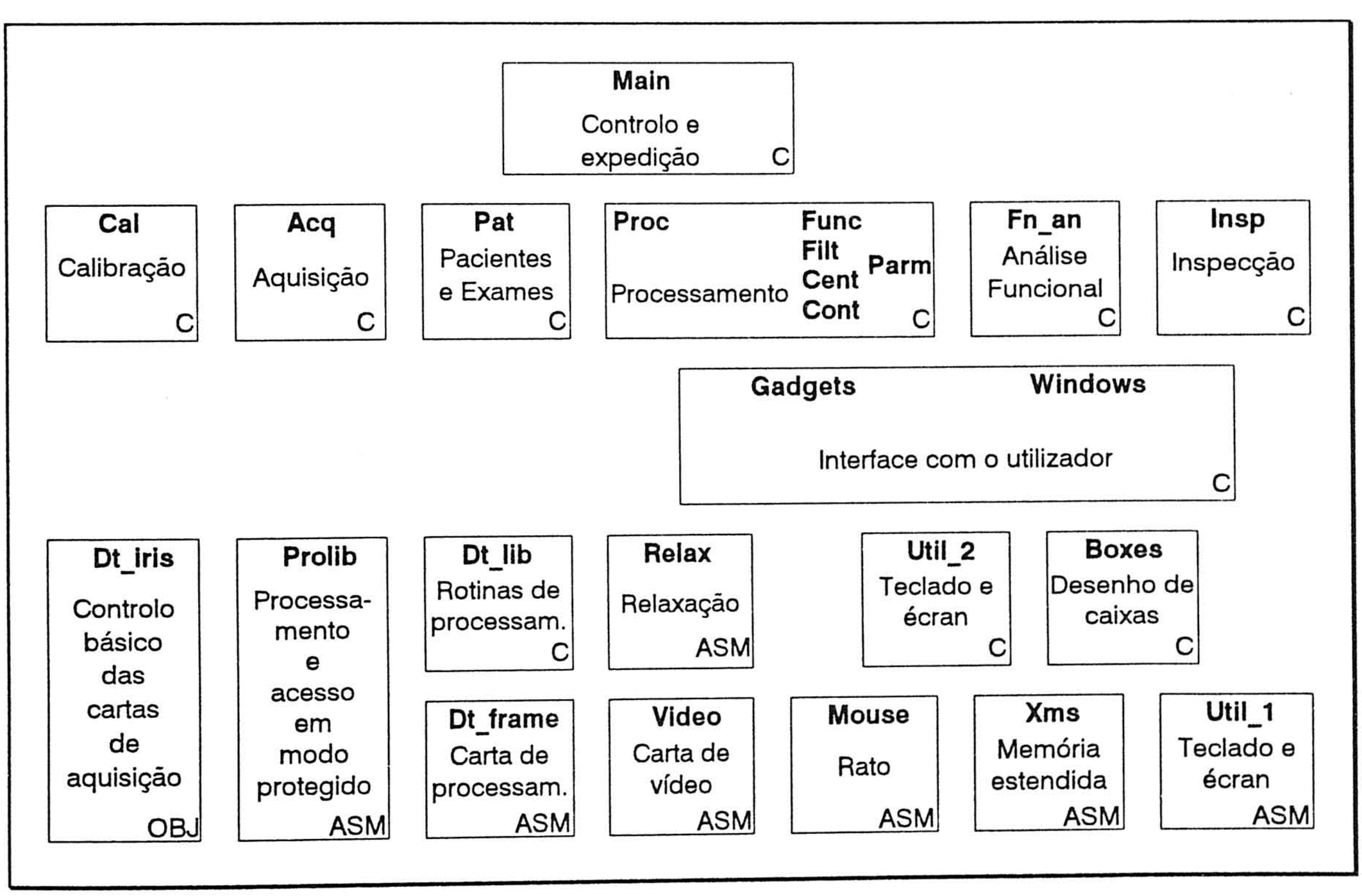


Figura 167 - Níveis e módulos do SIPAFE

Dois dos módulos contêm rotinas pertencentes aos dois níveis inferiores. Um deles foi já fornecido dessa forma pelo fabricante das cartas de aquisição e processamento, constituindo uma biblioteca contendo rotinas de acesso directo aos registos de controlo das cartas, e também rotinas de mais alto nível efectuando tarefas mais complicadas. O outro

módulo foi assim construído, para maior facilidade de implementação. O código das suas rotinas, abrangendo operações de acesso directo à memória das cartas e ainda outras operações de processamento, é muito facilitado se estiver contido no mesmo segmento de código, característica da arquitectura dos processadores *intel*.

A.1. Descrição dos módulos

Apresenta-se de seguida uma descrição das principais funções de cada módulo assim como as suas características e extensão em número de linhas de texto. Assinala-se ainda o nível a que pertence e linguagem de escrita.

- **Dt_iris** ficheiro: iscllib.lib níveis: 1 e 2 linguagem: código objecto já compilado

  Biblioteca fornecida pelo fabricante das cartas de aquisição e processamento. Contém inúmeras rotinas situando-se ao nível da programação directa das cartas, por manipulação dos seus registos, e também de transferência de informação entre a sua memória e o sistema. Contém ainda rotinas de mais alto nível, efectuando operações sobre as imagens armazenadas nas cartas, tais como operações de aquisição, operações aritméticas e lógicas, convoluções, manipulação das tabelas de transformação, desenho de gráficos e de texto e outras.

  Estas rotinas não foram muito utilizadas no SIPAFE por muitas delas conterem erros e/ou serem de execução bastante lenta, principalmente quando envolviam transferência de dados entre a memória das cartas e o processador. Nestes casos houve necessidade de desenvolver rotinas com funções idênticas e que foram incluídas noutros módulos.

  Extensão: 40 Kbytes de código objecto dos quais apenas 18 Kbytes foram incluídos no código executável.

- **Prolib** ficheiro: prolib3.asm níveis: 1 e 2 linguagem: *Assembly*

  O módulo *Prolib* contém todas as rotinas que efectuam acesso directo à memória de imagem das cartas de aquisição e processamento. Todas estas rotinas executam no modo protegido do processador, em oposição ao normal modo real de execução do sistema operativo MS-DOS[161]. A execução em modo protegido é a única forma de se ter acesso à memória com endereço físico acima de 1 Mbyte, como acontece com a memória de imagem das cartas.

  O módulo inclui várias rotinas de leitura e escrita directa de *pixels* nas memórias de imagem, como sejam *pixels* individuais, linhas, colunas, blocos rectangulares, segmentos de recta e conjuntos identificados pelos seus endereços. Estão incluídas também rotinas de mais alto nível efectuando operações locais ou entre duas memórias de imagem. Citam-se como exemplos a operação de mediana, máximos e mínimos entre imagens, mas actuando apenas numa região rectangular, desenho de elementos gráficos e de texto e a aquisição e visualização, em cadência rápida, de sequências de imagens.

  A necessidade deste acesso directo, em vez da utilização de rotinas do módulo anterior, surgiu logo quando se pretendeu ter elementos gráficos desenhados na memória de imagem e com posição controlada pelo rato. As rotinas fornecidas pelo fabricante eram demasiado lentas para permitir um movimento suave coordenado com o do rato.

  Extensão: 31 funções, 2111 linhas de texto

- **Dt_frame** ficheiro: frame58.asm nível: 1 linguagem: *Assembly*

  Rotinas para a programação directa, através dos seus registos de entrada/saída, da carta de processamento DT-2858. O módulo *Dt_iris* não inclui estas rotinas. Apenas utiliza a

---

[161] em modo protegido todo o sistema operativo MS-DOS deixa de funcionar, incluindo todos os seus serviços e rotinas de interrupção. Por isso foi necessário escrever todo este módulo em linguagem *Assembly*.

carta DT-2858 em algumas operações de mais alto nível, se estiver presente no sistema.

O módulo inclui a inicialização da carta para um estado conhecido, rotinas para a programação dos seus elementos, como sejam as tabelas de transformação de 8/16 bits, a unidade aritmética e lógica, as unidades de ampliação e deslocamento horizontal e vertical[162], o extractor de histograma e o divisor, e ainda operações elementares como a transferência de imagens de e para as memórias de aquisição, utilizando o barramento especial[163] que liga as duas cartas.

Extensão: 15 funções, 600 linhas de texto

- **Dt_lib** ficheiro: dtlib.c nível: 2 linguagem: *C*

Contém as rotinas de armazenamento e reposição de imagens em ficheiro, assim como as rotinas de redução e aumento de resolução e ainda operações que utilizam exclusivamente as tabelas de transformação. Faz chamadas apenas aos três módulos anteriores.

Extensão: 7 funções, 154 linhas de texto

- **Video** ficheiro: video.asm nível: 1 linguagem: *Assembly*

Este módulo contém algumas rotinas de programação de baixo nível da carta gráfica do sistema, que se assume ser VGA ou superior. Algumas das rotinas programam directamente os registos de controlo da carta gráfica, como seja a que a coloca no modo texto de 80 × 34 caracteres, e a que recodifica alguns caracteres para a utilização do conjunto português. Outras rotinas incluídas servem apenas de interface de mais alto nível a algumas entradas do BIOS, como sejam a alteração da cor de fronteira e a inibição de alguns atributos[164].

Extensão: 14 funções, 387 linhas de texto

- **Mouse** ficheiro: mouse.asm nível: 1 linguagem: *Assembly*

Desenvolveu-se aqui uma interface de mais alto nível aos pontos de entrada do gestor do periférico rato.

Além das funções comuns de inicialização geral e parcial, programação da forma do cursor, colocação e leitura do posicionamento, leitura do estado dos botões, velocidade de deslocamento, área de deslocamento, etc, incluíram-se outras rotinas que estendem a funcionalidade do gestor permitindo por exemplo a associação a certos eventos de funções a serem executadas apenas na altura, como a resposta a um duplo clique, de temporização programável, não incluída no gestor de periférico.

Exige-se o gestor da Microsoft, versão 6.0 ou posterior, ou qualquer outro que seja compatível.

Extensão: 29 funções, 422 linhas de texto

- **Xms** ficheiro: xms.asm nível: 1 linguagem: *Assembly*

O módulo *Xms* implementa uma interface mais amena a um gestor de memória estendida, conforme com a especificação XMS[165] versão 2.0 ou posterior. A presença deste gestor facilita bastante a consulta e a alocação de memória estendida (acima de 1 Mbyte) do sistema, necessária para a aquisição e visualização de sequências de imagens. Embora a

---

[162] operações designadas por *zoom*, *pan* e *scroll*.

[163] barramento *DT-Connect*.

[164] por exemplo, a inibição do atributo de intermitência (*blinking*) permite a utilização de um maior número de cores no plano de fundo (*background*), em modo texto.

[165] *Extended Memory Specification*.

existência de memória estendida, além do mínimo de 256 Kbytes exigidos para uma memória de imagem extra, e do respectivo gestor, não seja estritamente necessária, a sua presença é conveniente, pois pode aumentar o ritmo de aquisição e visualização das sequências.

Extensão: 3 funções, 68 linhas de texto

- **Util_1** ficheiro: utils_a.asm nível: 1 linguagem: *Assembly*

Módulo contendo rotinas de baixo nível que lidam directamente com vários periféricos do sistema, especialmente o teclado.

Estão aqui incluídas funções que operam directamente no *buffer* do teclado, como seja o aumento da sua capacidade, o seu esvaziamento, o teste da existência de algum carácter pendente, a colocação de caracteres como se proviessem do teclado, etc. Outras funções incluem a consulta directa do temporizador do sistema e o desenho de segmentos de recta em blocos de memória central, utilizando o algoritmo de Bresenham.

Extensão: 6 funções, 269 linhas de texto

- **Util_2** ficheiro: utils.c nível: 2 linguagem: *C*

Miscelânea de rotinas executando operações relacionadas com alguns dos periféricos do sistema de nível mais elevado que as do módulo anterior.

Temos rotinas relacionadas com o teclado, como por exemplo ficar à espera de uma actuação no teclado ou no rato e a leitura de teclas sem ecoar. Relacionadas com o écran temos rotinas que executam a mudança de forma do cursor de modo texto e executam a leitura e escrita de cadeias de caracteres com posição e atributos especificados. Há ainda rotinas de manuseamento e formatação de texto em cadeias de caracteres e ainda rotinas efectuando paragens de execução durante intervalos de tempo especificados.

Extensão: 8 funções, 284 linhas de texto

- **Boxes** ficheiro: boxes.c nível: 2 linguagem: *C*

Rotinas que agem como primitivas base da interface com o utilizador. Estas rotinas desenham em modo texto linhas horizontais e verticais, assim como caixilhos, quer com traço simples, quer com traço duplo. As posições, tamanhos, assim como as cores de fundo e primeiro plano podem ser especificadas.

Extensão: 8 funções, 125 linhas de texto

- **Relax** ficheiro: relax.asm nível: 2 linguagem: *Assembly*

Este módulo implementa uma única função, que executa a operação de relaxação utilizada na melhoria de declives.

Sendo esta uma das operações de mais elevado custo computacional incluída no SIPAFE optou-se pela sua implementação em linguagem Assembly, para minimizar o seu tempo de execução. Procurou-se utilizar métodos que poupassem no volume de cálculos necessários, reutilizando resultados já obtidos anteriormente. Atendendo à sua extensão a função foi inserida num módulo autónomo.

Extensão: 1 função, 892 linhas de texto

- **Windows** ficheiro: windows.c nível: 3 linguagem: *C*

Módulo, que juntamente com o seguinte, contém as rotinas de interface com o utilizador. Este módulo é o responsável pela gestão do sistema de janelas sobreponíveis utilizadas na comunicação com o utilizador.

Estão aqui as rotinas de inicialização do sistema de janelas, as de criação de novas janelas e destruição das que já não são necessárias, com reposição das que entretanto ficaram

encobertas, rotinas de interrogação e modificação das características das janelas[166], assim como as de selecção da janela activa em cada momento.

Extensão: 28 funções, 436 linhas de texto

- **Gadgets** ficheiro: gadgets.c nível: 3 linguagem: *C*

  O módulo *Gadgets* funciona em colaboração íntima com o anterior, implementando os objectos de comunicação com o utilizador de mais alto nível.

  Estão aqui implementados os sistemas de menus e sub-menus, janelas com texto estático, janelas de edição de texto, janelas de tamanho fixo para a escolha de items apresentados em listas rolantes, janelas de escolha de nomes de ficheiros para leitura ou salvaguarda, simulação de controlos deslizantes para entrada de dados e apresentação de resultados, controlos de selecção de opções mutuamente exclusivas, ou de selecção de opções múltiplas, etc. Todas estas janelas e controlos podem ser accionados pelo teclado ou através da utilização do rato, de uma forma intuitiva.

  Extensão: 35 funções, 1301 linhas de texto

- **Cal** ficheiro: incluído em spe_main.c nível: 4 linguagem: *C*

  Módulo contendo as rotinas de configuração do sistema, que permitem alterar discos e directórios por defeito, o nível de interactividade, o tipo de ecocardiógrafo e parâmetros fundamentais das operações de determinação do centróide e obtenção de um contorno. Estão também incluídas neste módulo as rotinas de calibração real ou estimada, permitindo obter as dimensões de cada *pixel* das imagens ecocardiográficas para cada aparelho e profundidade utilizados.

  Extensão: 11 funções, 522 linhas de texto

- **Acq** ficheiro: spe_acq.c nível: 4 linguagem: *C*

  Neste módulo foram incluídas as rotinas de aquisição, visualização e salvaguarda individual de imagens, a aquisição guiada das imagens de um exame e ainda a aquisição, salvaguarda e visualização de sequências de imagens. Outras funções do módulo incluem a aquisição comparada de imagens, onde a aquisição se faz numa parte do écran enquanto que na outra aparece uma imagem já adquirida anteriormente, e ainda a correcção dos campos par ou ímpar de uma imagem adquirida, se a qualidade do sinal de vídeo não for a melhor.

  Extensão: 25 funções, 1094 linhas de texto

- **Pat** ficheiro: spe_pat.c nível: 4 linguagem: *C*

  Temos aqui as rotinas para a criação, consulta, modificação e apagamento dos ficheiros de pacientes e exames ou seus registos. É aqui que se situam também as rotinas para a consulta e criação dos diagnósticos que ficam associados a cada exame, assim como a listagem e selecção do paciente por defeito. Existem também várias rotinas que transferem para a impressora muita da informação existente nos ficheiros de pacientes e exames.

  Extensão: 33 funções, 1991 linhas de texto

- **Proc** ficheiro: spe_proc.c nível: 4 linguagem: *C*

  Módulo principal de processamento. Contém as rotinas necessárias à escolha dos diversos modos de processamento e também da expedição das rotinas de processamento propriamente ditas, sendo ainda responsável pela manutenção das duas janelas de estado

---

166 como a sua posição, tamanho, título, cores de fundo e de primeiro plano, tipo de caixilho, presença ou ausência de sombra, presença ou ausência do cursor do rato, etc.

que aparecem afixadas durante o processamento das imagens. Contém também todas as rotinas encarregadas da manutenção das sequências de operações, bem assim como da automatização da sua execução. É por isso o módulo mais extenso do SIPAFE.

Extensão: 50 funções, 3357 linhas de texto

- **Func** ficheiro: spe_func.c nível: 4 linguagem: *C*

  Contém várias das rotinas que implementam as operações de processamento. Os seus parâmetros por defeito também estão aqui definidos, bem assim como a interface com o utilizador para a sua especificação no modo interactivo de processamento.

  Estão aqui implementadas as operações de mascaramento, redução, expansão, cópia, salvaguarda, reposição, normalização e plano gráfico. A interface com o utilizador relativa à operação de relaxação também faz parte deste módulo.

  Extensão: 23 funções, 1047 linhas de texto

- **Filt** ficheiro: spe_filt.c nível: 4 linguagem: *C*

  Módulo que contém as operações que aparecem no menu de filtragem. De igual forma definem-se aqui os valores por defeito dos parâmetros destas operações e a implementação da interface com o utilizador para as invocar.

  Incluem-se no módulo as operações de filtragem de média, vertical, geral e de máximo e mínimo. A interface relativa ao filtro de mediana, implementado no módulo *Prolib*, também aqui se encontra.

  Extensão: 15 funções, 816 linhas de texto

- **Cent** ficheiro: spe_cent.c nível: 4 linguagem: *C*

  Rotinas referentes à operação de determinação do centróide, bem assim como os seus parâmetros de operação e interface com o utilizador.

  Extensão: 17 funções, 739 linhas de texto

- **Cont** ficheiro: spe_cont.c nível: 4 linguagem: *C*

  Conjunto de rotinas que levam à obtenção de um contorno. Devido à complexidade da operação foi necessário dividi-la em várias funções, levando à criação de um módulo algo extenso.

  Extensão: 40 funções, 1843 linhas de texto

- **Parm** ficheiro: spe_parm.c nível: 4 linguagem: *C*

  O módulo *Parm* contém as rotinas que fazem a medição de vários parâmetros após a obtenção do contorno da cavidade presente. Os parâmetros medidos são a área da cavidade, um comprimento axial adequado à vista representada e ainda o perímetro do contorno. Faz-se também aqui a determinação do verdadeiro centróide das cavidades, após a obtenção do seu contorno.

  Extensão: 8 funções, 266 linhas de texto

- **Fn_an** ficheiro: spe_anfn.c nível: 4 linguagem: *C*

  Rotinas referentes à análise funcional do ventrículo esquerdo. Incluem o cálculo, apresentação e eventual impressão de valores que estimam os volumes sistólico e diastólico e a fracção de ejecção, segundo vários modelos. Incluem-se aqui também as rotinas necessárias à avaliação do movimento parietal com a implementação de vários sistemas de referência e modelos de movimento.

  Extensão: 47 funções, 2830 linhas de texto

- **Insp** ficheiro: spe_insp.c nível: 4 linguagem: *C*

  Este módulo engloba as rotinas referentes à visualização melhorada das imagens pertencentes aos vários exames. Temos visualizações com os contornos sobrepostos com afixação simultânea de 1, 2 ou 4 imagens, imagens suavizadas e contrastadas com a possível adição de pseudo-cor controlada pelo utilizador, e ainda afixação alternada e em cadência rápida de duas imagens com os contornos sobrepostos. É ainda neste módulo que se situam as rotinas que geram uma imagem-relatório referente a um exame, com partes de duas imagens afixadas e os resultados de análises e também um texto escrito pelo utilizador.

  Extensão: 20 funções, 969 linhas de texto

- **Main** ficheiro: parte de spe_main.c nível: 5 linguagem: *C*

  Módulo de nível mais elevado, controlando directa ou indirectamente todos os outros. Contém as declarações das variáveis globais do sistema, assim como a definição de algumas constantes e estruturas de informação. A ele pertencem-lhe as rotinas de inicialização e finalização, e a afixação do menu principal. Trata ainda do despacho do controlo de execução para os módulos do nível inferior, consoante a escolha do utilizador.

  Extensão: 9 funções, 477 linhas de texto

Fazem ainda parte do SIPAFE os ficheiros de inclusão utilizados pelos módulos escritos na linguagem *C*. Esses ficheiros contêm declarações de constantes, tipos, estruturas e variáveis definidos noutros módulos, bem assim como os protótipos das funções que vão ser chamadas. Foi necessário criar 12 desses ficheiros perfazendo um total de 661 linhas de texto.

Assim, o código fonte do SIPAFE compreende a definição de 483 funções, todas seguindo as convenções de chamada da linguagem *C*, num total de 23.274 linhas de texto.

Para a conclusão do SIPAFE foi ainda necessário desenvolver uma série de programas autónomos e bibliotecas, constituindo ferramentas de teste e afinação de parâmetros de algumas operações incluídas no projecto final. De entre as muitas ferramentas desenvolvidas destacam-se:

- display.asm - conjunto de rotinas para controlo e afixação de imagens a 256 cores em cartas SVGA suportando os modos de acesso VESA. Tamanho - 675 linhas.
- prolib2.asm - algumas das rotinas de modo protegido para sistemas com o processador 80286. Tamanho - 1817 linhas.
- profile.c - programa para teste de detectores de aresta unidimensionais aplicados aos raios emanando do centróide de uma cavidade; este programa desenha o perfil de intensidade das linhas onde vão ser aplicados os detectores, bem assim como o gráfico do resultado dessa aplicação. Permite afinar alguns parâmetros, para a execução óptima dos detectores de arestas. Tamanho - 603 linhas.
- cal_per.c - teste dos algoritmos de estimação dos valores de calibração para profundidades onde a calibração directa não foi efectuada. Tamanho - 128 linhas
- testmask.c - programa de teste e afinação do algoritmo de mascaramento. As imagens e resultados são afixados no écran do sistema, sem necessidade das cartas de aquisição e processamento. Tamanho - 390 linhas.
- testctr.c - idêntico ao anterior, mas para o algoritmo de estimação do centróide. Tamanho - 917 linhas.
- testcont.c - teste e afinação do algoritmo de obtenção de um contorno. Afixação de vários resultados intermédios. Tamanho - 1410 linhas.

- thin.c - ensaios dos algoritmos de adelgaçamento e deflação. Comparação com a extracção da linha central pela definição. Tamanho - 330 linhas.
- spline.c - ensaios dos algoritmos de aproximação por *spline*, extracção da curvatura e emparelhamento de pontos de correspondência anatómica. Ainda não incluídos no SIPAFE. Tamanho - 1255 linhas.
- spe_con2.c e spe_anf2.c - versões dos módulos *Cont* e *Fn_an* simplificados e sem exigir a presença das cartas de aquisição e processamento, mas apenas dos ficheiros de pacientes e exames, e naturalmente dos ficheiros com as imagens. Tamanho total - 4585 linhas.

O desenvolvimento de todo este *software* extra acarretou a escrita de mais 12.110 linhas de código.

A.2. Formato dos ficheiros de pacientes, de exames e de imagem

A informação relativa aos pacientes e aos exames, com os seus resultados e imagens, é mantida essencialmente em dois tipos de ficheiros: os ficheiros de paciente e de exame. Além destes o sistema mantém ainda os ficheiros de calibração, referentes aos vários aparelhos de ecocardiografia onde foram efectuadas operações de calibração, os ficheiros de sequência, com a descrição das várias sequências de processamento entretanto desenvolvidas, e ainda um ficheiro geral de configuração, para manter as mesmas características de funcionamento do sistema de uma sessão para a seguinte.

No entanto são os ficheiros de paciente e de exame os mais importantes e complexos, sofrendo maior número de manipulações ao longo da sua existência, e que convém recuperar caso sejam corrompidos por algum motivo.

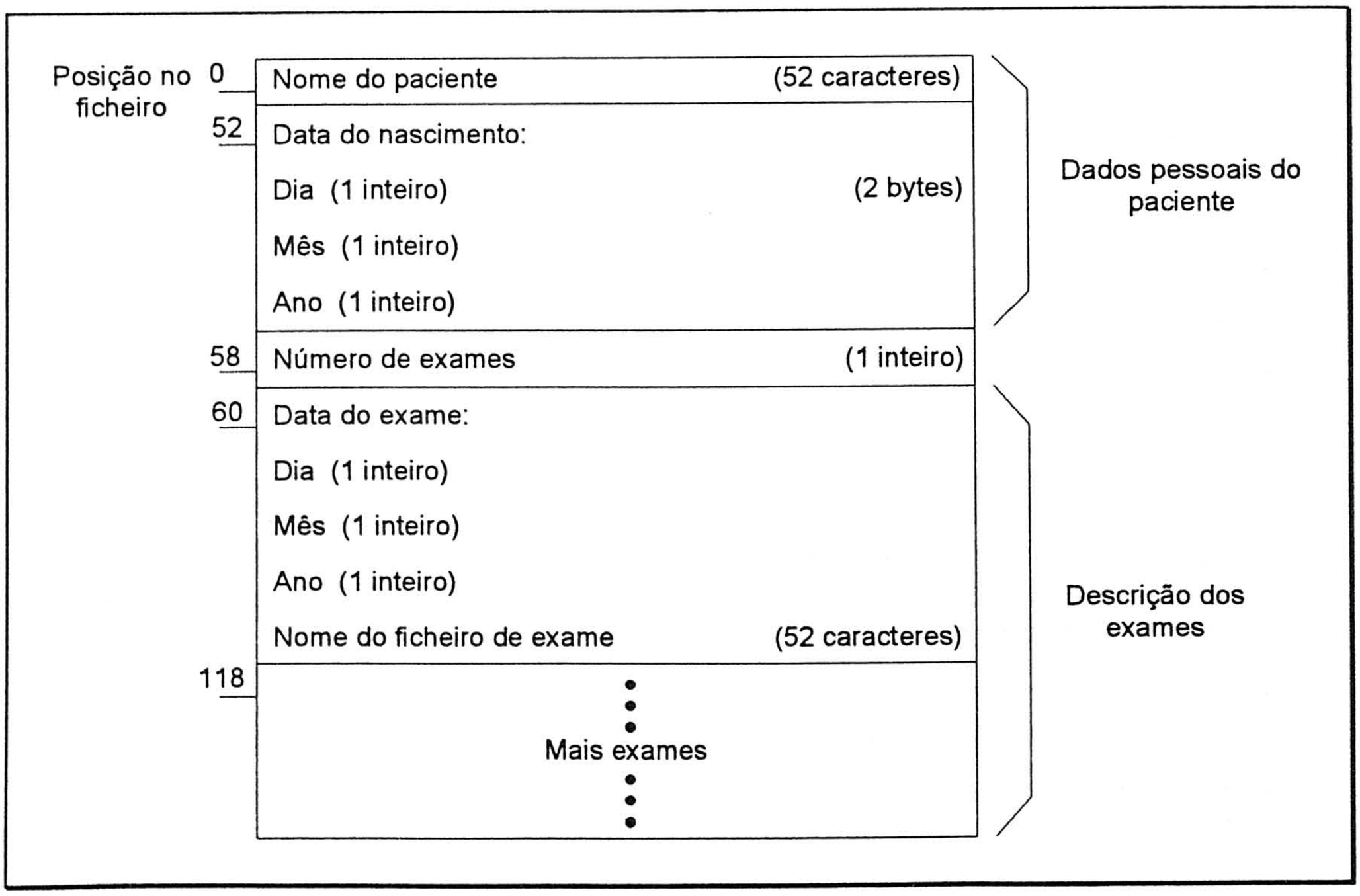


Figura 168 - Estrutura do ficheiro de paciente

Assim, os ficheiros de paciente contêm apenas os dados pessoais de cada paciente e a indicação dos exames por ele efectuados e presentes no sistema. Por seu lado, os ficheiros de exame irão conter a descrição das imagens e sequências a ele pertencentes, e adquiridas

digitalmente, bem assim como os seus eventuais resultados de processamento.

A.2.1. Ficheiros de paciente

A estrutura destes ficheiros é bastante simples, como se pode observar no esquema da figura anterior. Está armazenada, logo no início, uma série de campos de tamanho fixo contendo a informação pessoal do paciente, seguindo-se a indicação do número de exames presentes. Aparece de imediato a descrição de cada exame, com comprimento conhecido, e em número igual ao anteriormente indicado.

Relativamente aos vários exames descritos é mantido um campo distintivo, que é a data em que se realizou, que permite ao utilizador escolher rapidamente um deles nas operações onde tal selecção se torna necessária.

É de notar que o crescimento deste ficheiro é muito fácil. Basta acrescentar no fim os dados relativos a novos exames, à medida que forem sendo efectuados, e actualizar o campo que contém a indicação do número total de exames presentes.

A.2.2. Ficheiros de exame

A estrutura destes ficheiros é bastante mais complexa do que a dos anteriores. Por um lado é necessário prever o seu crescimento, ora por acrescento de novas imagens ao exame, ora por adição dos dados relativos ao processamento destas. A ordem destes acrescentos poderá ser arbitrária. Por outro lado, alguma da informação que vai ser armazenada tem comprimento variável, como é o caso da descrição dos contornos, cujo número de pontos de definição não é fixo.

Para tornar o acesso a toda esta informação rápido e eficiente e também facilitar o acrescento de nova informação, adoptou-se o formato esquematizado na figura seguinte.

Estes ficheiros possuem, como se pode ver, um conjunto de campos de comprimento fixo, colocados no seu início. Além da identificação do paciente, data do exame e aparelho utilizado, existe um índice para o local onde se encontra a descrição de 30 imagens, com possível extensão noutra parte do ficheiro, um índice para a descrição de 10 sequências de imagens, e ainda um campo de diagnósticos e outro de volumes globais sistólicos e diastólicos. Embora haja lugar para 6 resultados distintos, pela aplicação de outros tantos modelos, no SIPAFE só se usam 4 de momento.

A descrição de cada imagem e os respectivos resultados de processamento podem ocupar qualquer posição do ficheiro e possuir qualquer tamanho, sendo estas características indicadas por apontadores internos.

Com esta estrutura é sempre possível acrescentar novos campos entre a parte fixa e a parte variável, sem haver necessidade de alterar a parte da estrutura já definida. É assim uma estrutura bastante flexível e de acesso rápido, bastando seguir os apontadores internos.

A.2.3. Ficheiros de imagem

As imagens são transferidas para os respectivos ficheiros, após aquisição, pelas rotinas do fabricante da carta de aquisição, utilizando um formato próprio[167]. Os ficheiros criados desta forma contêm um cabeçalho de tamanho fixo e igual a 512 bytes, onde existe informação, entre outra, sobre as dimensões da imagem. No entanto todas as imagens individuais salvaguardadas pelo SIPAFE contêm 512 × 512 *pixels*. Os valores dos *pixels* vêm armazenados a seguir ao cabeçalho, linha por linha. Cada *pixel* ocupa 1 byte tomando um valor de 0 a 255, que traduz o seu nível de intensidade luminosa.

---

[167] formato *Data - Translation*.

Os ficheiros de sequência contêm 16 imagens, armazenadas pela ordem de aquisição, sendo de dimensões mais reduzidas. As imagens individuais da sequência contêm 128 linhas de 256 *pixels* cada, encontrando-se também armazenadas linha por linha. Quando se pretender fazer a visualização destas imagens, as linhas deverão ser repetidas, dando origem a imagens de 256 × 256 *pixels*. O tamanho global de cada um destes ficheiros é pois de 524.288 bytes.

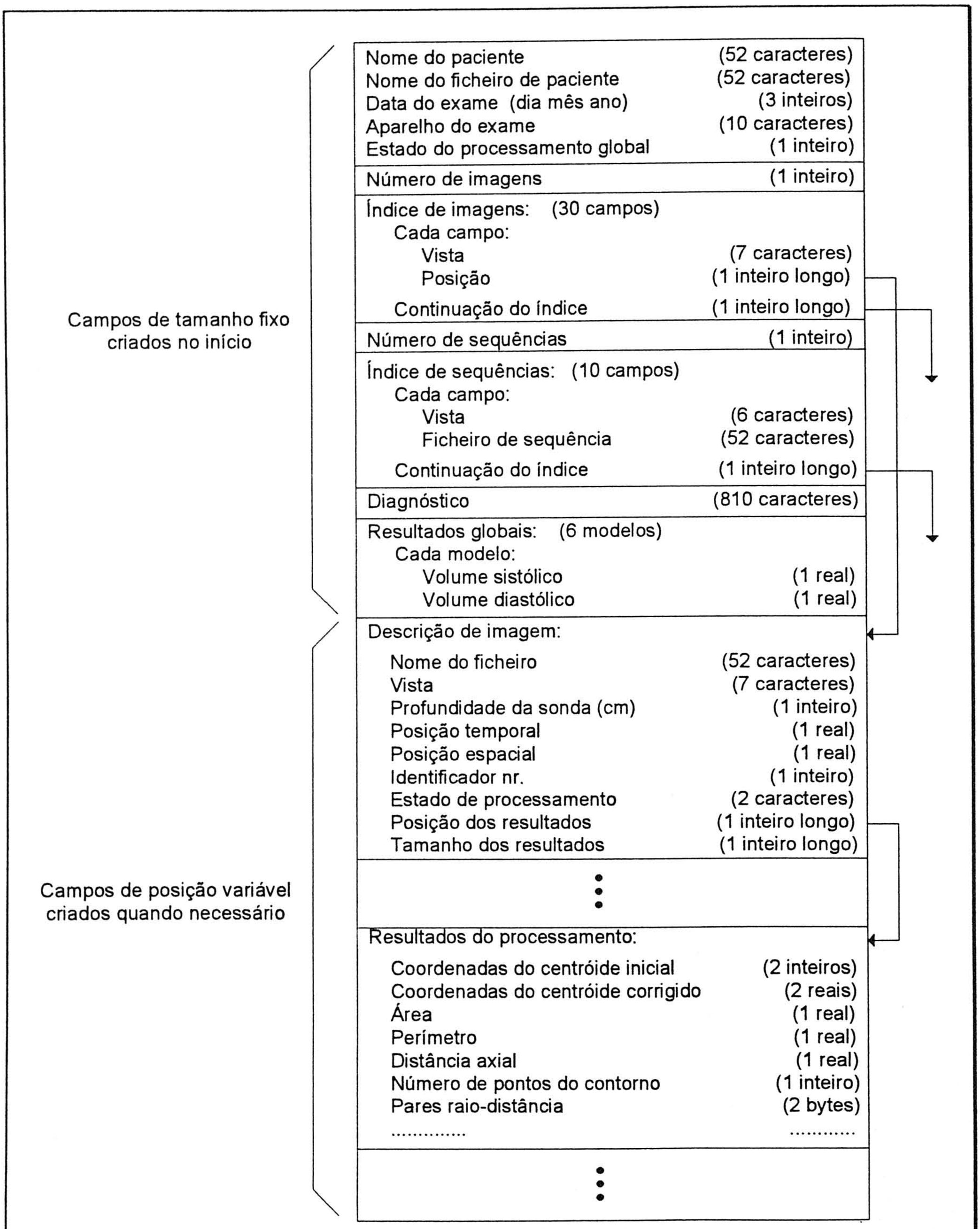
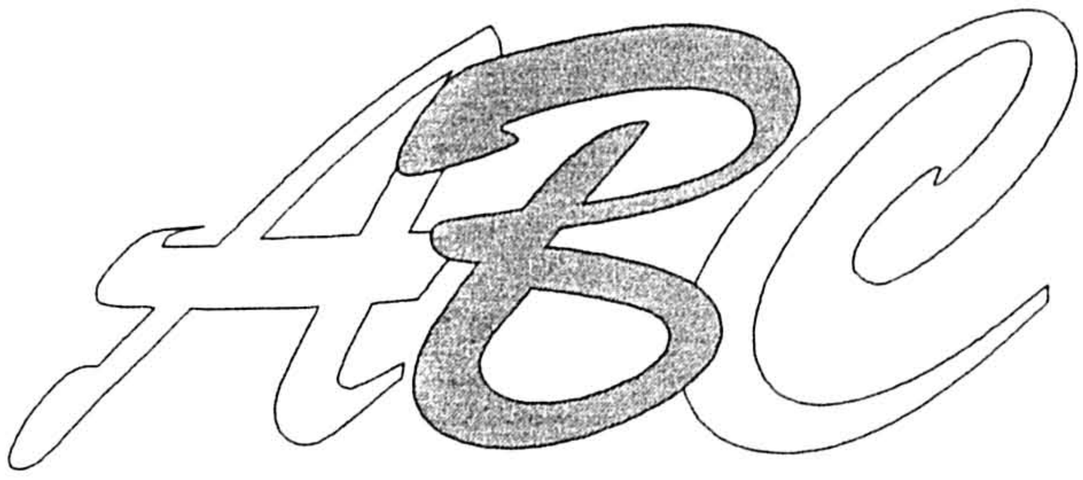


Figura 169 - Estrutura dos ficheiros de exame

A.3. Bibliografia utilizada no desenvolvimento do *software*

1. *Microsoft C Compiler*, diversos manuais referentes aos compiladores de C e ferramentas associadas para as versões 5.1, 6.0 e 7.0, Microsoft Corporation, 1987--1991
2. *Microsoft Macro Assembler Programmer's Guide - Version 6.0*, Microsoft Corporation, 1991
3. *Microsoft Mouse Programmer's Reference, 2nd Edition*, Microsoft Corporation, Microsoft Press, Redmond, Washington, 1991
4. *Microsoft MS-DOS Programmer's Reference - Version 5*, Microsoft Corporation, Microsoft Press, Redmond, Washington, 1990
5. Abrash, Michael, *Power Graphics Programming*, Que Corporation, Carmel, Indiana, 1989
6. Barkakati, Nabajyoti, *Microsoft C Bible, 2nd Edition*, SAMS - A Division of Macmillan Computer Publishing, Carmel, Indiana, 1990
7. Crawford, John H. and Gelsinger, Patrick P., *Programming the 80386*, Sybex, San Francisco, 1987
8. Duncan, Ray, *Advanced MS-DOS Programming*, 2nd Edition, Microsoft Press, Redmond, Washington, 1988
9. Kernighan, Brian W. and Ritchie, Dennis M., *The C Programming Language, 2nd Edition*, Prentice-Hall International, Englewood Cliffs, New Jersey, 1988
10. Kliewer, Bradley Dyck, *EGA/VGA - A Programmer's Reference Guide, 2nd Edition*, McGraw-Hill Publishing Company, New York, 1990
11. Schulman, Andrew; Michels, Raymond J.; Kyle, Jim; Paterson, Tim; Maxey, David; and Brown, Ralf, *Undocumented DOS - A Programmer's Guide to Reserved MS-DOS Functions and Data Structures*, Addison-Wesley Publishing Company, Reading, Massachusetts, 1990
12. Standish, Thomas A., *Data Structure Techniques*, Addison-Wesley Publishing Company, Reading, Massachusetts, 1980
13. Startz, Richard, *8087/80287/80387 for the IBM PC & Compatibles, 3rd Edition*, Brady, New York, 1988
14. Tenenbaum, Aaron M.; Langsam, Yedidyah; and Augenstein, Moshe J., *Data Structures Using C*, Prentice-Hall International, Englewood Cliffs, New Jersey, 1990
15. Tischer, Michael, *PC Intern System Programming*, Abacus, Grand Rapids, Michigan, 1992
16. Tremblay, Jean-Paul and Sorenson, Paul G., *An Introduction to Data Structures with Applications, 2nd Edition*, McGraw-Hill Publishing Company, New York, 1984
17. Young, Michael J., *MS-DOS Advanced Programming*, Sybex, San Francisco, 1988
18. Young, Michael J., *Systems Programming in Microsoft C*, Sybex, San Francisco, 1989

Apêndice



Implementação do Acesso Directo à Memória Estendida

B. IMPLEMENTAÇÃO DO ACESSO DIRECTO À MEMÓRIA ESTENDIDA

Desde que a **intel** iniciou o desenvolvimento da classe '86' de microprocessadores com o aparecimento dos seus primeiros membros, os microprocessadores i8086 e i8088, que optou por um modelo segmentado de acesso à memória. Neste modelo a memória é vista como um conjunto de espaços de endereçamento independentes, conhecidos por segmentos. Os segmentos são associados especificamente ao armazenamento de diferentes tipos de informação: os segmentos de código, contendo as instruções do programa, o segmento da *stack* e os segmentos de dados.

O endereço de uma dada posição de memória é então composto por duas partes:

- Um selector de segmento, identificando um espaço de endereçamento.
- Um deslocamento (*offset*), especificando uma posição dentro do segmento.

O processador usa o selector de segmento para encontrar o endereço do início do segmento, conhecido por endereço base, no espaço de endereçamento físico e total da memória. Seguidamente, o deslocamento é somado a este endereço base para se encontrar a posição a aceder.

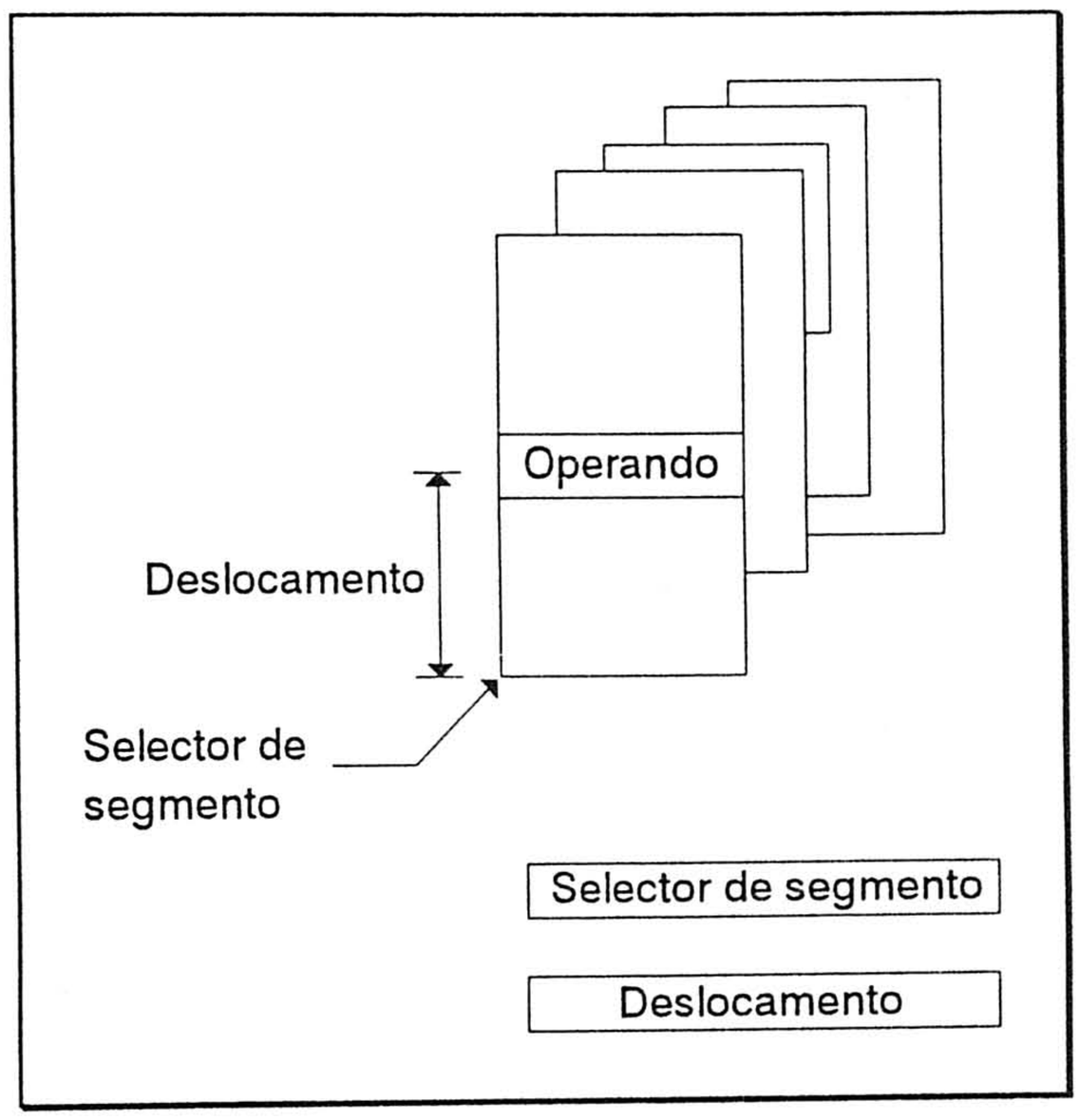


Figura 170 - Endereçamento segmentado

Nos primeiros membros da classe '86' de microprocessadores, o espaço total de endereçamento físico da memória tem um tamanho de 1 Mbyte e os segmentos um tamanho máximo fixo de 64 Kbytes, uma vez que os registos usados para manipularem os deslocamentos são de 16 bits.

É para estes microprocessadores que se desenvolveu o sistema operativo MS-DOS e grande parte do *software* ainda hoje existente.

Com o aparecimento de novas gerações de microprocessadores desta classe[168], o espaço de endereçamento físico foi crescendo e o modo de acesso à memória foi-se alterando, mas, para manter uma compatibilidade total com o sistema operativo MS-DOS e suas aplicações,

---

168 como os processadores 80186, 80188, 80286, 386SX, 386DX, 486SX, 486DX e Pentium.

todos os membros da classe possuem um modo de funcionamento perfeitamente idêntico ao primeiro membro (o processador i8086), conhecido por modo real. Além do mais todos eles iniciam o seu funcionamento nesse modo real.

A segunda geração (processador 80286) viu o seu espaço de endereçamento aumentar para 16 Mbytes, enquanto que a terceira e quarta gerações podem instalar até 4 Gbytes de memória física. No entanto, o acesso à memória com endereços acima de 1 Mbyte só pode ser feito num modo de funcionamento distinto do modo real e conhecido por modo protegido.

Para programas correndo directamente sob o sistema operativo MS-DOS o acesso a esse espaço de endereçamento estaria completamente vedado, a não ser que recorressem a um de dois processos:

- Utilização de um dos serviços do BIOS[169], (int 15h, serviço 87h), permitindo a transferência de dados entre uma zona na área de endereçamento do modo real e uma zona com endereço acima de 1 Mbyte (memória estendida).
- Implementando o próprio programa uma mudança do modo de funcionamento do processador para o modo protegido, acedendo os endereços pretendidos, e voltando depois ao modo real para continuar a execução do programa e dispôr novamente dos serviços do sistema operativo.

O primeiro método tem a desvantagem de que, se se pretender aceder a uma série de endereços não contíguos, seria necessário o mesmo número de chamadas a esse serviço, o que tornaria esse acesso algo lento. A implementação interna deste serviço contém, como é óbvio, a dupla mudança de modo de funcionamento referida no segundo método.

Por outro lado, no processador 80286, não está prevista a mudança do modo protegido para o modo real, sendo o único processo para o fazer a completa inicialização do processador através da actuação externa da linha de *reset*. Felizmente, nos sistemas compatíveis com o IBM-PC, existe o *hardware* necessário para o fazer por comando do próprio processador. No entanto, esta operação, além de complicada, é morosa[170].

Assim, quando se pretende o acesso eficiente e aleatório a uma multiplicidade de posições de memória situadas na zona estendida, deverá escolher-se o segundo método.

B.1. Endereçamento em modo real

Em modo real, o único modo de funcionamento dos processadores da primeira geração da classe '86', apenas se tem acesso ao primeiro Mbyte da memória física.

A especificação dos segmentos definidos nessa memória faz-se através do conteúdo de registos próprios, os registos de segmento, cujo tamanho é sempre de 16 bits. Existem 4 destes registos[171], conhecidos por CS (segmento de código), DS (segmento de dados), SS (segmento de *stack*) e ES (segmento extra). Os deslocamentos aparecem nos registos de uso genérico do processador ou são indicados explicitamente nas instruções. Em qualquer dos casos têm um tamanho de 16 bits, o que limita o comprimento dos segmentos a 64 Kbytes.

O endereço base dos segmentos obtém-se deslocando o conteúdo do registo de segmento respectivo de quatro posições para a esquerda, acrescentando 0's, e formando assim um valor de 20 bits (até 1 Mbyte). De certa forma, o conteúdo dos registos de segmento é um endereço real da memória física, daí a designação deste modo de funcionamento.

O endereço final de acesso obtém-se do endereço base por adição do deslocamento de 16

---

169 BIOS - *Basic Input Output System*, existente nos sistemas compatíveis com IBM - PC.

170 da ordem de 1 ms.

171 6 nos processadores de terceira e quarta geração.

bits, como se pode observar na figura seguinte.

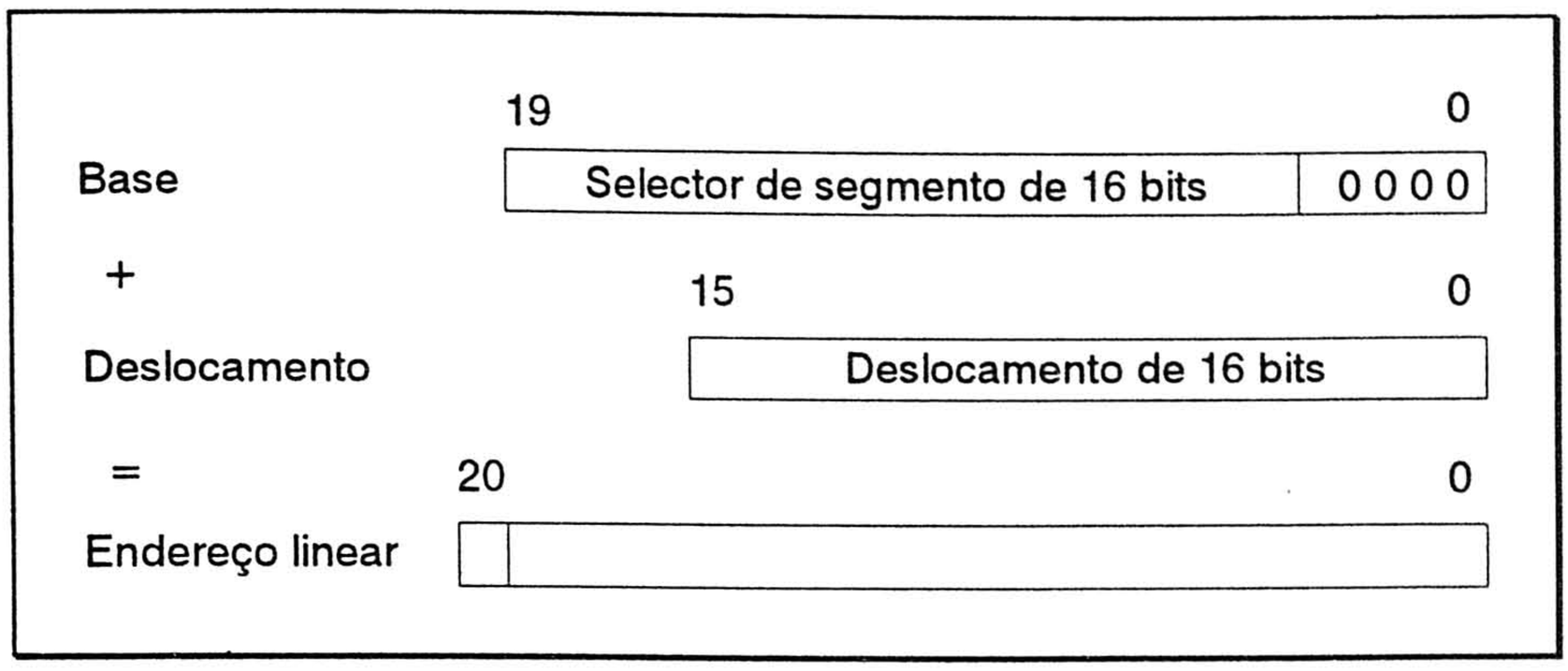


Figura 171 - Endereçamento em modo real

Nos processadores da primeira geração, o bit na 21ª posição do endereço linear, que em certos casos poderia resultar com o valor 1, não existe, limitando-se assim efectivamente o endereço máximo a 1 Mbyte - 1. Nos processadores das outras gerações é possível colocar esse bit em 1, pelo que se pode aceder, em modo real, até aproximadamente 1088 Kbytes.

B.2. Endereçamento em modo protegido

Em modo protegido, o conteúdo dos registos de segmento não indica directamente o endereço base do segmento que lhe está associado. O que na realidade está armazenado nos registos é um apontador (selector) para uma tabela, em que cada uma das suas entradas contém a descrição de um segmento. Faz parte dessa descrição o endereço base do segmento, o seu tamanho (valor do deslocamento máximo) e as especificações de acesso.

Qualquer tentativa de acesso a posições de memória além do deslocamento máximo ou que viole as especificações de acesso, dá origem a uma excepção (interrupção gerada pelo processador), protegendo assim o sistema operativo de acessos indevidos. Daqui resulta o nome de modo protegido para este modo de funcionamento.

B.2.1. A Tabela de Descritores Global

Como já se disse, em modo protegido os registos de segmento seleccionam uma das entradas de uma tabela contendo a descrição dos segmentos. Essa tabela está armazenada na memória, tem um comprimento máximo de 64 Kbytes, e pode conter até 8192 entradas, uma vez que estas ocupam um total de 8 bytes cada. Cada uma das entradas é designada por descritor de segmento, e a tabela por Tabela de Descritores Global. A própria tabela constitui um segmento na memória, cuja base e limite se encontram armazenados num registo especial do processador conhecido por GDTR[172]. A Tabela de Descritores Global pode, por sua vez, descrever outras tabelas de descritores designadas por Tabelas de Descritores Locais.

O selector, colocado nos registos de segmento, contém um bit distinguindo se o segmento se refere à Tabela Global ou à Tabela Local activa no momento[173].

Como já se depreendeu, a Tabela Global é uma só e deverá existir sempre, enquanto que poderão existir de 0 a 8191 Tabelas Locais.

---

172 GDTR - *Global Descriptor Table Register.*

173 Num dado instante apenas se encontra activa a Tabela de Descritores Global e uma das Tabelas Locais, que também é descrita num registo interno próprio do processador. É possível não existir nenhuma Tabela Local.

Na figura seguinte pode ver-se o significado atribuído à informação contida nos registos de segmento e que constitui o que se chama um selector de segmento.

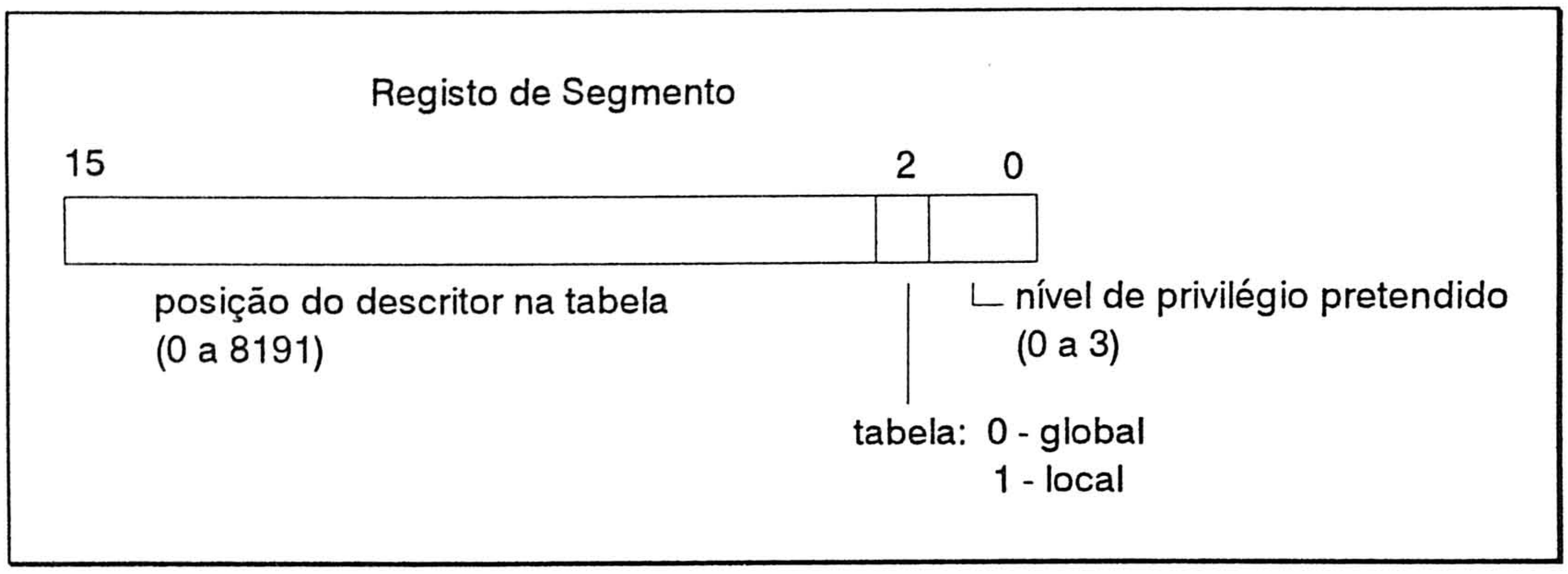


Figura 172 - Registos de segmento em modo protegido

A construção do endereço físico faz-se, como no modo real, a partir do conteúdo de um registo de segmento e de um deslocamento, especificado na instrução. Só que o endereço base é retirado do descritor contido na tabela de descritores em vez de vir directamente do registo de segmento. Na figura seguinte ilustra-se todo este processo.

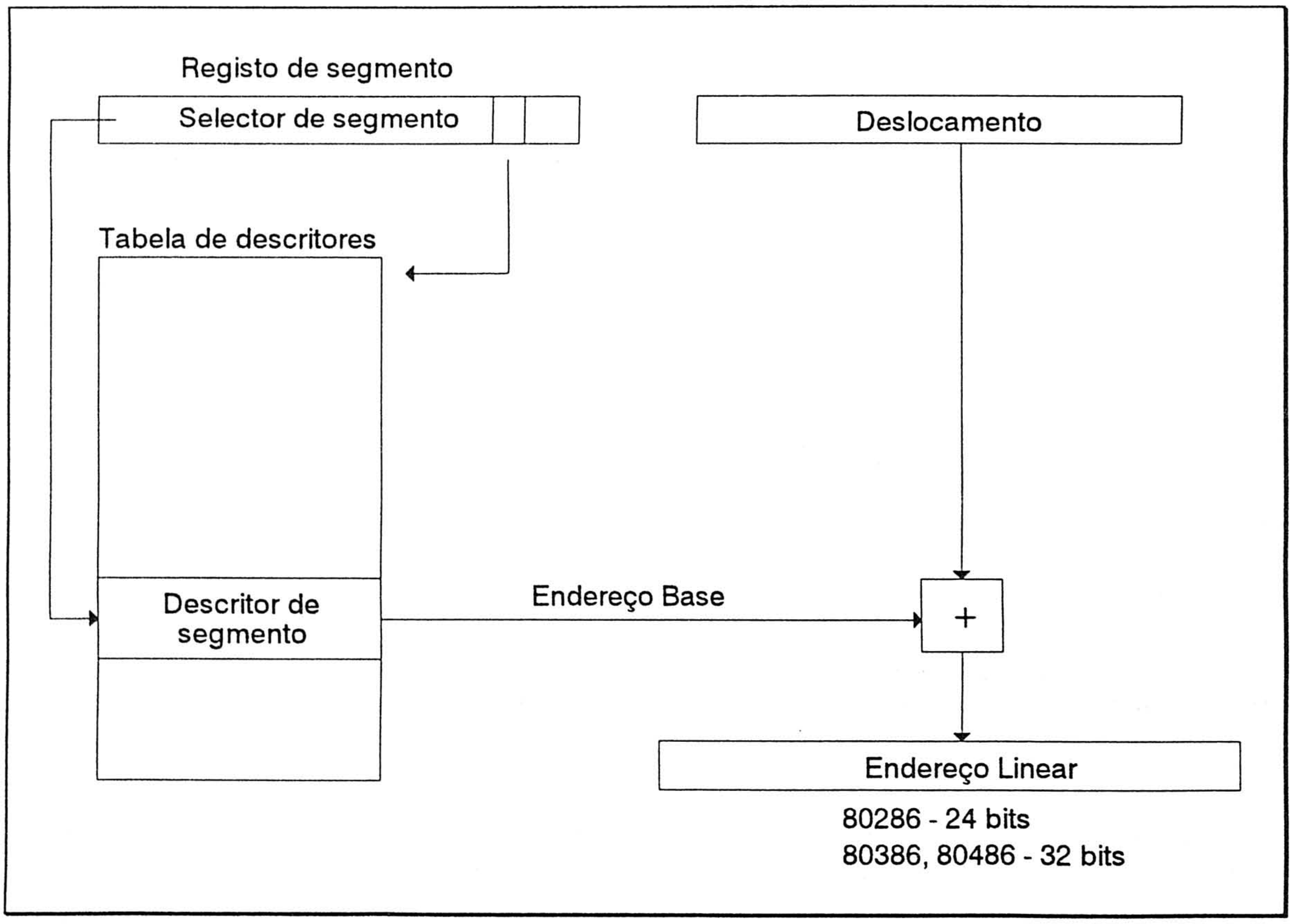


Figura 173 - Endereçamento em modo protegido

Para evitar continuadas consultas à tabela de descritores na memória, cada registo de segmento tem associado um outro registo sombra de 64 bits, não acessível directamente, para onde é copiado o descritor de segmento apontado pelo selector, sempre que este é alterado pelo programa que está a ser executado.

B.2.2. Descritores de segmentos de código e dados

O descritor de um segmento ocupa uma entrada com o tamanho de 8 bytes nas tabelas de descritores. Constitui uma estrutura de dados contendo informação sobre a localização e tamanho de um segmento, assim como informação de estado e controlo.

Existem dois tipos de descritores: os descritores de sistema, cuja utilização deverá ser exclusiva do sistema operativo e dos programas mais privilegiados, e os descritores de aplicação, utilizados para os segmentos de código, dados e *stack*. Iremos descrever apenas estes últimos que são os normalmente usados nos programas de aplicação em modo protegido.

Na figura seguinte mostra-se a constituição genérica destes descritores.

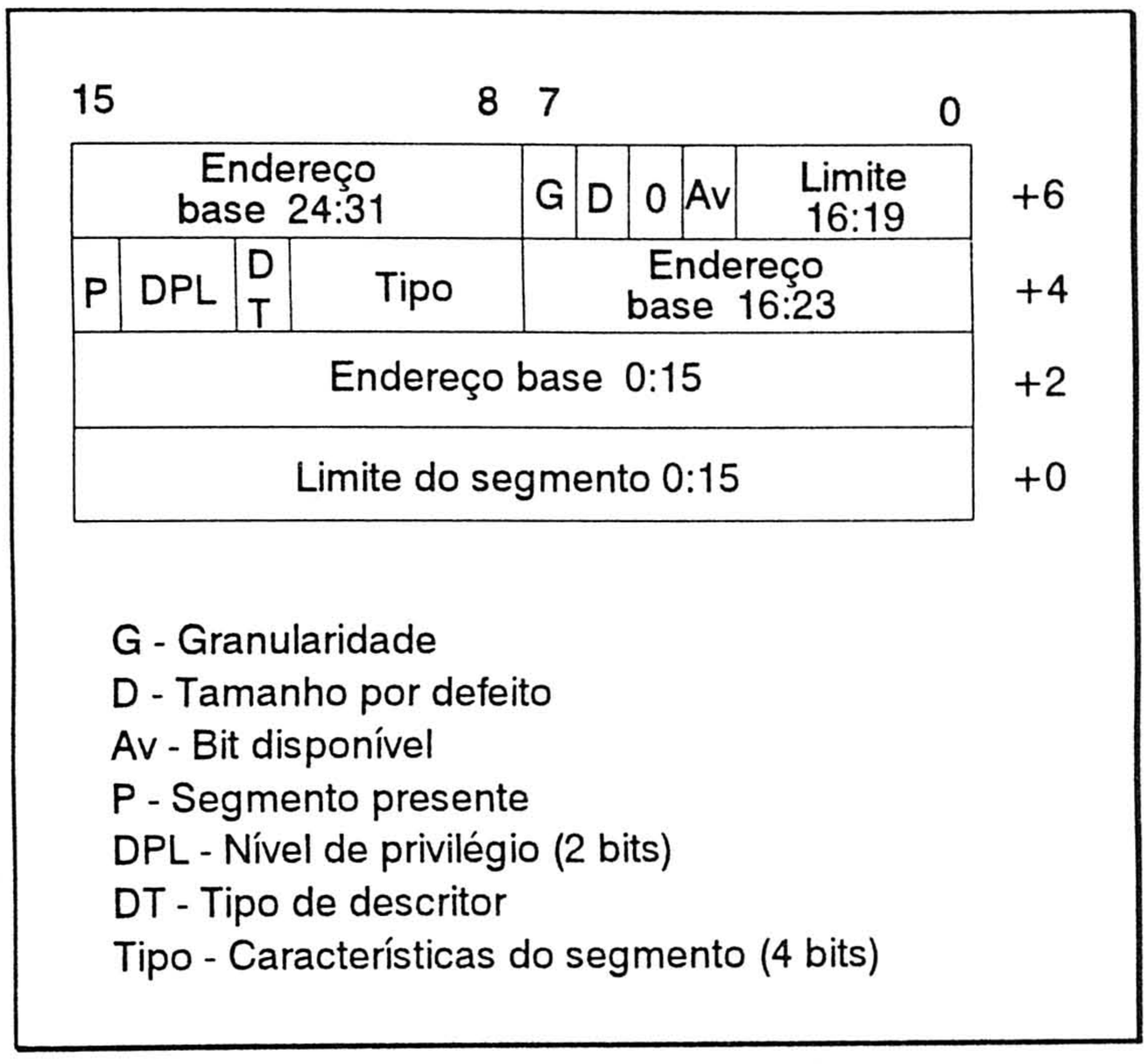


Figura 174 - Formato de um descritor de aplicação

No processador 80286 os bytes 6 e 7 são sempre constituídos por zeros limitando o endereço base a 24 bits e o limite do segmento a 16 bits, o que está de acordo com a sua arquitectura. Nos processadores 80386 e 486 ambos aqueles campos podem ir até 32 bits[174].

Assim, o significado dos vários campos do descritor é o seguinte:

- Endereço base - endereço linear onde tem início o segmento descrito; 24 bits no 80286 e 32 bits nos processadores de 3ª e 4ª gerações.
- Limite do segmento - indica o deslocamento máximo legal para acesso às posições do segmento descrito; no 80286 tem um tamanho de 16 bits, o que limita os segmentos a 64 Kbytes; no 80386 e 80486 tem um tamanho de 20 bits que podem ser interpretados de duas maneiras distintas, consoante o valor do bit de granularidade.
- G - granularidade - indica a interpretação a dar ao valor do limite; se G=0 o valor do limite é interpretado sem alterações, o que permite definir segmentos até 1 Mbyte; se G=1 o limite é interpretado acrescentando 12 bits um, o que permite levar os segmentos até 4 Gbytes com uma granularidade de 4 Kbytes (12 bits). (Este campo

174 O limite do segmento pode ir até 4 Gbytes (32 bits) com o auxílio do bit de Granularidade.

só existe nos processadores de 3ª e 4ª gerações).

- D - tamanho por defeito - se D=1 o tamanho dos operandos e deslocamentos nas instruções é tido como sendo de 32 bits se não houver indicação em contrário; se D=0 aquele tamanho é tido como sendo de 16 bits. (Este campo só existe nos processadores de 3ª e 4ª gerações).
- Av - bit disponível - este bit não é interpretado pelo processador e pode ser utilizado livremente pelo sistema operativo. (Este campo só existe nos processadores de 3ª e 4ª gerações).
- P - segmento presente - indica se o segmento descrito está ou não presente na memória física; se não estiver (P=0), qualquer tentativa de acesso gera uma excepção, que pode ser utilizada para a implementação de um esquema de memória virtual.
- DPL - nível de privilégio do segmento - define o nível de acesso do segmento de 0 até 3; apenas o código executando num nível menor ou igual poderá aceder a este segmento; o nível 0 é o mais privilegiado.
- DT - Tipo de descritor - indica se se trata de um descritor de aplicação (DT=1) ou de um descritor de sistema (DT=0).
- Tipo - define as características de acesso do segmento e distingue se se trata de um segmento de código ou dados; os vários tipos estão definidos na tabela que se segue.

Tipo	Características
0	Dados, só leitura
1	Dados, só leitura, acedido
2	Dados, leitura/escrita
3	Dados, leitura/escrita, acedido
4	Dados, só leitura, crescimento invertido
5	Dados, só leitura, crescimento invertido, acedido
6	Dados, leitura/escrita, crescimento invertido
7	Dados, leitura/escrita, crescimento invertido, acedido
8	Código, só execução
9	Código, só execução, acedido
A	Código, execução/leitura
B	Código, execução/leitura, acedido
C	Código, só execução, conformante
D	Código, só execução, conformante, acedido
E	Código, execução/leitura, conformante
F	Código, execução/leitura, conformante, acedido

O atributo 'acedido' é activado automaticamente pelo processador sempre que se carrega um registo de segmento com o selector respectivo; pode ser utilizado pelo sistema operativo nos esquemas de memória virtual. Nos segmentos de crescimento invertido são legais os acessos com deslocamento maior do que o respectivo limite. Os segmentos conformantes podem ser executados ou lidos de qualquer nível de privilégio.

B.3. Passagem de modo real a modo protegido

Todos os processadores da família 80x86 começam a sua operação em modo real, como

já se referiu. A passagem ao modo protegido faz-se simplesmente pela mudança de um bit no registo de estado do processador[175].

No entanto, antes desta passagem, é necessário executar certas operações preliminares e, logo após a mudança, são também necessárias algumas inicializações de certos registos.

Assim, antes da mudança, é indispensável a construção da Tabela de Descritores Global (GDT) e a sua caracterização através da inicialização do respectivo registo. Para o processamento de interrupções em modo protegido é também necessário criar previamente a tabela de vectores, conhecida por IDT[176] - Tabela de Descritores de Interrupção, e inicializar o respectivo registo de caracterização.

Logo após a mudança para o modo protegido, o que é conseguido com uma única instrução (LMSW), é necessário invalidar a fila de pré-busca, que poderá conter ainda instruções relativas ao modo real, e ainda colocar no registo de segmento de código (CS) um selector válido da Tabela Global, o que se consegue com a execução de uma instrução de JMP intersegmento, geralmente para a posição seguinte. Além disso, e para poderem ser utilizados, dever-se-á agora carregar todos os outros registos de segmento com selectores válidos. Posteriormente, e se for caso disso, poder-se-á construir e activar uma Tabela de Descritores Local.

O bit que controla a passagem do modo real para o modo protegido situa-se na posição menos significativa do registo de estado do processador[177], e pode ser alterado de 0 para 1 com uma instrução de escrita nesse registo. O contrário já não é válido, e requer uma instrução especial apenas existente nos processadores 80386 e 80486.

B.4. Passagem de modo protegido a modo real

No processador 80286 não é possível efectuar esta passagem directamente através da execução de instruções do processador, uma vez que não existe nenhuma que permita alterar de 1 para 0 o bit PE do registo de estado. A única forma de o fazer é inicializando novamente o processador, através da actuação externa da linha de *reset*.

Nos processadores das gerações posteriores a passagem directa pode ser conseguida, desde que se observem certas condições nas características dos segmentos presentes nesse momento nos registos de segmento.

B.4.1. Processador 80286

Para se poder efectuar a passagem do modo protegido para o modo real e manter um fluxo de execução controlado é necessária a existência de *hardware* apropriado, externo ao processador, e a colaboração do código de inicialização do sistema, normalmente colocado em ROM. Felizmente, nos sistemas compatíveis com o IBM-AT, ambos estes requisitos estão garantidos.

No IBM-AT existe um segundo processador, o microcontrolador 8042, cuja principal missão é o controlo do teclado e a transmissão dos códigos das teclas para o processador principal. No entanto, este controlador pode também efectuar outras tarefas, sob pedido do processador central, entre as quais está incluída a actuação da linha de inicialização geral do sistema, que entre outras acções, também provoca uma operação de *reset* dos dois processadores.

Na figura seguinte pode observar-se um esquema das ligações lógicas entre os dois

---

175 designado por MSW - *Machine Status Word*, no processador 80286 e CR0 - *Control Register 0* nos processadores 80386 e 80486.

176 IDT - *Interrupt Descriptor Table*

177 Bit PE - *Protect Enable*.

processadores. O controlador 8042 aceita certos comandos enviados pelo processador central através do seu porto de saída de endereço 64h. Um desses comandos (de código FEh) gera um impulso no bit menos significativo de um dos portos de saída do 8042, estando esse bit ligado à linha de inicialização geral do sistema.

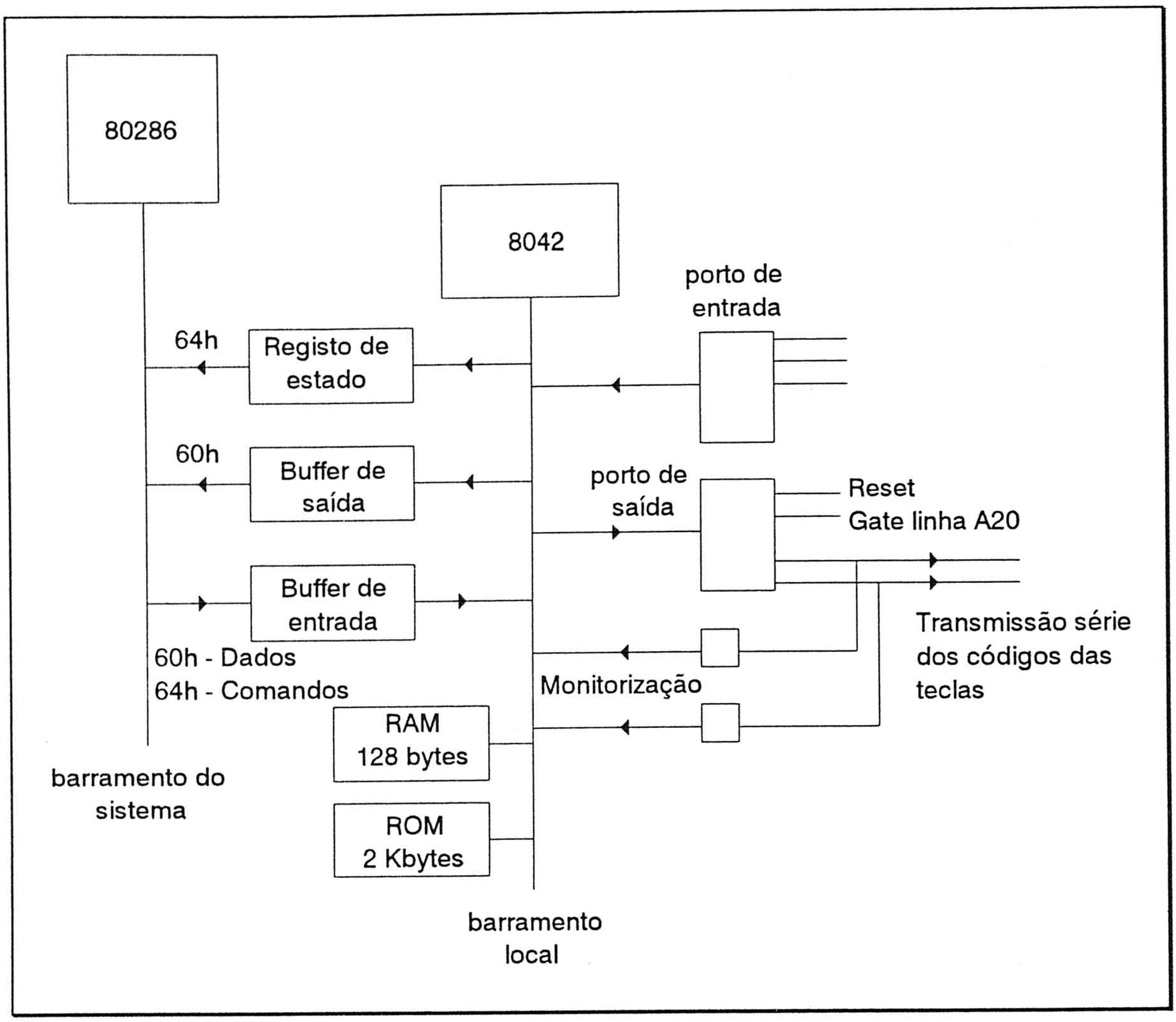


Figura 175 - O controlador do teclado 8042

Após uma operação de *reset* do processador 80286, este começará a executar o seu código de inicialização, já em modo real, a partir do endereço F000:FFF0h (segmento:deslocamento). Ora, este código começa exactamente por examinar o valor de um *byte* situado na memória CMOS do relógio em tempo real (na posição 0Fh) existente no sistema. O valor dessa posição contém normalmente o valor 0, que é o valor aí colocado quando se estabelece a alimentação do sistema.

Consoante o valor dessa posição[178], assim será a acção prosseguida pelo código de inicialização. O valor 0 determina uma inicialização normal de todo o sistema, terminando com a leitura do sistema operativo. Mas, se o valor for 5 ou 6 efectua-se uma inicialização ligeira[179] e depois executa-se um salto intersegmento para o endereço contido a partir da posição de memória 0040:0067h (deslocamento e segmento).

---

178 Designada por *shutdown command byte*.

179 Inicialização dos integrados de controlo das interrupções para o código 5 e sem qualquer inicialização para o código 6.

Assim, se antes de se ordenar a operação de *reset*, se preencherem convenientemente quer o *shutdown command byte* na CMOS-RAM, quer o endereço de salto na memória central, é possível fazer a mudança de modo de forma controlada.

B.4.2. Processadores 80386 e 80486

Nestes processadores a passagem de modo protegido a modo real pode ser feita directamente, escrevendo no registo de estado do processador (CR0), e alterando de 1 para 0 o bit PE (*protect enable*). No entanto, é necessário tomar certas precauções para que essa passagem tenha sucesso.

Assim, deverão observar-se as seguintes regras:

- A mudança deve ocorrer num segmento de código de 16 bits e com limite exactamente igual a 64 Kbytes (limite = FFFFh).
- Antes de modificar o registo CR0 e colocar o bit PE em 0, dever-se-á carregar os registos de segmento, SS, DS, ES, FS e GS com selectores de segmentos presentes, de leitura/escrita, de crescimento não invertido, com DPL=0 e exactamente com um limite de 64 Kbytes.
- Pode agora modificar-se o registo CR0 e colocar o seu bit PE em 0, usando uma instrução MOV CR0, ...
- Logo após a mudança de modo de funcionamento deverá executar-se uma instrução de JMP intersegmento que coloque em CS um valor válido em modo real. Além disso este salto invalida a fila de pré-busca.
- Deverão ser colocados nos restantes registos de segmento valores válidos em modo real.

Como se pode observar, e ao contrário do que sucede com o processador 80286, esta mudança de modo de funcionamento pode ser efectuada totalmente em *software*, sem ser necessária qualquer intervenção externa ao processador. Apesar dos vários passos envolvidos, esta mudança é centenas de vezes mais rápida do que aquilo que é possível fazer no 80286.

B.5. Implementação de rotinas a correr em modo protegido no processador 80386 e para programas MS-DOS

Pretendia-se dispor de um quadro simples para a escrita de rotinas ou funções, chamáveis de um programa em C a correr no sistema operativo MS-DOS, que efectuem a mudança para modo protegido, a fim de acederem de forma arbitrária à memória estendida, e depois regressem, já em modo real, ao programa de chamada.

Assim, o módulo de *software* desenvolvido contém dois segmentos. Um deles inclui a Tabela de Descritores Global, que é em parte previamente inicializada. O outro segmento contém o código destinado a correr em modo protegido, e ainda um conjunto de rotinas auxiliares. Todo este módulo teve de ser escrito em *assembly*.

Antes da chamada a qualquer rotina destinada a correr no modo protegido é necessário correr uma outra, **protect_ini**( ), que executa em modo real, e cuja função é preencher a parte que vai permanecer inalterada da GDT. A rotina **protect_ini**( ) deverá ser executada uma única vez.

Feitas as inicializações pode agora chamar-se qualquer das outras rotinas que irão executar em modo protegido. A chamada faz-se em modo real, como se tratasse de uma função C ordinária. Compete à rotina chamada efectuar a mudança de modo real para protegido, fazer eventuais alterações à Tabela de Descritores se houver necessidade disso, executar a sua tarefa acedendo os segmentos de memória estendida presentes na Tabela e

por fim efectuar a mudança de modo de funcionamento inversa, com reposição dos registos essenciais do processador, e retornar ao ponto de chamada, já em modo real.

Na figura que se segue pode observar-se todo este esquema de implementação e a chamada das rotinas de modo protegido.

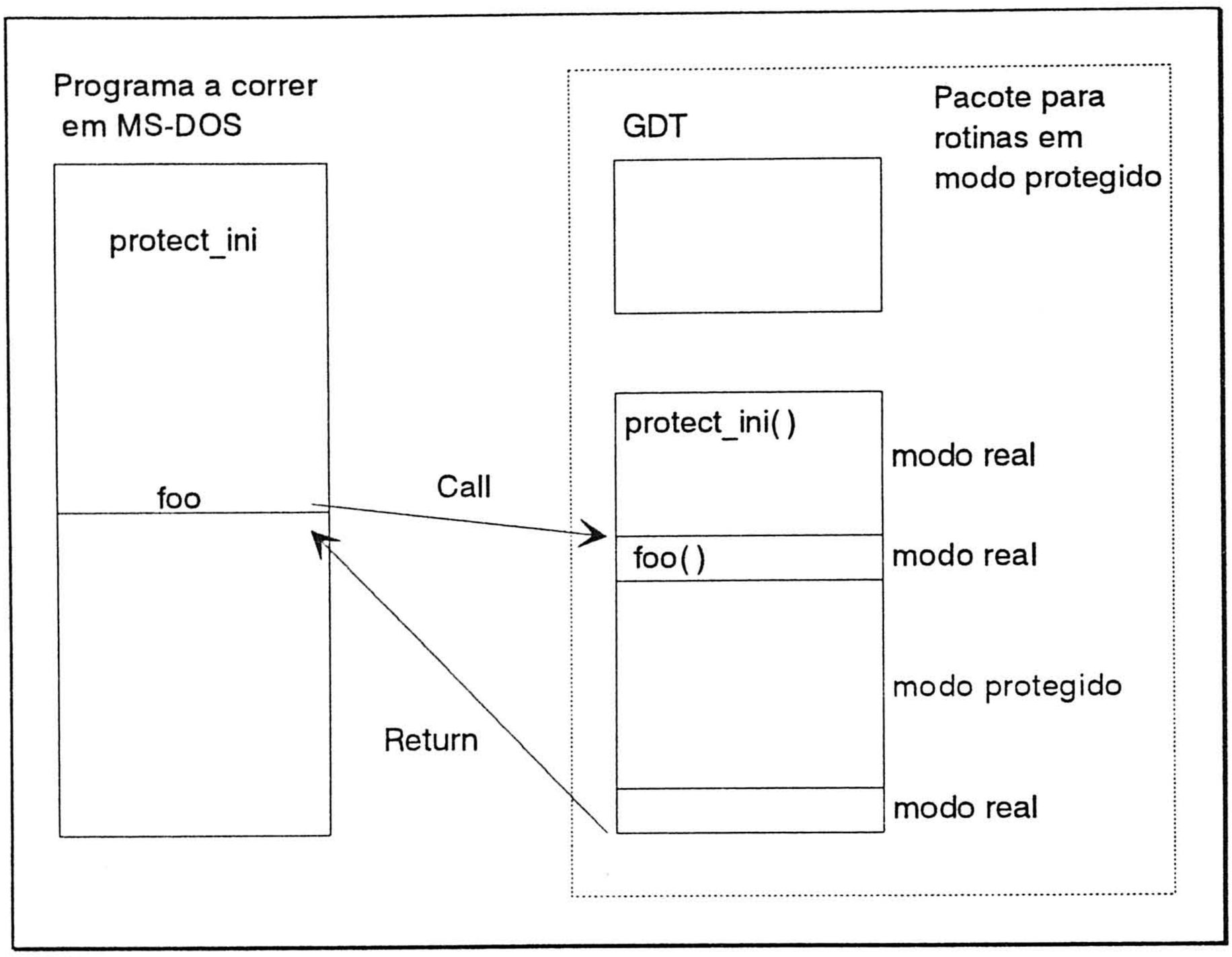


Figura 176 - Esquema do pacote de rotinas em modo protegido

Apresenta-se de seguida parte do código que implementa este pacote.

```
        .MODEL  LARGE, C
        .386p

;******************** Constant equates ********************

;--------- Access rights for the segment descriptors

code_seg_access equ     10011011b
data_seg_access equ     10010011b

;--------- Protect Enable bit in MSW or CR0

pro_bit         equ     0001h

;--------- Symbolic names for the segment selectors

null_desc       equ   0000h       ;descriptor 0, not used. Only for
                                  ;loading GDTR. Named null selector.
cs_desc         equ   0008h       ;protect mode code segment
ss_desc         equ   0010h       ;stack segment
gdt_desc        equ   0018h       ;gdt segment descriptor to allow changes
gn1_desc        equ   0020h       ;generic work descriptors
gn2_desc        equ   0028h
gn3_desc        equ   0030h
```

```
fr0_1           equ     0038h       ;selectors for the frame memory segments
fr0_2           equ     0040h       ;in the DT2851 board
fr0_3           equ     0048h
fr0_4           equ     0050h
fr1_1           equ     0060h
fr1_2           equ     0068h
fr1_3           equ     0070h
fr1_4           equ     0078h

;****************** descriptor structure definition *************
descriptor      STRUC
        seg_limit       dw      0
        base_lo_word    dw      0
        base_hi_byte    db      0
        access_rights   db      0
        reserved        dw      0
descriptor      ENDS

;****************** Jmp intersegment macro definition ***********
jmpfar          MACRO   jumpfar1, jumpfar2
                db      0EAh
                dw      (offset jumpfar1)
                dw      jumpfar2
                ENDM

;****************** GDT segment definition **********************
        .FARDATA desc_seg

ss_save         dw              ?       ;save place for real mode SS

                EVEN
gdt             LABEL   fword
gdt0            descriptor  <gdt_len,,,0,0>
gdt1            descriptor  <0FFFFh,,,code_seg_access,0>
gdt2            descriptor  <0FFFFh,,,data_seg_access,0>
gdt3            descriptor  <0FFFFh,,,data_seg_access,0>
gdt4            descriptor  <0FFFFh,,,data_seg_access,0>
gdt5            descriptor  <0FFFFh,,,data_seg_access,0>
gdt6            descriptor  <0FFFFh,,,data_seg_access,0>
gdt7            descriptor  <0FFFFh,0,0A0h,data_seg_access,0>
gdt8            descriptor  <0FFFFh,0,0A1h,data_seg_access,0>
gdt9            descriptor  <0FFFFh,0,0A2h,data_seg_access,0>
gdt10           descriptor  <0FFFFh,0,0A3h,data_seg_access,0>
gdt11           descriptor  <0FFFFh,0,0A4h,data_seg_access,0>
gdt12           descriptor  <0FFFFh,0,0A5h,data_seg_access,0>
gdt13           descriptor  <0FFFFh,0,0A6h,data_seg_access,0>
gdt14           descriptor  <0FFFFh,0,0A7h,data_seg_access,0>

gdt_len         EQU     $-gdt

;************************** Code segment ************************
        .CODE
                ASSUME  ds:desc_seg

protect_ini     PROC    USES ds

                mov     dx,desc_seg
                mov     ds,dx                   ;dx <- desc_seg
                mov     cx,offset gdt           ;cx <- gdt
                call    form_24bit_address      ;dx:cx to 24-bit dx-cl
                mov     gdt0.base_lo_word,dx
                mov     gdt0.base_hi_byte,cl    ;base address of GDT
                mov     dx,ds                   ;dx <- desc_seg
                xor     cx,cx                   ;cx <- 0000
```

```
                call    form_24bit_address
                mov     gdt3.base_lo_word,dx
                mov     gdt3.base_hi_byte,cl  ;base address of GDT segment
                mov     dx,cs                 ;dx <- code segment (this one)
                xor     cx,cx                    ;cx <- 0000
                call    form_24bit_address
                mov     gdt1.base_lo_word,dx
                mov     gdt1.base_hi_byte,cl  ;base address of CS
                mov     dx,ss                    ;dx <- stack segment
                xor     cx,cx                    ;cx <- 0000
                call    form_24bit_address
                mov     gdt2.base_lo_word,dx
                mov     gdt2.base_hi_byte,cl  ;base address of SS
                mov     ss_save,ss               ;save real mode SS
                mov     ah,enable_bit20          ;command to enable A20
                cli                              ;disable interrupts
                call    gate_a20                 ;order 8042 to enable A20
                sti                              ;enable interrupts
                ret

protect_ini     ENDP

;-------------------------------------------------------------------------
prepare         LABEL   near                     ;prepare to go to p. mode

                mov     ax,desc_seg
                mov     ds,ax
                lgdt    gdt                      ;load GDT
                smsw    ax                       ;get MSW into ax
                or      ax,pro_bit               ;change PE bit to 1
                cli                              ;no interrupts in p. mode
                retn

;-------------------------------------------------------------------------
real            LABEL   near                     ;go back to real mode

                xor     eax,eax                  ;eax <- 00000000h
                smsw    ax                       ;get MSW into ax
                and     ax,NOT pro_bit           ;change PE bit to 0
                mov     cr0,eax                  ;change to real mode
                jmpfar  @F,@curseg               ;correct CS
        @@:     mov     ax,desc_seg
                mov     ds,ax                    ;DS <- desc_seg (real mode)
                mov     ss,ss_save               ;correct SS
                sti                              ;enable interrupts
                retn

;-------------- A sample routine in protected mode -----------------

        ;+--------------------------------------+
        ;¦      void max_frame(int dest)        ¦
        ;+--------------------------------------+

max_frame       PROC    USES ds di si, dest:WORD    ;saves ds, di, si
                                                    ;parameter dest passed
                                                    ;in the stack

                call    prepare          ;prepare to go to procteted mode..
                lmsw    ax               ;load MSW with PE bit 1
                jmpfar  mx_01,cs_desc    ;go ... and correct CS register

        mx_01:  mov     ax,ss_desc       ;in protected mode ...
                mov     ss,ax            ;stack segment corrected
```

```
                .....                   ;now it is possible to access
                .....                   ;parameters in the stack, namely
                .....                   ;the parameter dest via bp

                .....                   ;loading ds, es, etc, with the
                .....                   ;rigth selectors allows access
                .....                   ;to extended memory, namely the
                .....                   ;frame buffers memory

                call    real            ;go back to real mode ...
                ret                     ;ds, di, si restored automatically

max_frame       ENDP
;*****************************************************************

                END
```

É de notar que durante a execução das rotinas em modo protegido todas as interrupções estão inibidas uma vez que não se dispõe de nenhuma das rotinas de interrupção do sistema operativo. Além disso também não se dispõe de nenhum dos serviços do MS-DOS ou BIOS, pelo que todo este código teve de ser escrito em *assembly*.

B.6. Bibliografia

1. "80286 High Performance Microprocessor with Memory Management and Protection", Data Sheet, Intel Corporation
2. "386 DX Microprocessor High Performance 32-bit CHMOS Microprocessor with Integrated Memory Management", Data Sheet, Intel Corporation
3. "i486 Microprocessor", Data Sheet, Intel Corporation
4. *386 DX Microprocessor Programmer's Reference Manual*, Intel Corporation, 1990
5. *80386 System Software Writer's Guide*, Intel Corporation, 1987
6. Crawford, John H. and Gelsinger, Patrick P., *Programming the 80386*, Sybex, San Francisco, 1987
7. *Microsoft Macro Assembler Programmer's Guide - Version 6.0*, Microsoft Corporation, 1991

Apêndice

ABC

Implementação do Algoritmo de Relaxação

C. IMPLEMENTAÇÃO DO ALGORITMO DE RELAXAÇÃO

O algoritmo de relaxação é utilizado para a acentuação de declives imediatamente antes da operação de obtenção de um contorno.

Recordando, consiste na aplicação da seguinte actualização iterativa dos níveis de cinzento dos *pixels*, pertencentes à região a tratar:

$$z_i^{(r+1)} = z_i^{(r)} \frac{255}{8} \sum_{h \in N_8(i)} \frac{(c_{cc} - c_{ce})\, z_h^{(r)} + 255 c_{ce}}{(c_{cc} - 2c_{ce} + c_{ee})\, z_i^{(r)} z_h^{(r)} + 255(c_{ce} - c_{ee})\,(z_i^{(r)} + z_h^{(r)}) + 255^2 c_{ee}} \quad (179)$$

Na equação temos a actualização do *pixel* de intensidade $z_i^{(r)}$ na iteração r e os seus 8 vizinhos $z_h^{(r)}$. As constantes c_{cc}, c_{ce} e c_{ee}, são os coeficientes de compatibilidade e são fornecidos directamente à rotina que implementa o algoritmo. A numeração dos vizinhos do *pixel* i é mostrada na figura que se segue.

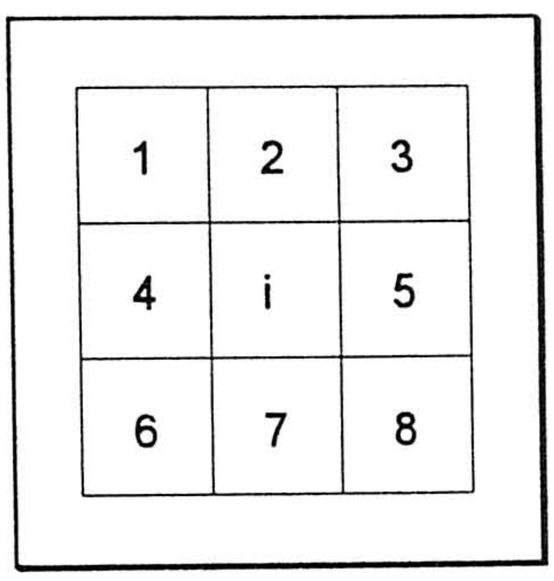


Figura 177 - Definição e numeração dos *pixels* da vizinhança $N_8(i)$

Por a equação de actualização envolver diversos produtos entre a intensidade do *pixel* actual e as dos seus vizinhos, a sua implementação descuidada pode levar a tempos de execução bastante longos, se a região a tratar tiver um tamanho razoável.

Observando com atenção o tipo de cálculos a efectuar reconhece-se que muitos deles são executados mais do que uma vez quando se move a posição do *pixel* a actualizar. Assim, por exemplo, os produtos e somas $z_i z_4$ e $(z_i + z_4)$, são os mesmos que $z_i z_5$ e $(z_i + z_5)$, quando este segundo i se referia à posição anterior na mesma linha. Do mesmo modo, alguns cálculos referentes aos vizinhos 6, 7 e 8 repetem-se quando o *pixel* a actualizar toma as posições desses vizinhos.

Aproveitando estas particularidades, e tentando manter nos registos internos do processador central e do coprocessador aritmético todos os valores intermédios dos cálculos a efectuar, foi possível acelerar a execução desta operação para cerca de 1/10 do tempo que a mesma necessitava quando escrita directamente numa linguagem de alto nível.

C.1. Redundâncias a explorar

Para evitar demasiadas mudanças entre os modos de funcionamento real e protegido do processador, mantêm-se sempre em memória os *pixels* da linha que está a ser processada e também das linhas anterior e posterior. Após o processamento de uma linha completa, cujos resultados vão sendo armazenados em memória, lê-se da memória de imagem a linha seguinte à próxima a ser processada e transferem-se para o devido lugar os resultados obtidos.

Necessita-se pois de armazenamento, na rotina de processamento, para 4 linhas de *pixels*: três com os valores originais e uma com os resultados do processamento actual. Ilustra-se na figura seguinte o movimento de informação que se faz após o processamento de

cada linha. A rotação das linhas com os valores originais é executada apenas ao nível dos seus apontadores.

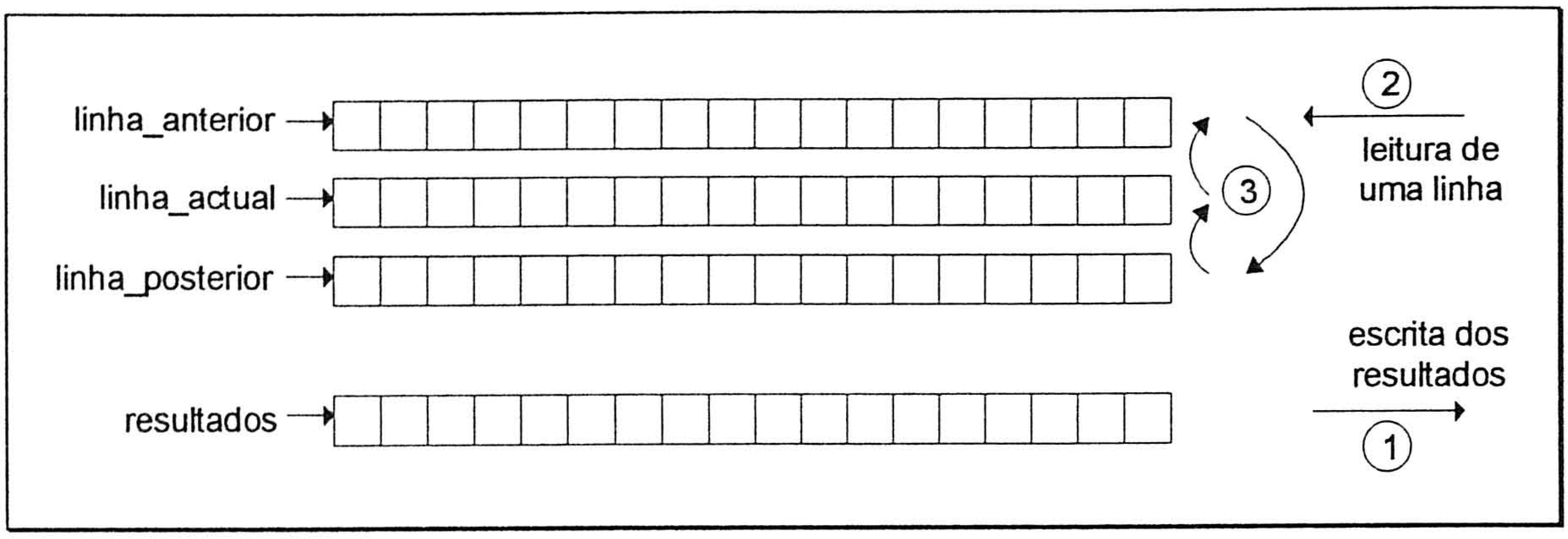


Figura 178 - Transferência de informação e armazenamento local

Chamando c_1 a c_5 aos seguintes valores constantes, para todo o processamento:

$$\begin{aligned} c_1 &= \frac{255^2}{8} c_{ce} \\ c_2 &= \frac{255}{8} (c_{cc} - c_{ce}) \\ c_3 &= 255^2 c_{ee} \\ c_4 &= 255 (c_{ce} - c_{ee}) \\ c_5 &= c_{cc} - 2c_{ce} + c_{ee} \end{aligned} \tag{180}$$

a equação de actualização reduz-se a:

$$z_i^{(r+1)} = \sum_{h \in N_8(i)} \frac{c_1 z_i^{(r)} + c_2 z_i^{(r)} z_h^{(r)}}{c_3 + c_4 (z_i^{(r)} + z_h^{(r)}) + c_5 z_i^{(r)} z_h^{(r)}} \tag{181}$$

Assim, para aproveitar todas as redundâncias, quando numa linha j e posição i se calculam as contribuições dos vizinhos 6, 7 e 8 toma-se nota, em dois vectores designados por **num** e **denom**, dos valores $(c_2 z_i z_h)$ e $(c_3 + c_4 (z_i + z_h) + c_5 z_i z_h)$, para os três vizinhos.

Veja-se a situação ilustrada na figura da página seguinte para o vector **num**, que é perfeitamente idêntica à do vector **denom**.

No entanto, quando se for processar o *pixel* seguinte (i+1) da mesma linha j, dever-se--ão recuperar os valores armazenados e calculados quando do processamento dos *pixels* da linha anterior (j-1). Para o cálculo da contribuição do vizinho 1 (da linha j, posição i+1) necessitam-se dos valores calculados quando do processamento do vizinho 8 do *pixel* i da linha j-1; para a contribuição do vizinho 2 serão precisos os valores do vizinho 7 do *pixel* i+1 da linha j-1; e finalmente relativamente ao vizinho 3, haverá necessidade dos valores referentes ao vizinho 6 do *pixel* i+2 da linha j-1.

Ora, a salvaguarda dos valores referentes ao vizinho 8 do *pixel* de posição i destrói os valores necessários ao cálculo da contribuição do vizinho 1 do *pixel* seguinte. Para evitar essa destruição há que atrasar a transferência desses valores para os vectores **num** e **denom**, até que se processe o vizinho 1 do *pixel* seguinte. Isso pode ser feito guardando esses valores em posições de armazenamento temporário, t_1 e t_2, até que possam ser transferidos para os vectores **num** e **denom**.

Outra oportunidade de utilizar valores já calculados surge quando se processa a contribuição do vizinho 4. Os valores $(c_2\ z_i\ z_h)$ e $(c_3 + c_4\ (z_i + z_h) + c_5\ z_i\ z_h)$, são os mesmos que foram calculados para o vizinho 5 do *pixel* anterior da mesma linha.

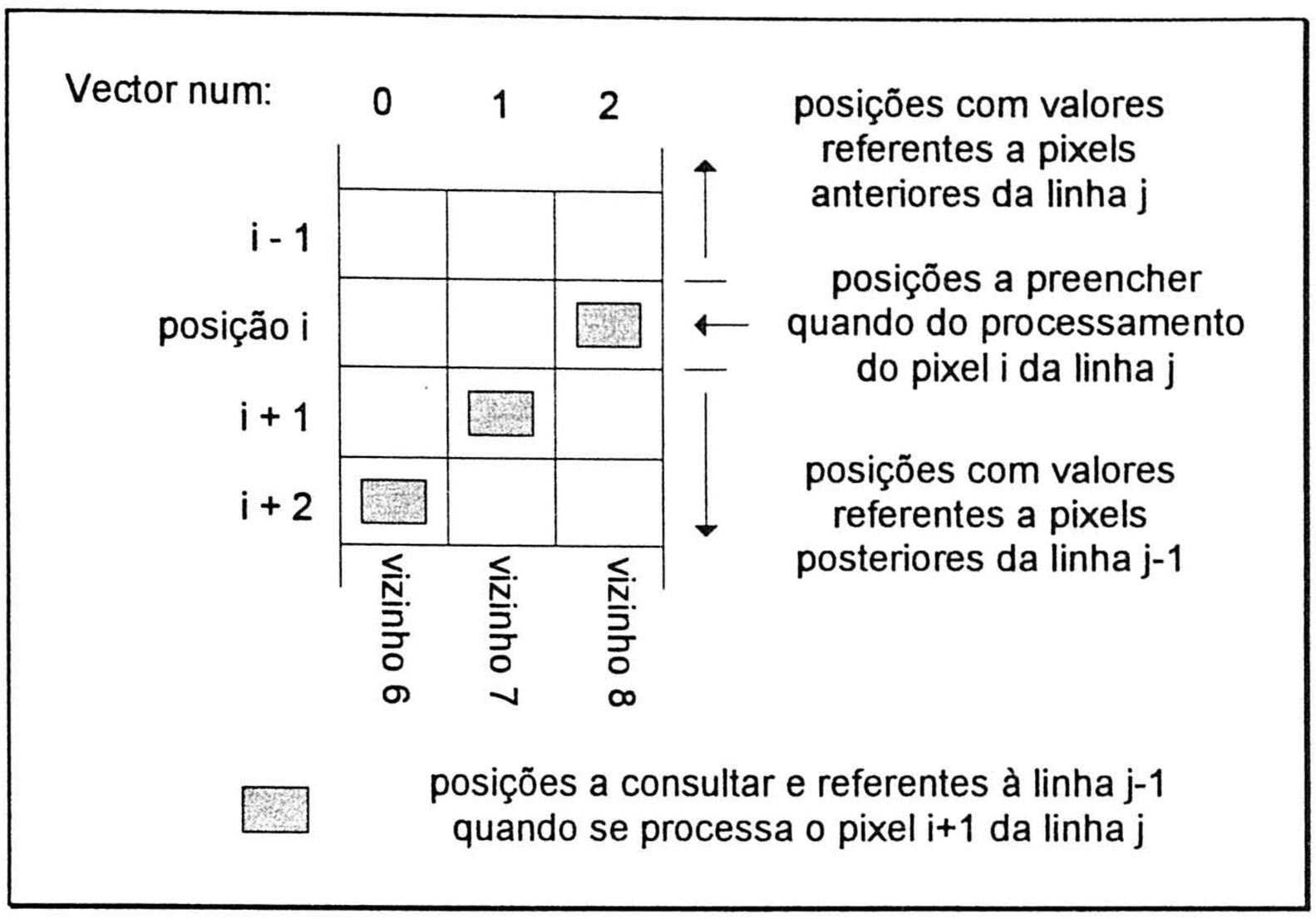


Figura 179 - Actualização e consulta do vector num

Assim, quando se processa o vizinho 5, armazenam-se esses valores em duas variáveis auxiliares, v_1 e v_3, utilizando-se depois no cálculo da contribuição do vizinho 4 do *pixel* seguinte.

Ainda o valor $c_4 z_i$ usado para o cálculo dos denominadores das contribuições dos vizinhos 5, 6, 7 e 8, foi já avaliado quando do cálculo do mesmo denominador para o vizinho 5 do *pixel* anterior. Da mesma forma se toma nota desse valor, numa variável auxiliar v_2, para se tornar a usar no *pixel* seguinte.

Finalmente, a última redundância a explorar diz respeito aos valores $c_2 z_h$, $c_4 z_h$ e $c_5 z_h$, para os vizinhos 5, 6 e 7. Todos eles já foram calculados quando aqueles vizinhos serviram de vizinho 8 para um *pixel* anterior. Assim, basta tomar nota daqueles três valores quando do cálculo da contribuição do vizinho 8, num vector denominado **t**, e usá-los posteriormente quando for adequado.

Resumindo, a exploração das redundâncias presentes na equação de actualização da operação de relaxação leva às seguintes utilizações e salvaguardas de valores armazenados em variáveis auxiliares, para um *pixel* de posição i, na linha j:

- Todos os vizinhos (5, 6, 7 e 8):

  Utilização de $v_2 = c_4\ z_i$;

- Vizinhos 1, 2 e 3:

  Utilização dos valores **num**[i-1, 2], **num**[i, 1] e **num**[i+1, 0] respectivamente, contendo os valores $(c_2\ z_i\ z_h)$, com h = 1, 2 e 3;

  Utilização idêntica de **denom**[i-1, 2], **denom**[i, 1] e **denom**[i+1, 0], contendo os valores $(c_3 + c_4\ (z_i + z_h) + c_5\ z_i\ z_h)$, com h = 1, 2 e 3;

- Actualização de **num**[i-1, 2] = t_1 e **denom**[i-1, 2] = t_2, calculados para o vizinho 8 do *pixel* i-1 ;

- Vizinho 4:

  Utilização de $v_1 = c_2\ z_i\ z_4$ e $v_3 = c_3 + c_4\ (z_i + z_4) + c_5\ z_i\ z_4$, calculados para o vizinho 5 do *pixel* i-1 ;

- Vizinho 5:

  Utilização dos valores contidos em **t**[i+1, 0] = $c_2\ z_5$, **t**[i+1, 1] = $c_4\ z_5$ e **t**[i+1, 2] = $c_5\ z_5$, calculados quando do processamento do vizinho 8 do *pixel* i da linha anterior;

  Armazenamento de $v_1 = c_2\ z_i\ z_5$, $v_2 = c_4\ z_5$ e $v_3 = c_3 + c_4\ (z_i + z_5) + c_5\ z_i\ z_5$, a serem utilizados no *pixel* seguinte;

- Vizinhos 6 e 7:

  Utilização dos valores **t**[i-1, k] e **t**[i, k], k = 0, 1, 2, respectivamente; estes valores foram calculados quando do processamento do vizinho 8 dos *pixels* i-2 e i-1 ;

  Salvaguarda em **num**[i, 0] e **num**[i, 1] de $c_2\ z_i\ z_h$, h = 6 e 7;

  Salvaguarda em **denom**[i, 0] e **denom**[i, 1] de $c_3 + c_4\ (z_i + z_h) + c_5\ z_i\ z_h$, h = 6 e 7;

- Vizinho 8:

  Armazenamento de **t**[i+1, 0] = $c_2\ z_8$, **t**[i+1, 1] = $c_4\ z_8$ e **t**[i+1, 2] = $c_5\ z_8$, durante o processo de cálculo da contribuição deste vizinho;

  Salvaguarda de $t_1 = c_2\ z_i\ z_8$ e $t_2 = c_3 + c_4\ (z_i + z_8) + c_5\ z_i\ z_8$.

C.2. Esquema geral da implementação

Lembrando que o coprocessador aritmético dos processadores *intel* da família 80x86 funciona como um calculador de *stack*, com 8 registos de profundidade para valores de vírgula flutuante, desenvolveu-se o seguinte processo de actualização de um *pixel* genérico (linha j, posição i), que tenta explorar esse facto. Utilizaram-se ao máximo os registos do processador central para manter os índices de acesso às várias variáveis auxiliares.

O código que se apresenta a seguir é simplificado e não traduz todas as instruções de *Assembly* actualmente usadas. Foca-se a atenção na utilização do coprocessador aritmético.

```
; Interface de alto nível da forma:
; +-------------------------------------------------------------------+
; |void relax(int frame, int xi, int yi, int ddx, int ddy, float coef[])|
; +-------------------------------------------------------------------+
                    .
                    .
; Ciclo principal - processamento do pixel i da linha j
                    .
                    .
; Colocação da stack do coprocessador num estado conveniente
linj_i:     fstp    st(0)               ;Remoção dos 2 items do topo
            fstp    st(0)               ;da stack. Permanece c2
            fild    linha_actual[i]     ;Push de Zi
            fst     st(1)               ;Duplica Zi (substituição)
            fmul    c1                  ;Multiplica topo por c1
            fld     v2                  ;Push v2 = c4*Zi
            fadd    c3                  ;Soma c3
            fldz                        ;Push 0.0
                                        ;Topo da stack nesta posição
                                        ;  c2     (colocado antes)
                                        ;  Zi
                                        ;  c1*Zi
                                        ;  c3+c4*Zi
                                        ;  0.0  (acumulador Zi(r+1))
```

```
;------------------ Contribuições dos vizinhos 1, 2 e 3 ------------------
; Ciclo repetido 3 vezes, incluindo o ajuste dos endereços de acesso
                .
                .
                fld     num[(i-1,i,i+1),(2,1,0)]    ;Push c2*Zi*Zh
                fadd    st,st(3)                    ;Soma ao topo c1*Zi
                fdiv    denom[(i-1,i,i+1),(2,1,0)]  ;Divide por
                                                    ;c3+c4*(Zi+Zh)+c5*Zi*Zh
                faddp   st(1),st                    ;Soma ao acumulador e pop
                .
                .
; Correcção de num e denom relativas ao viz. 8 do pixel anterior
                mov     num[i-1,2],t1               ;num[i-1,2] <-- t1
                mov     denom[i-2,2],t2             ;denom[i-1,2] <-- t2

;---------------------- Contribuição do vizinho 4 -------------------------
                fld     v1                          ;Push v1 = c2*Zi*Z4
                fadd    st,st(3)                    ;Soma ao topo c1*Zi
                fdiv    v3                  ;Divide por c3+c4*(Zi+Zh)+c5*Zi*Zh
                faddp   st(1),st                    ;Soma ao acumulador e pop

;---------------------- Contribuição do vizinho 5 -------------------------
                fld     t[i+1,1]                    ;Push c4*Zh
                fst     v2                          ;Guarda em v2 <-- c4*Zh
                fadd    st,st(2)                    ;st=c3+c4*(Zi+Zh)
                fld     t[i+1,2]                    ;Push c5*Zh
                fmul    st,st(5)                    ;st=c5*Zi*Zh
                faddp   st(1),st                    ;Soma e pop. St=denominador
                fst     v3                          ;Guarda topo em v3
                fld     t[i+1,0]                    ;Push c2*Zh
                fmul    st,st(5)                    ;Multip. por Zi. St=C2*Zi*Zh
                fst     v1                          ;Guarda topo em v1
                fadd    st,st(4)                    ;Soma c1*Zi. St=numerador
                fdivrp  st(1),st                    ;Divide e pop
                faddp   st(1),st                    ;Soma ao acumulador e pop

;------------------ Contribuições dos vizinhos 6 e 7 --------------------
; Ciclo repetido 2 vezes, incluindo o ajuste dos endereços de acesso
                .
                .
                fld     t[(i-1,i),1]                ;Push c4*Zh
                fadd    st,st(2)                    ;st=c3+c4*(Zi+Zh)
                fld     t[(i-1,i),2]                ;Push c5*Zh
                fmul    st,st(5)                    ;st=c5*Zi*Zh
                faddp   st(1),st                    ;Soma e pop. St=denominador
                fst     denom[i,(0,1)]              ;Guarda topo em denom
                fld     t[(i-1,i),0]                ;Push c2*Zh
                fmul    st,st(5)                    ;Multip. por Zi. St=C2*Zi*Zh
                fst     num[i,(0,1)]                ;Guarda topo em num
                fadd    st,st(4)                    ;Soma c1*Zi. St=numerador
                fdivrp  st(1),st                    ;Divide e pop
                faddp   st(1),st                    ;Soma ao acumulador e pop
                .
                .

;---------------------- Contribuição do vizinho 8 -------------------------
                fild    linha_posterior[i+1]        ;Push Z8
                fld     st                          ;Duplica Z8 (com push)
                fld     st                          ;Novamente
                fmul    c4                          ;st = c4*Z8
                fst     t[i+1,1]                    ;t[i+1,1] = c4*Z8
                fxch    st(1)                      ;st=Z8;  st <--> st(1)
                fmul    c5                          ;st = c5*Z8
```

```
fst     t[i+1,2]          ;t[i+1,2] = c5*Z8
fmul    st,st(6)          ;st = c5*Zi*Z8
fadd    st,st(4)          ;st = c3+c4*Zi+c5*Zi*Z8
faddp   st(1),st          ;st = c3+c4*(Zi+Z8)+c5*Zi*Z8
fst     t2                ;Guarda em t2 <-- denom.
fxch    st(1)             ;st=Z8;  st <--> st(1)
fmul    st,st(6)          ;st = c2*Z8
fst     t[i+1,0]          ;t[i+1,0] = c2*Z8
fmul    st,st(5)          ;st = c2*Zi*Z8
fst     t1                ;Guarda em t1 <-- c2*Zi*Z8
fadd    st,st(4)          ;st = c1*Zi + c2*Zi*Z8
fdivrp  st(1),st          ;Divide e pop
faddp   st(1),st          ;Soma ao acumulador

;------------------------ Guarda do resultado ---------------------------
                fistp   result[i]           ;Guarda acumulador
                .
                .
                .

; Repetição do ciclo ...
```

A reutilização de cálculos já efectuados anteriormente poupa bastantes operações em vírgula flutuante, contribuindo decisivamente para a aceleração do processamento. O preço a pagar é uma maior utilização da memória e uma manipulação complicada dos outros registos do processador central, por forma a manter eficiente o acesso aos vários vectores auxiliares que foram definidos.

É ainda de notar a necessidade de processamento diferenciado para a primeira linha de *pixels* e também para o primeiro *pixel* das restantes linhas. Nessas situações ainda não se dispõe de todas as variáveis auxiliares devidamente preenchidas.

C.3. Bibliografia

1. *Microsoft Macro Assembler Programmer's Guide - Version 6.0*, Microsoft Corporation, 1991
2. "387 SX Math Coprocessor", Data Sheet, Intel Corporation, 1989
3. "387 DX Math Coprocessor", Data Sheet, Intel Corporation, 1989
4. "i486 Microprocessor with Floating Point Unit", Data Sheet, Intel Corporation, 1990
5. *387 DX User's Manual, Programmer's Reference*, Intel Corporation, 1989
6. Startz, Richard, *8087/80287/80387 for the IBM PC & Compatibles, 3rd Edition*, Brady, New York, 1988

Anexo

SIPAFE

Sistema Interactivo de Processamento e Análise Funcional de Ecocardiogramas

Manual do Utilizador

CONTEÚDO

1. DESCRIÇÃO GERAL 265
1.1. Equipamento e hardware 265
1.2. Estrutura do software 267
2. OPERAÇÃO DO SIPAFE 269
2.1. A interacção com o utilizador 269
2.1.1. Menus e sub-menus 270
2.1.2. Janelas de diálogo 270
Janelas de entrada de dados 271
Janelas de selecção 272
Janelas de resultados 273
3. CONFIGURAÇÃO E CALIBRAÇÃO 274
3.1. Operação de calibração 275
3.2. Ver valores 276
3.3. Parâmetros 277
3.4. Interactividade 278
4. AQUISIÇÃO, SELECÇÃO E VISUALIZAÇÃO DE IMAGENS 279
4.1. Aquisição directa 279
4.2. Aquisição comparada 281
4.3. Sequências 282
4.3.1. Aquisição de uma sequência 282
4.3.2. Visualização 283
4.3.3. Observação imagem a imagem 283
4.3.4. Comparação de sequências 284
Visualização 285
Avanço e recuo 285
Visualização simultânea 285
Terminar 285
4.3.5. Salvaguardar uma sequência 285
4.3.6. Recuperar uma sequência 286
4.4. Gravação de imagem 286
4.5. Leitura de ficheiro 286
5. GESTÃO DE PACIENTES 288
5.1. Pacientes, exames e imagens 288
5.1.1. Pacientes 289
Novo paciente 289

Alteração 290
Eliminação 290
5.1.2. Exames 290
Novo exame 290
Alteração 292
Eliminação 293
5.1.3. Imagens 293
Nova imagem 294
Alteração 294
Eliminação 296
5.2. Listar pacientes 296
5.3. Listar imagens 297
5.4. Diagnóstico 297
5.5. Imprimir 297
6. PROCESSAMENTO 299
6.1. Processamento automático 299
6.2. Processamento individual 301
6.3. Operações de processamento 302
6.3.1. Mascaramento 303
6.3.2. Redução da resolução 303
6.3.3. Expansão da resolução 304
6.3.4. Transferência de imagem 304
6.3.5. Visualização de imagem 305
6.3.6. Filtro geral 305
6.3.7. Filtro de média 306
6.3.8. Filtro de mediana 306
6.3.9. Filtro vertical 307
6.3.10. Filtro de máximo 307
6.3.11. Filtro de mínimo 308
6.3.12. Normalização 308
6.3.13. Estimação do centróide 309
Ajuste da região de interesse 310
Alteração dos parâmetros internos do algoritmo 311
6.3.14. Relaxação 312
6.3.15. Obtenção de um contorno 313
Alteração dos parâmetros internos do algoritmo 314
Ajuste do centróide 315

Estimação dos pontos fronteira iniciais 316
Classificação e etiquetagem 316
Pesquisa secundária e correcção 317
Suavização do contorno 318
Correcção do contorno obtido 319
6.3.16. Determinação de parâmetros 320
6.3.17. Salvaguarda de imagem 320
6.3.18. Reposição de imagem 320
6.4. A sequência de processamento por defeito 321
6.5. Manutenção de sequências 322
6.5.1. Criação de novas sequências 323
6.5.2. Eliminar sequências 324
6.5.3. Listar sequências 324
6.5.4. Alteração de sequências 325
Alterar operação 325
Eliminar operação 325
Inserir operação 325
6.5.5. Imprimir uma sequência 325
7. ANÁLISE FUNCIONAL 327
7.1. Modelos para a determinação do volume do ventrículo esquerdo 327
7.1.1. Modelo de Simpson modificado 327
7.1.2. Modelo de Simpson estimado 328
7.1.3. Modelo do elipsóide (biplano) 328
7.1.4. Modelo do elipsóide modificado 329
7.1.5. Fracção de ejecção 329
7.2. A análise funcional 329
7.2.1. Volumes e fracção de ejecção 330
Apresentação de resultados 331
A imagem-relatório 331
7.2.2. Mobilidade parietal 332
Apresentação dos resultados da análise de movimento 336
8. INSPECÇÃO DE IMAGENS 339
8.1. Visualização com contorno 339
8.2. Visualização dupla 340
8.3. Visualização melhorada 341
8.3.1. Melhoramento por normalização 341
8.3.2. Melhoramento por adição de pseudo-cor 343

1. DESCRIÇÃO GERAL

O SIPAFE pretende ser um sistema autónomo e de baixo custo, destinado ao uso clínico, e capaz de efectuar, de forma tão automática quanto possível, as tarefas de inspecção melhorada, processamento e análise de imagens ecocardiográficas.

Para a cabal realização dessas tarefas o sistema inclui equipamento dedicado de aquisição e processamento digital de imagem e o software adequado à sua fácil utilização. As principais tarefas e funções que este executa incluem as seguintes:

❶ a aquisição[1], visualização e selecção de imagens directamente a partir de um ecocardiógrafo ou previamente gravadas em formato VHS convencional; é possível a aquisição e visualização de imagens individuais ou sequências de 16 imagens;

❷ a calibração do sistema, para o ecocardiógrafo utilizado e para as suas várias profundidades, a partir de imagens adquiridas individualmente;

❸ a gestão dos ficheiros contendo informação relativa aos pacientes, exames e imagens e ainda o resultado do processamento efectuado;

❹ o processamento automático ou passo a passo (com grau de interactividade variável) das várias imagens associadas a um exame clínico;

❺ a extracção e apresentação de vários parâmetros funcionais, tais como áreas, volumes e fracções de ejecção, a partir das imagens processadas de um exame, e ainda estudos da mobilidade parietal utilizando vários métodos de medida de distância e alinhamento das imagens, assim como vários parâmetros de quantificação do movimento;

❻ a inspecção e visualização melhorada das imagens adquiridas, com a possibilidade de comparação de várias imagens (2 ou 4) e sobreposição dos respectivos contornos e ainda a visualização em pseudo-cor;

❼ a geração de uma imagem-relatório contendo duas imagens seleccionadas de um exame, os resultados de processamento do mesmo e ainda uma apreciação feita pelo utilizador.

1.1. Equipamento e hardware

O SIPAFE está construído em torno de um computador pessoal do tipo PC AT compatível, com processador 80286 ou superior, que deverá possuir pelo menos 1 Mbyte de memória e uma unidade de disco rígido. É ainda obrigatória a presença do coprocessador aritmético compatível com o processador central e uma carta gráfica suportando resoluções VGA ou superiores. O respectivo monitor deverá ser a cores. Para a operação confortável do sistema a utilização de um rato é também indispensável.

O hardware dedicado à aquisição e processamento das imagens digitais é composto por duas cartas da família DT28 da Data Translation operando directamente ligadas ao barramento do computador[2]. Estas cartas permitem a aquisição e digitalização de imagens a partir de fontes de sinal vídeo[3], o seu processamento directo e a sua visualização em pseudo-cor num monitor de televisão RGB analógico.

O equipamento do sistema poderá incluir ainda os seguintes periféricos:

- uma impressora de texto;

---

[1] Na forma digital.

[2] Barramento ISA (Industry Standard Architecture) de 16 bits.

[3] Gravador de vídeo, câmara de televisão, ecocardiógrafo, etc.

- uma vídeo-impressora de imagem, captando directamente as imagens a partir do sinal de vídeo;
- um disco óptico ou magneto-óptico de armazenamento de massa para gravação de imagens na forma digital e constituição de uma base de dados de imagens;
- um videogravador VHS digital para a leitura e gravação de imagens na forma de sinal de vídeo.

Na figura 1 pode ver-se um diagrama de blocos da constituição geral do sistema e a interligação dos seus elementos.

Os dois componentes da família DT28 incluídos são o digitalizador de imagem DT2851 e o processador auxiliar DT2858.

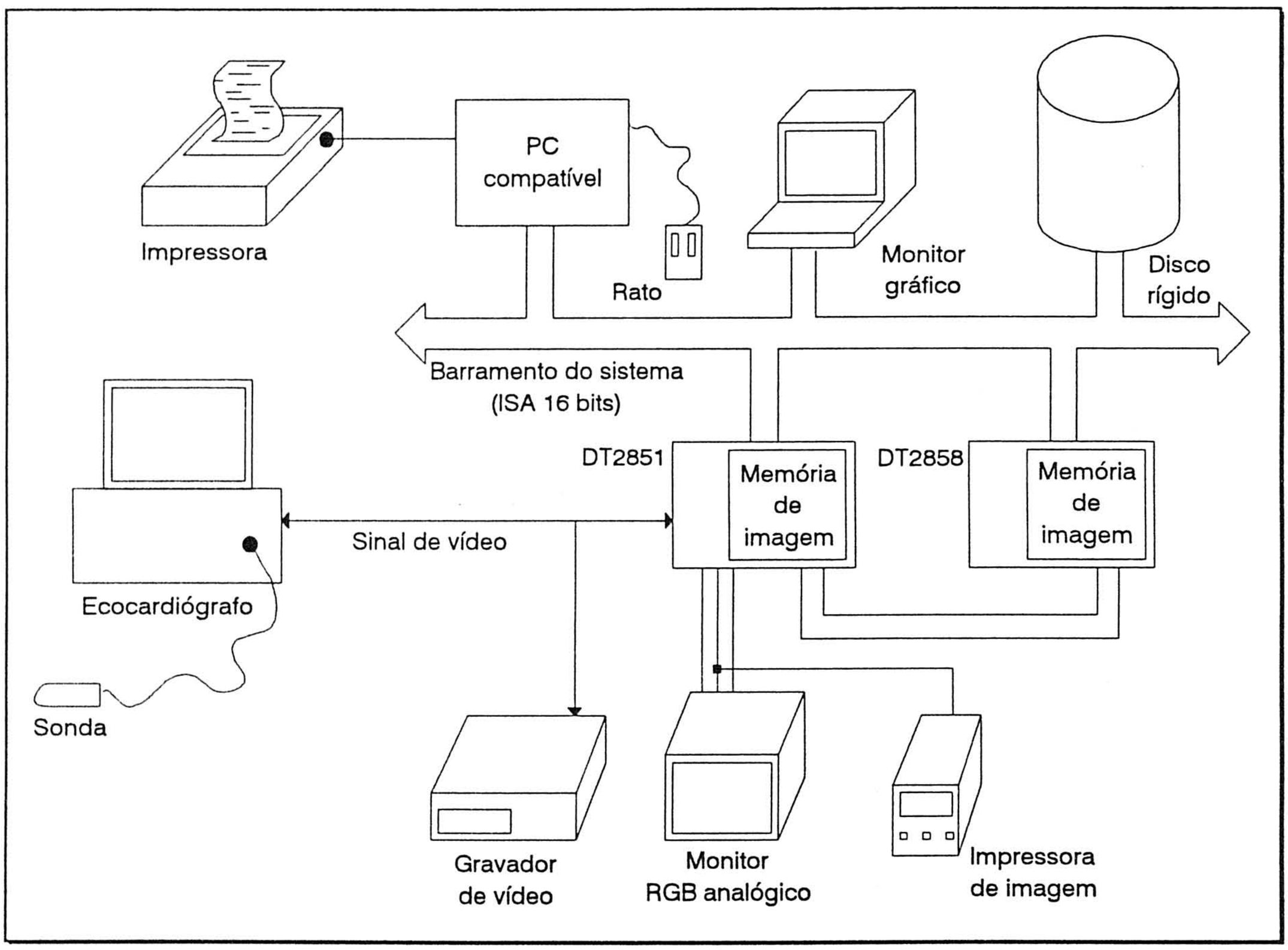


Figura 1 - Configuração típica do sistema

O digitalizador de imagem amostra e codifica digitalmente um sinal de vídeo conforme com as normas europeias CCIR ou PAL em 256 níveis de cinzento[4], armazenando o resultado numa de duas memórias internas com a resolução de 512x512 pixels. O processador auxiliar permite efectuar operações aritméticas e lógicas sobre as imagens digitais em tempo real[5], possuindo ainda uma memória interna de armazenamento de profundidade dupla[6].

Estas duas cartas estão interligadas entre si através de um barramento especial, permitindo a transferência rápida de informação e cooperando efectivamente na obtenção do

---

[4] Codificação em 8 bits.

[5] Durante o tempo necessário para afixar uma imagem ao ritmo do sinal de vídeo.

[6] Ou seja, com a capacidade de 512x512 pixels de 16 bits.

resultado final.

1.2. Estrutura do software

Todo o software que constitui o SIPAFE está organizado numa estrutura hierárquica e é apresentado por meio de menus e janelas de diálogo com o utilizador.

O programa é constituído por vários módulos independentes nos quais se incluem um módulo de controlo e seis responsáveis pelas principais tarefas desempenhadas pelo sistema. Pode ver-se na figura 2 um esquema do relacionamento desses módulos.

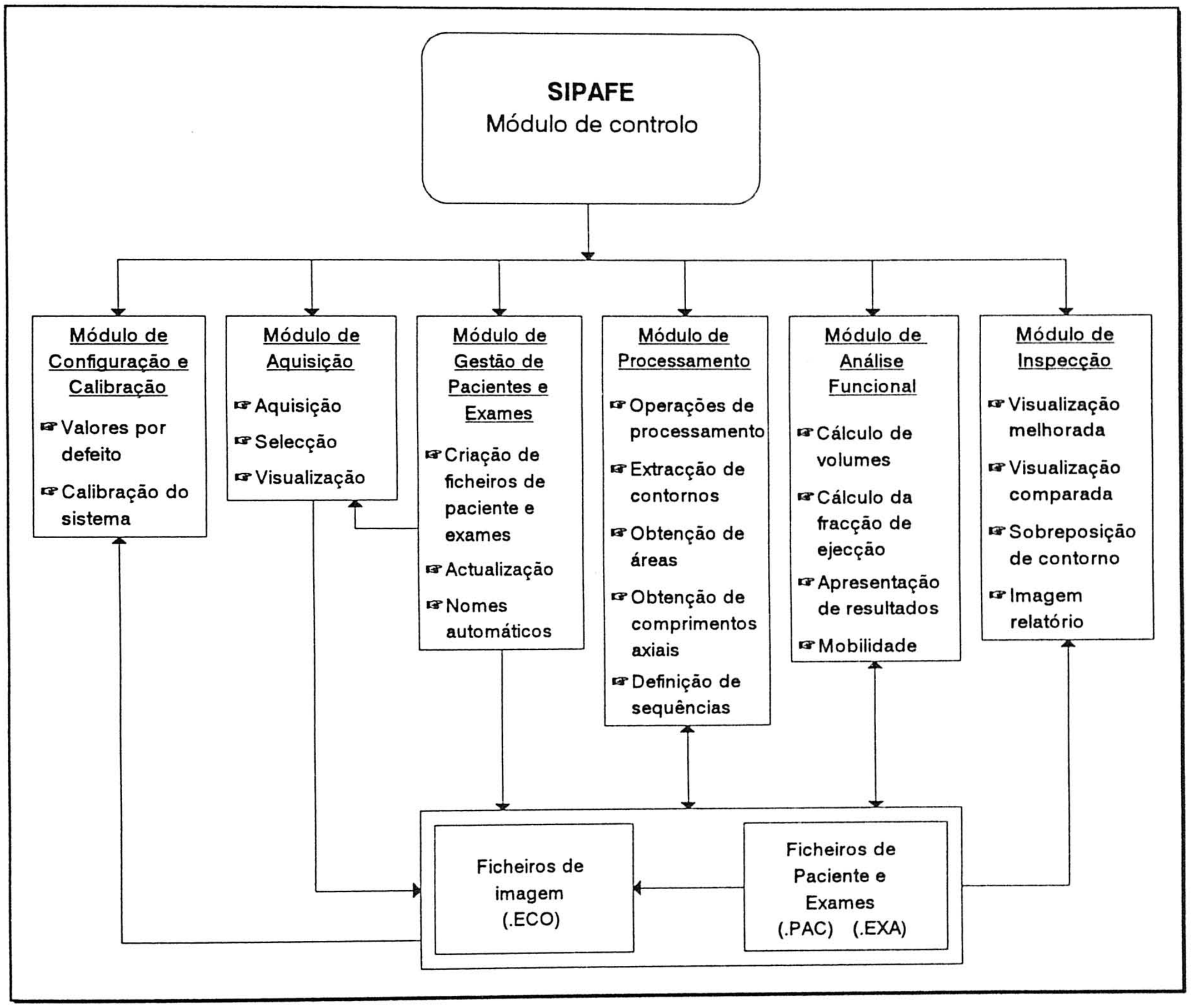


Figura 2 - Estrutura do software do SIPAFE

Além do ficheiro contendo a parte executável do SIPAFE é ainda necessária a presença de outros ficheiros auxiliares no mesmo directório. São os seguintes os de presença obrigatória:

- **spe.exe**, ficheiro executável do SIPAFE;
- **status.spe**, contendo informação sobre os valores por defeito utilizados no programa;
- **shrink.dat**, contendo dados de operação do sistema;
- **ega.dat**, definição dos tipos de écran portugueses[7] em modo texto para a resolução

---

[7] "codepage" 860.

de 80x34;

- **helvb.fon**, tipos gráficos.
- **tmsrb.fon**, tipos gráficos.
- **sipafe.sqs**, contendo a enumeração das sequências de processamento actualmente definidas no sistema;
- **default.seq**, definição da sequência de processamento por defeito;
- ***.seq**, outras sequências de processamento referenciadas no ficheiro sipafe.sqs;
- ***.cal**, contendo os valores de calibração para os vários ecocardiógrafos onde já foi efectuada a respectiva operação de calibração.

Para que o SIPAFE possa ser executado é ainda necessário ter instalado o gestor de periférico[8] que acompanha as cartas de aquisição e processamento de imagem. Essa instalação deverá ser feita por forma a garantir a presença de uma memória de imagem extra, situada na zona 'estendida'[9]. A instalação do referido gestor de periférico é efectuada acrescentando uma instrução de "device = ..." no ficheiro CONFIG.SYS do sistema[10].

Como qualquer comando ou programa do sistema operativo MS-DOS invoca-se o SIPAFE através do nome do ficheiro que contém a sua parte executável, que neste caso é o ficheiro **spe.exe**. No entanto, como condição prévia à sua invocação, é necessário tornar corrente o directório que contém os ficheiros anteriormente discriminados. Satisfeita a condição, o comando de invocação seria, por exemplo:

```
C:\SIPAFE> spe ↵
```

Logo após o início da sua execução, será afixada no écran uma imagem de apresentação durante o intervalo de 5 a 6 segundos, excepto se o utilizador premir qualquer tecla, caso em que se passa imediatamente à fase seguinte. Nessa fase executam-se as necessárias inicializações e passados breves momentos apresenta-se ao utilizador o menu principal, donde se parte para a execução das várias tarefas suportadas pelo sistema. Cada uma dessas tarefas apresentará, por sua vez, os próprios menus e janelas de diálogo para comunicação com o utilizador.

Embora qualquer operação sobre os objectos de comunicação apresentados no écran do computador possa ser efectuada através do teclado, a grande maioria poderá ser bastante facilitada se for executada com o auxílio do rato, assunto que é objecto do capítulo que se segue.

---

[8] Ou "device driver".

[9] Também conhecida por "extended memory".

[10] Consultar o manual que acompanha as referidas cartas.

2. OPERAÇÃO DO SIPAFE

Depois da primeira imagem de apresentação e das primeiras inicializações, surge no écran o menu principal. Este vai permitir a escolha e a execução de um qualquer dos módulos principais do sistema, que também se baseiam no mesmo tipo de apresentação.

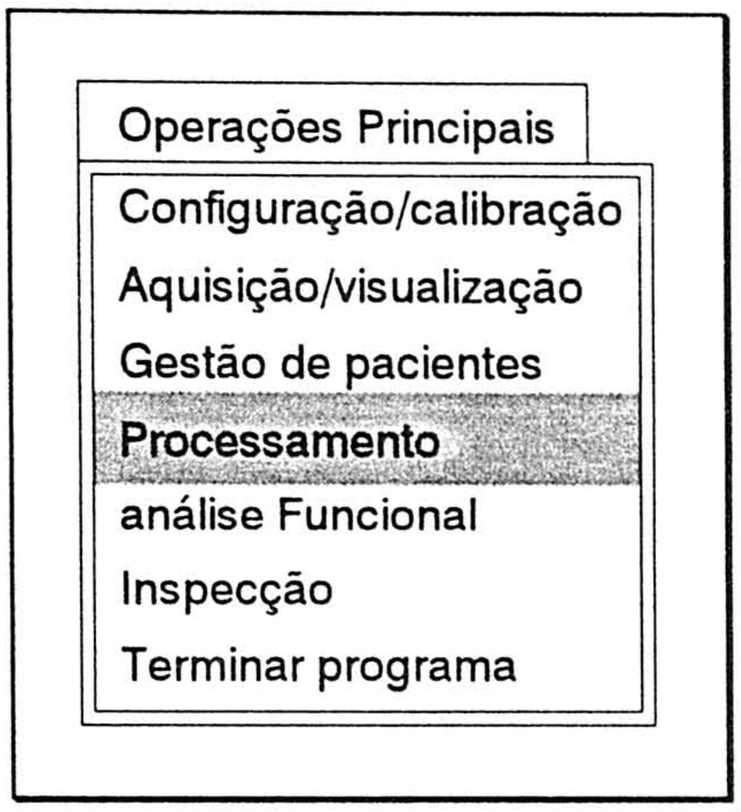


Figura 3 - O menu principal

2.1. A interacção com o utilizador

Toda a interacção com o utilizador é feita através de um sistema de janelas sobreponíveis e constituídas por menus, sub-menus e janelas de diálogo. Estas janelas são afixadas e retiradas do écran consoante as necessidades de diálogo com o utilizador. Na figura 4 pode apreciar-se um dos écrans gerado pelo sistema.

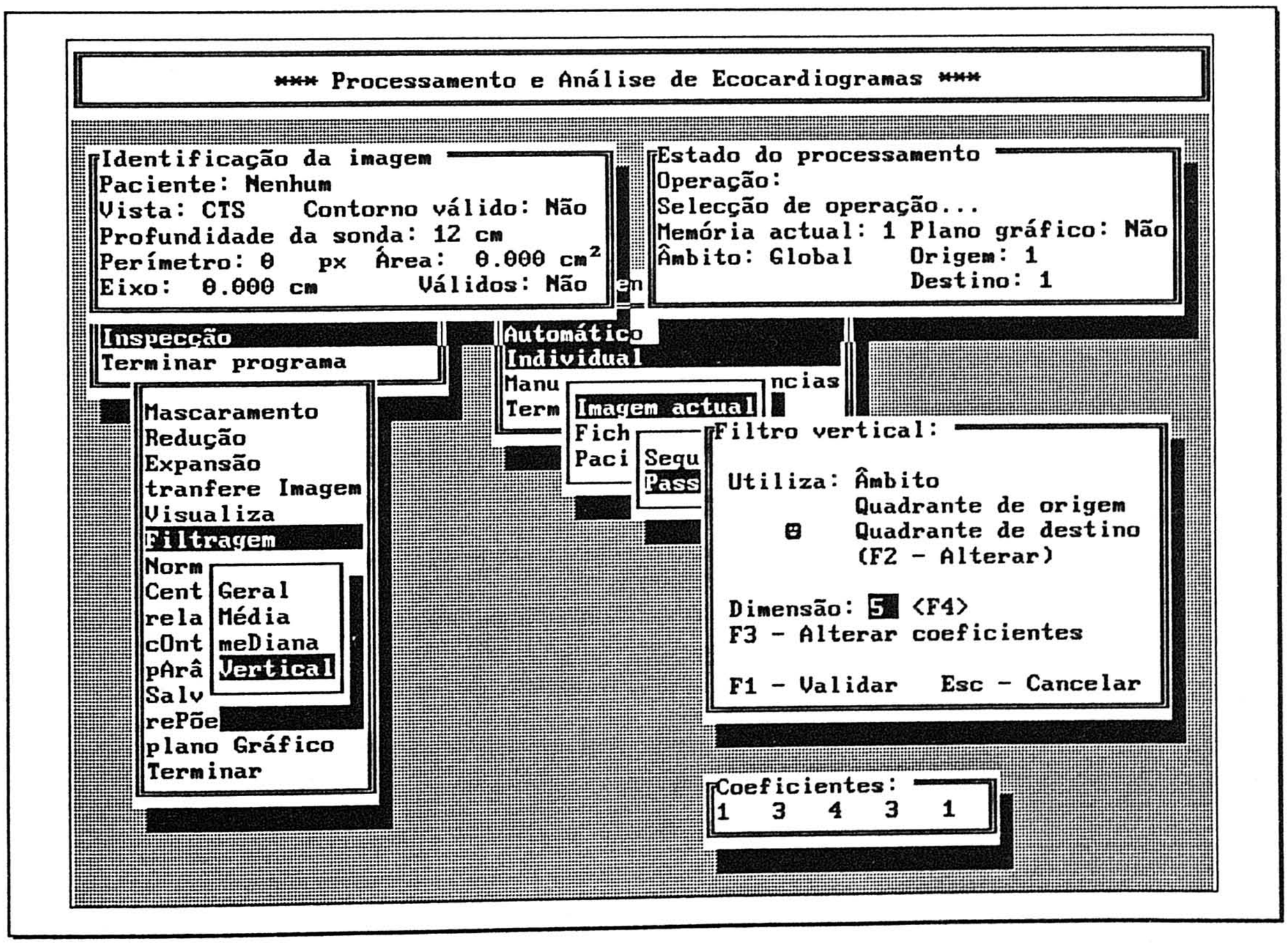


Figura 4 - Um écran do sistema mostrando os vários tipos de janelas

2.1.1. Menus e sub-menus

Os menus e sub-menus, como se depreende, permitem a apresentação, a selecção e a execução de uma de várias acções alternativas, em determinados pontos de execução do sistema, constituindo uma forma bastante confortável de exprimir a vontade do utilizador.

Quando um determinado menu é afixado no écran o seu primeiro item vem já seleccionado. Esse estado é assinalado através de uma barra com a cor inversa ao longo de toda a largura do menu e sobre o item seleccionado. São as seguintes as operações que se podem efectuar com os menus:

Teclado

- **modificar a selecção** - para alterar o item seleccionado de um menu pode actuar-se nas teclas de deslocamento vertical ↑ e ↓ que movem a barra de selecção respectivamente para o item anterior e seguinte. É possível utilizar também as teclas **Home** e **End**, cujo efeito é colocar a barra de selecção no primeiro ou no último item do menu.
- **executar a opção seleccionada** - basta para isso actuar na tecla de **Enter** (↵).
- **executar directamente uma opção** - todos os items de um menu vêm assinalados com uma letra em destaque[11]; teclando essa letra executa-se directamente a acção que lhe está associada, sem necessidade de selecção prévia.
- **cancelar o menu** - em geral e salvo raras excepções, qualquer que seja o ponto da estrutura hierárquica de menus ou janela de diálogo, onde o utilizador se encontre, é sempre possível cancelar a situação actual e voltar ao ponto anterior da hierarquia, actuando a tecla de **Esc**[12].

Rato

- **modificar a selecção** - deslocando o rato no sentido vertical o item seleccionado do menu desloca-se também acompanhando o movimento do rato.
- **executar a opção seleccionada** - premindo o botão esquerdo do rato executa-se a acção correspondente ao item seleccionado.
- **cancelar o menu** - para cancelar a situação actual e voltar ao ponto anterior da hierarquia do sistema basta, em geral, premir o botão direito do rato que neste sentido é equivalente à tecla de **Esc**.

2.1.2. Janelas de diálogo

As janelas de diálogo compreendem três tipos distintos, a saber:

· janelas de entrada de informação;

· janelas de selecção de items específicos;

· janelas de apresentação de resultados.

As janelas de entrada de dados destinam-se a pedidos de informação que o utilizador deve fornecer. São apresentadas com um texto fixo explicativo da informação pretendida e um ou mais campos de edição que aparecem destacados. Estes campos podem ou não já conter informação por defeito.

As janelas de selecção permitem a escolha por parte do utilizador de uma de várias opções possíveis constantes de uma lista apresentada[13]. O aspecto desta janela é semelhante

---

[11] Na forma de letra maiúscula.

[12] Também designada por "Escape".

[13] Por exemplo, quando se pretende indicar o tipo de uma imagem de entre uma série de designações previamente definidas.

ao de um menu, embora seja possível a existência de um número de items superior ao número de linhas da janela.

As janelas de resultados servem para dar notícia ao utilizador do estado do sistema ou de resultados de processamento quando solicitados. No caso do estado do sistema estas janelas aparecerão quando da execução de uma operação que o exija ou torne conveniente e desaparecerão quando isso já não for necessário. A informação assim veiculada poderá aparecer sob a forma textual ou gráfica.

Janelas de entrada de dados

Como já se disse estas janelas apresentam um ou mais campos de entrada permitindo o utilizador teclar a informação que o sistema solicita, apresentando algumas facilidades de edição do texto entrado. As operações gerais que é possível efectuar sobre este tipo de janelas são as que se seguem:

Teclado

- **mudança do campo de entrada activo** - pode passar-se circularmente de um dado campo activo para o seguinte actuando as teclas de **Tab** ou **Enter** (↵). Se se desejar uma circulação em ordem inversa, passando ao campo anterior, deverá utilizar-se a combinação **Shift-Tab**.
- **validação do conjunto de dados presentes** - após o preenchimento e eventual correcção do conjunto de dados solicitados é necessário validá-los o que se faz empregando a tecla de função **F1**, excepto se explicitamente indicado na própria janela.
- **cancelamento da operação** - actuando a tecla de **Esc**.

Em certas janelas deste tipo poderão existir outras operações que lhe estão associadas, caso em que aparecerão devidamente assinaladas no texto apresentado. Para efectuar essas operações deverá actuar-se conforme indicado, geralmente accionando uma das teclas de função a partir de **F2**.

Rato

Nas janelas de entrada de dados que suportam a sua operação com auxílio do rato aparece um cursor ligado a este no seu canto superior esquerdo. Este cursor do rato tem a forma de uma 'cara alegre' e apenas se pode deslocar nos limites da janela.

- **selecção do campo de entrada activo** - para seleccionar um campo de entrada basta deslocar o cursor do rato para a respectiva posição e pressionar o botão esquerdo.
- **validação do conjunto de dados presente** - com o rato esta operação deverá ser efectuada pressionando duas vezes em rápida sequência (duplo clique) o botão esquerdo.
- **cancelamento da operação** - pressionar o botão direito.
- **outras operações associadas à janela** - outras operações que estejam indicadas na janela poderão ser activadas deslocando o cursor para qualquer uma das posições do texto indicativo dessa operação e pressionando o botão esquerdo.

Geralmente em todas as janelas deste tipo as operações de validação e cancelamento aparecem indicadas na última linha. Quando isto acontece essas operações também poderão ser executadas utilizando o método descrito no ponto anterior.

Antes da operação de validação é sempre necessário fornecer a informação pedida na janela ou editar a que é fornecida por defeito, caso não se concorde com ela. Além disso é também sempre possível alterar qualquer resposta já dada através das facilidades de edição que todos os campos de entrada possuem. Essas facilidades de edição traduzem-se na

utilização das teclas que a seguir se enunciam[14]:

- teclas de deslocamento horizontal ← e →, utilizadas para movimentar o cursor de texto ao longo do campo de entrada;
- teclas **Home** e **End**, para colocar o cursor respectivamente no início e final do texto já presente no campo de entrada;
- a combinação **Ctrl-Y**, para apagar a totalidade do texto presente no campo;
- a tecla **Del**[15], para eliminar o carácter situado na mesma posição onde o cursor se encontra;
- a tecla **Bksp**[16], para eliminar o carácter que se encontra na posição anterior àquela onde está o cursor;
- a tecla **Ins**[17], que executa uma alternância entre os modos de substituição e inserção. O modo de substituição, que está activo quando se selecciona o campo de entrada, é indicado por um cursor do tipo 'sublinhado'. Neste modo todos os caracteres teclados irão substituir aqueles que se encontram na mesma posição do cursor, excepto se este se situar para além do fim do texto já entrado. O modo de inserção é indicado por um cursor do tipo 'bloco' e quando está activo todos os caracteres teclados são inseridos no texto, na posição do cursor;

Quando se actua na tecla de **Esc** durante uma edição todas as alterações são anuladas, efectuando-se também todas as acções que esta tecla determina na janela a que pertence o campo de entrada e que é, quase sempre, o cancelamento da operação.

Se a primeira operação que se efectuar logo após a selecção de qualquer campo for a entrada de um carácter de texto, este substituirá todo o texto já presente no campo, que é o que se deseja na maioria dos casos. Se se pretender evitar essa ocorrência terá de se efectuar previamente outra qualquer operação, como por exemplo movimentar o cursor.

Janelas de selecção

Este tipo de janelas é muito semelhante ao dos menus e sub-menus pelo que as operações que suportam também o são. As únicas diferenças prendem-se com a possibilidade do número de escolhas ser por vezes superior ao número de linhas que são afixadas de uma só vez na janela. Temos assim as operações:

Teclado

- **selecção de um item** - a selecção de um determinado item pode efectuar-se actuando nas teclas de deslocamento vertical ↑ e ↓. Esta acção move a barra indicativa do item seleccionado para cima ou para baixo seguindo o sentido da seta. Quando existem mais items do que aqueles que estão visíveis e se solicita a selecção do anterior ao primeiro ou do que se encontra a seguir ao último afixado, faz-se o deslocamento automático dos items visíveis no sentido de satisfazer a solicitação recebida. Um outro processo de efectuar este deslocamento de forma mais rápida é actuando nas teclas **PgUp**[18] e **PgDn**[19] que provocam um deslocamento igual ao número de items visíveis, quando possível.

---

[14] Não é possível utilizar o rato nas operações de edição, que aliás se limitam a uma linha.

[15] Também por vezes marcada como "Delete".

[16] Ou "Back Space".

[17] Também designada por "Insert".

[18] Ou "Page Up".

[19] Ou "Page Down".

- **validação da selecção efectuada** - para validar a presente selecção basta premir a tecla de **Enter** (↵).
- **cancelamento da janela** - como sempre através da tecla de **Esc**.

Embora seja possível a definição, neste tipo de janelas, de teclas de selecção rápida através de caracteres devidamente evidenciados no texto dos items apresentados, a sua actuação modifica apenas a selecção actual sem efectuar a sua validação, ao contrário do que sucede nos menus e sub-menus.

Rato

- **selecção de um item** - com o rato altera-se o item seleccionado movimentando-o verticalmente. Se o número de items for superior ao número daqueles que são afixados o movimento do rato e da selecção correspondente provoca automaticamente o deslocamento dos items visualizados.
- **validação da selecção actual** - premindo o botão esquerdo do rato.
- **cancelamento da operação** - premindo o botão direito do rato.

Janelas de resultados

As operações que as janelas de resultados poderão suportar aparecem sempre claramente indicadas nas mesmas, bastando para as efectuar actuar nas teclas indicadas. Sempre que seja possível continuar a operação que deu origem à janela de resultados ou cancelá-la, isso também aí virá indicado, utilizando-se normalmente as teclas **F1** e **Esc**, respectivamente. Com o rato, estas duas últimas operações executam-se premindo o botão esquerdo ou direito respectivamente.

3. CONFIGURAÇÃO E CALIBRAÇÃO

A configuração e calibração são operações fundamentais do SIPAFE aparecendo em primeiro lugar no menu principal (ver figura 3). Deverão ser efectuadas antes de qualquer outra operação e logo após a instalação do sistema, necessitando apenas de serem executadas uma vez, salvo se se pretender alterar os seus valores posteriormente.

Ao seleccionar e executar esta opção do menu principal, o utilizador pode especificar e alterar alguns dos parâmetros por defeito do sistema[20]. Além disso pode também manter os ficheiros de calibração correspondentes a vários ecocardiógrafos nas suas várias profundidades de utilização.

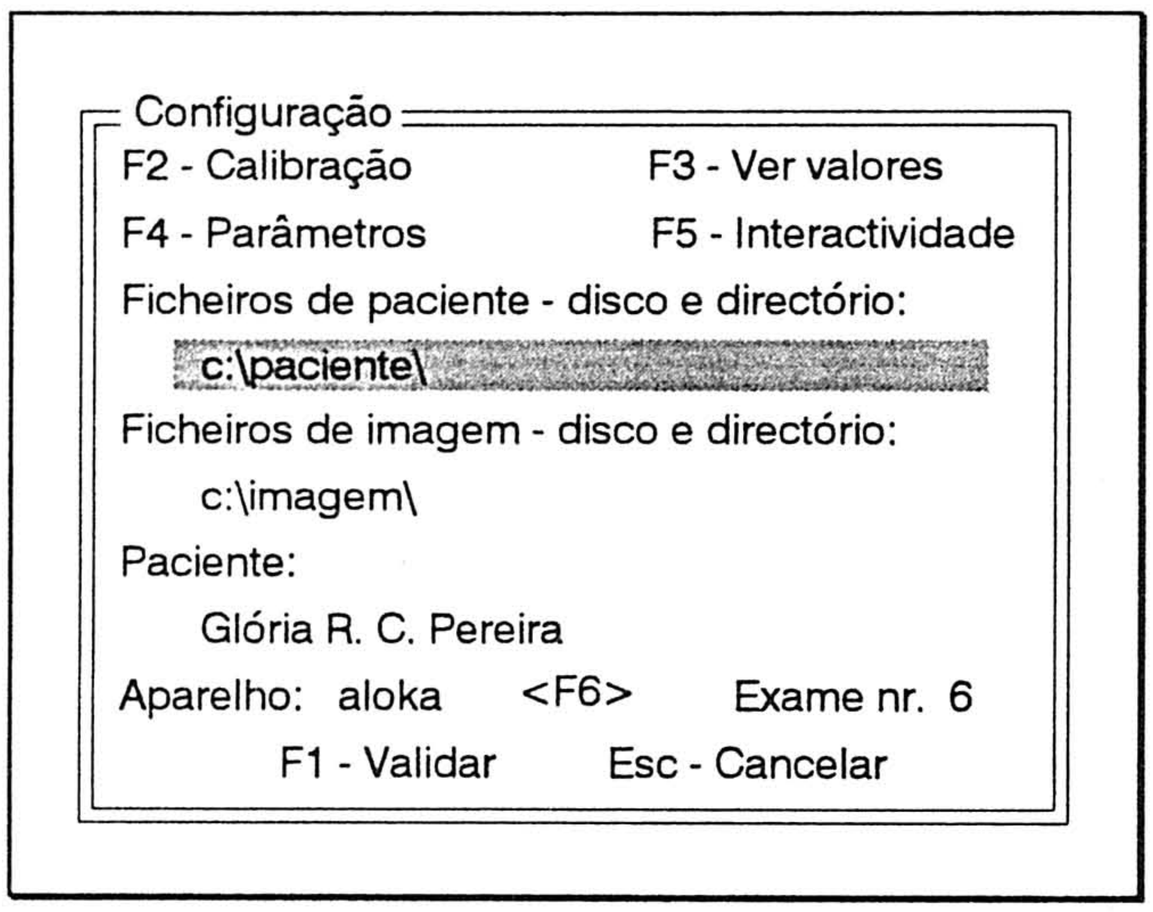


Figura 5 - A janela do menu de configuração

Na janela de entrada de dados associada a esta operação (ver figura 5) aparecem alguns campos de entrada directa de informação e outras operações associadas que são executadas a partir das teclas **F2** a **F5**.

Os campos editáveis presentes permitem a modificação dos seguintes valores:

- a unidade de disco e directório por defeito onde são procurados e onde se criarão os novos ficheiros de pacientes e exames;
- a unidade de disco e directório por defeito onde são procurados e onde se armazenarão os novos ficheiros de imagem;
- o nome do paciente a ser examinado;
- o ecocardiógrafo usado na aquisição das imagens do exame do paciente;
- o número global de exames de todos os pacientes existentes no sistema.

A alteração do nome do ecocardiógrafo utilizado nos exames pode ser feita escrevendo directamente no campo respectivo, ou através de uma janela de selecção que contém os nomes daqueles para os quais já existem profundidades calibradas. Para efectuar a escolha utilizando este último método deverá accionar a tecla de função **F6** ou usar o rato.

É de notar que sempre que se faz a introdução de um novo paciente ou exame, ou sempre que se selecciona um outro paciente através do menu apropriado, o campo referente ao seu nome é automaticamente actualizado. Da mesma forma, o número global de exames também é automaticamente actualizado sempre que se define um novo exame. Serve este

---

[20] Estes parâmetros são mantidos no ficheiro do sistema 'status.spe'.

campo da configuração para a criação de um exame com o mesmo número de um que eventualmente se elimine do sistema, uma vez que o nome do ficheiro de exame contém aquele número.

3.1. Operação de calibração

A operação de calibração tem por fim a medida das dimensões horizontal e vertical de cada pixel de uma imagem digitalizada produzida por um determinado ecocardiógrafo configurado para uma determinada profundidade.

Antes de se proceder à operação de calibração é necessário colocar no monitor analógico uma imagem proveniente do ecocardiógrafo a calibrar e com a profundidade pretendida[21], utilizando, por exemplo, as operações do grupo de "Aquisição/visualização", descritas mais à frente.

Após a escolha e afixação da imagem para calibração e a invocação do item "Configuração/calibração" no menu principal, acciona-se, na janela mostrada na figura 5, a operação de calibração através da tecla **F2** ou do rato[22]. Toda a acção se desenrola então como aparece ilustrado na figura que se segue.

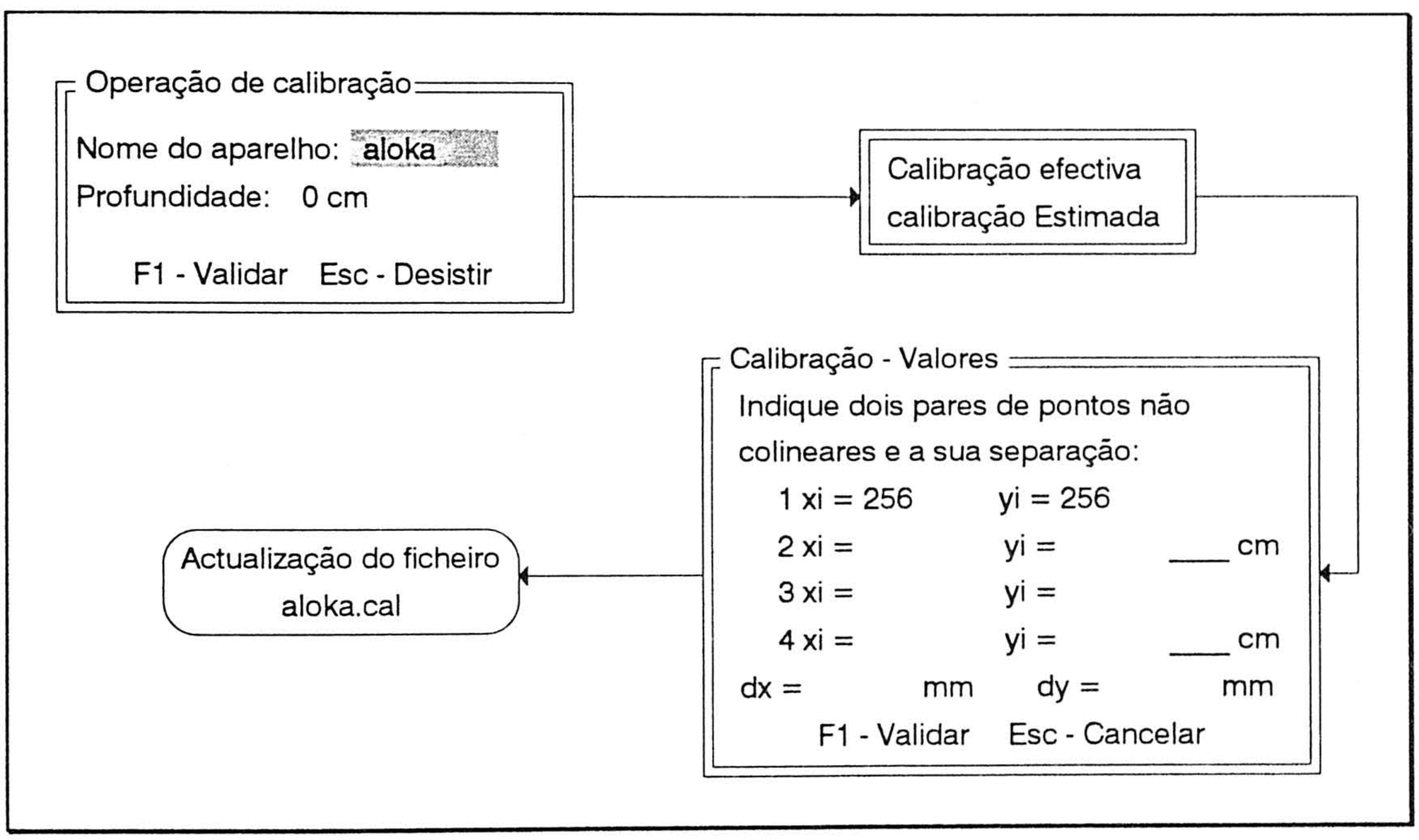


Figura 6 - Sequência de acções na operação de calibração

Na primeira janela é necessário indicar o nome do aparelho para o qual se vai efectuar a calibração e a profundidade a que corresponde a imagem já afixada no monitor analógico. O nome do ecocardiógrafo que aparece aí indicado inicialmente é o que consta da janela de configuração, já descrita. É possível indicar neste campo o nome de um ecocardiógrafo já existente, para o qual se pretende acrescentar a calibração de mais uma profundidade, ou o nome de um novo ecocardiógrafo.

Após a validação será afixado um menu permitindo a escolha do método de calibração: efectiva ou estimada. Para a calibração estimada é necessário ter-se já efectuado a calibração efectiva para pelo menos uma outra profundidade do mesmo aparelho. A partir dos valores presentes estimam-se as novas dimensões dos pixels para a nova profundidade e

---

21 Excepto se se pretender apenas efectuar uma calibração estimada.

22 Pressionando o botão esquerdo sobre a designação "F2 - Calibração".

acrescentam-se ao ficheiro de calibração[23] sem ser necessária qualquer outra intervenção.

Quando se escolhe a calibração efectiva, que é de resto a mais precisa, surgirá no écran a terceira janela desenhada na figura 6 e um cursor de cor vermelha no monitor de imagem. Os passos a dar para concluir a operação de calibração são então os seguintes:

- Deslocar o cursor com o auxílio do rato e colocá-lo num ponto conhecido da imagem, pressionando então o botão esquerdo do mesmo. Na linha 1 da janela aparecerão as coordenadas desse ponto.
- Repetir as acções do passo anterior para um segundo ponto cuja distância ao primeiro seja conhecida. Na linha 2 surgirão as coordenadas desse ponto.
- Preencher o campo relativo à distância real entre os dois primeiros pontos que deve ser fornecida em cm. Premir a tecla de **Enter** (↵).
- Repetir os três passos anteriores para o segundo par de pontos que **não** deve ser colinear com o primeiro. Na penúltima linha surgirão os valores calculados das dimensões horizontal (dx) e vertical (dy) de cada pixel da imagem na profundidade indicada.
- Validar a operação actuando em **F1** ou utilizando o rato.

Após a validação os valores de calibração para a nova profundidade serão acrescentados ao ficheiro relativo ao aparelho cujo nome se indicou antes.

Para uma calibração mais precisa devem indicar-se pares de pontos tão afastados quanto possível, mas de distanciamento conhecido, como se sugere na figura 7.

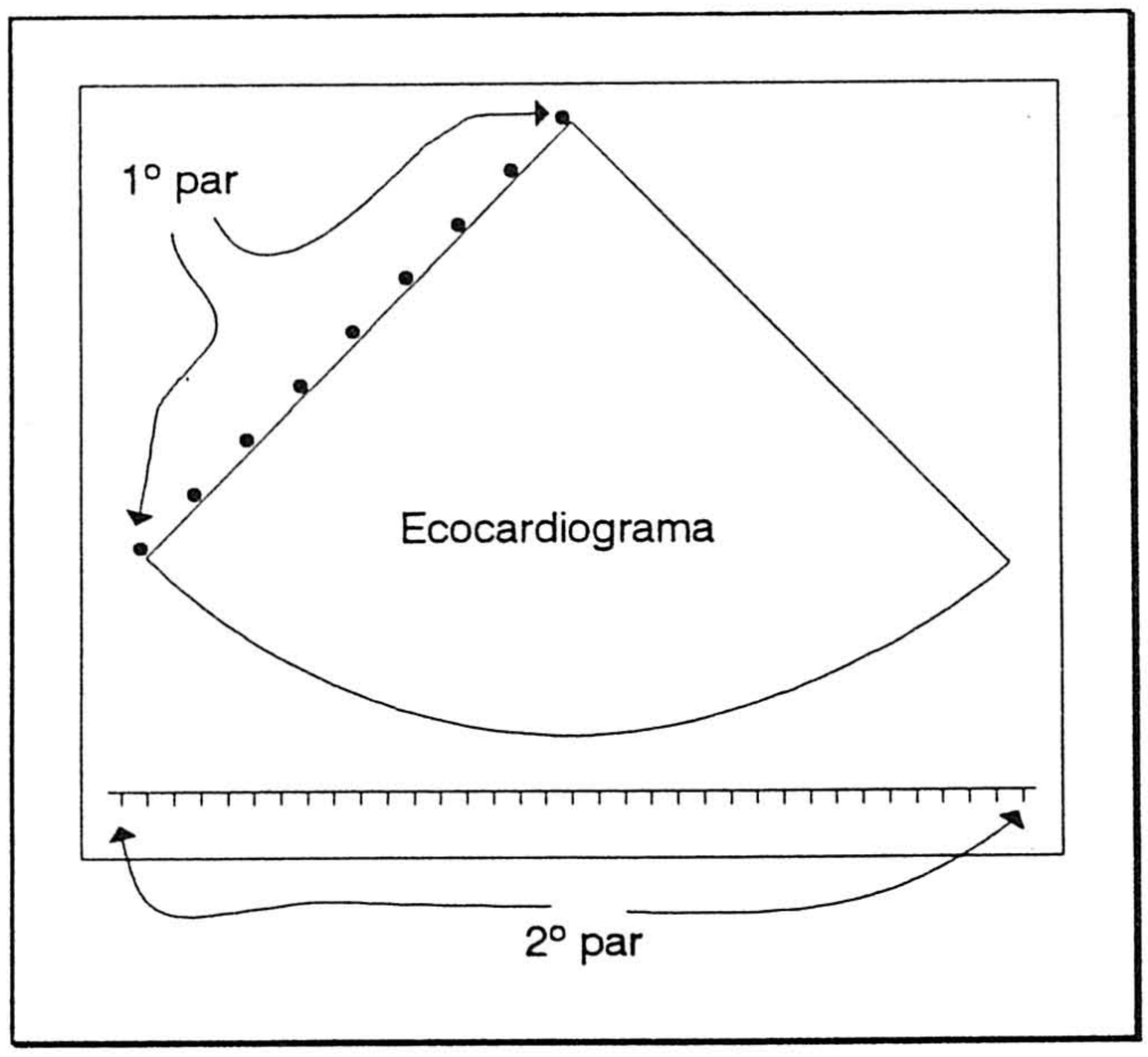


Figura 7 - Pontos sugeridos para calibração

3.2. Ver valores

Operação associada à janela de configuração e que é accionada através da tecla de função **F3** ou do rato. Destina-se a mostrar, em janela própria, quais as profundidades para as quais já foi efectuada uma operação de calibração efectiva ou estimada. Para cada uma

---

[23] O ficheiro de calibração deve existir no mesmo directório onde se encontra a parte executável do SIPAFE, e tem o mesmo nome do ecocardiógrafo seguido da extensão '.cal'.

dessas profundidades indica-se também qual a dimensão real de cada pixel[24] nas correspondentes imagens digitalizadas. Na figura 8 pode ver-se um exemplo.

Após a afixação da janela com os valores e sua leitura, poderá prosseguir actuando a tecla de **Enter** ou o botão esquerdo do rato.

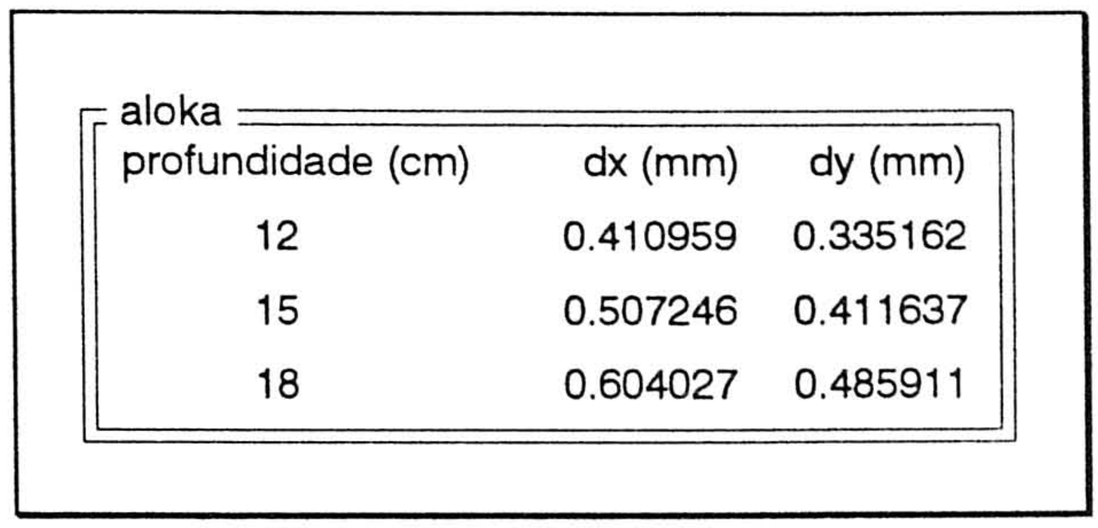


Figura 8 - Ver valores

3.3. Parâmetros

Esta operação permite conhecer e alterar alguns dos parâmetros permanentes associados às operações de processamento de 'estimação de um centróide' e 'obtenção de um contorno'. À semelhança das anteriores é invocada a partir da janela de configuração através da actuação na tecla de função **F4** ou do rato.

Após a invocação, surge no écran um menu permitindo escolher a operação de processamento para a qual se pretende visualizar ou alterar os respectivos parâmetros. Escolhida aquela, será então afixada uma janela de entrada de dados com os valores actuais dos parâmetros que é possível modificar. Depois da eventual modificação e validação da operação, o ficheiro 'status.spe' é automaticamente actualizado. Ver figura 9.

Mais à frente, quando da descrição das operações de processamento, far-se-á referência a estes parâmetros gerais.

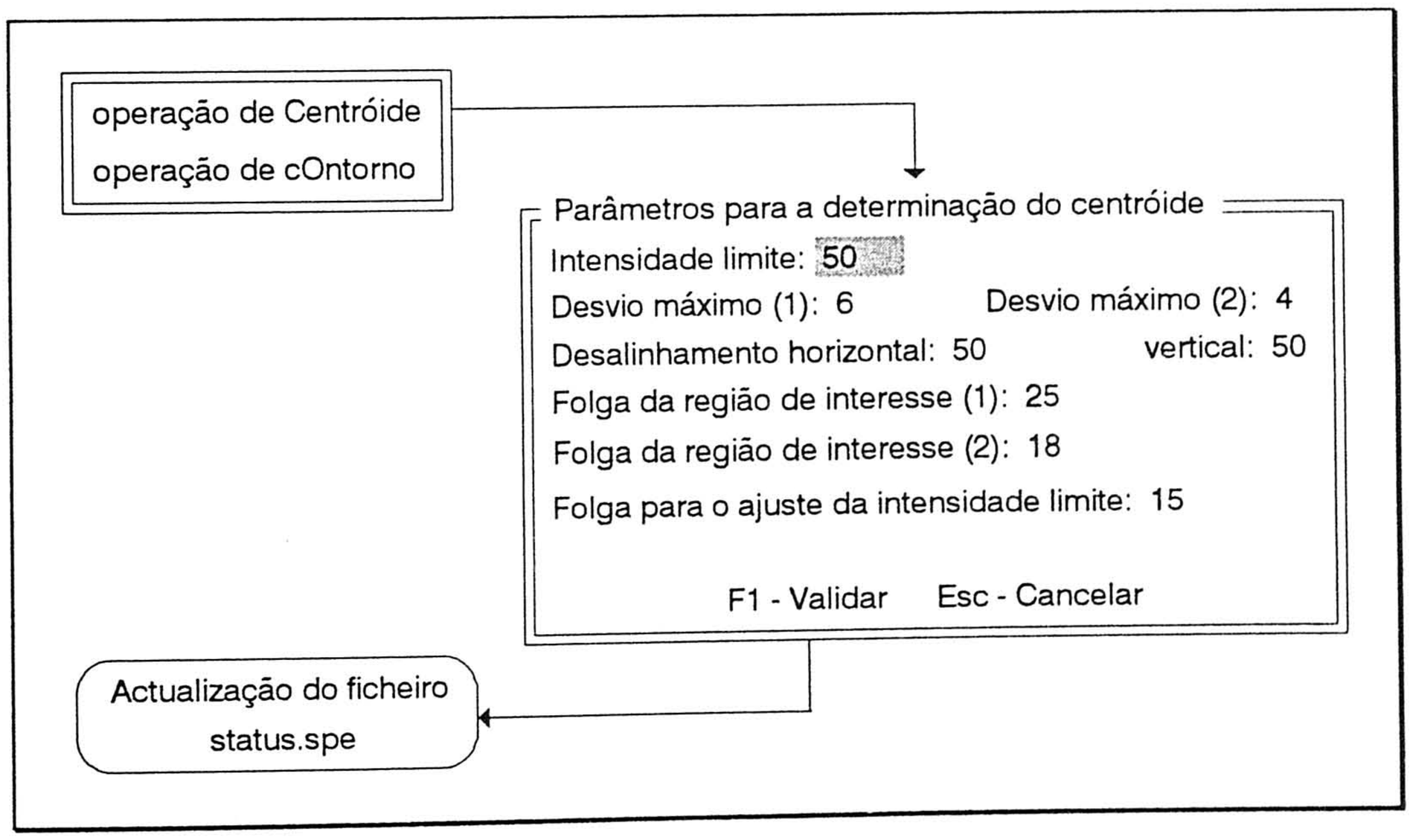


Figura 9 - Actualização de parâmetros

[24] Horizontal (dx) e vertical (dy).

3.4. Interactividade

Várias operações de processamento permitem graus diversos de intervenção do utilizador, por exemplo para introduzir correcções se porventura o resultado não for o mais adequado. Essa menor ou maior intervenção permitida é controlada através de um parâmetro global denominado 'interactividade', podendo variar entre 0 e 3.

Uma das formas de modificar o valor da interactividade é através da respectiva operação associada à janela de configuração. Como está aí indicado a operação é invocada pressionando a tecla de função **F5** ou com o auxílio do rato.

Surgirá então uma janela que permite, através de uma analogia gráfica, conhecer e modificar o valor da interactividade. Uma das formas de proceder à modificação consiste na actuação das teclas de deslocamento horizontal ← e →. Outra forma é a utilização do rato através do deslocamento do cursor para as setas marcadas na janela e o pressionar do botão esquerdo. Valida-se o resultado actuando em **Enter** ou executando um duplo clique no rato. A figura que se segue ilustra a janela de modificação da interactividade.

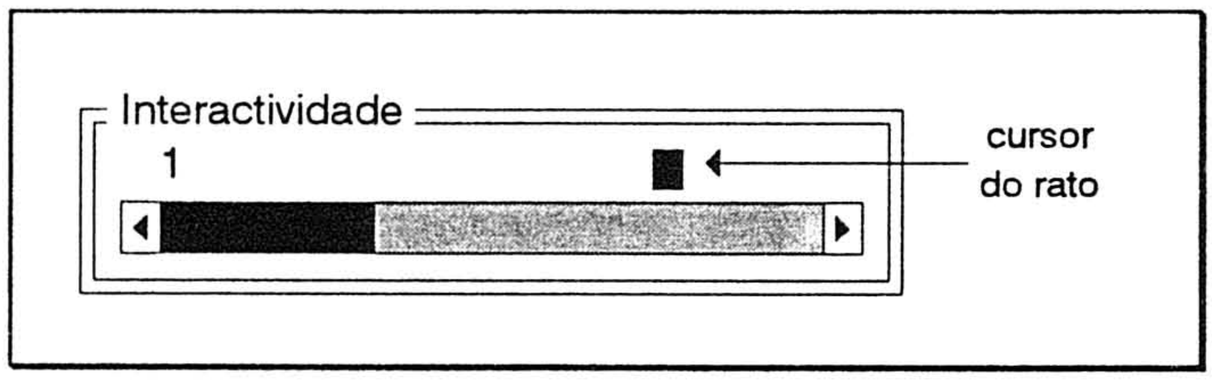


Figura 10 - Janela de modificação da interactividade

4. AQUISIÇÃO, SELECÇÃO E VISUALIZAÇÃO DE IMAGENS

Este módulo destina-se a permitir a visualização directa do sinal de vídeo, proveniente do gravador VHS ou do ecocardiógrafo, a eventual aquisição de imagens seleccionadas e a sua salvaguarda em ficheiros. Permite também a visualização de imagens já guardadas em disco, assim como a gravação em ficheiro de qualquer imagem afixada no écran. Contém ainda operações que permitem a aquisição, visualização, comparação e salvaguarda de sequências de imagens.

O módulo deverá ser utilizado apenas para a visualização ou aquisição esporádica de imagens, como por exemplo as imagens necessárias à calibração efectiva de um aparelho e profundidade. Para a selecção e aquisição das imagens pertencentes a um determinado exame, deverá usar-se o módulo de "Gestão de pacientes", que efectua essa tarefa de forma metódica e sistemática, chamando este módulo quando necessário.

Acedem-se as operações aqui definidas seleccionando o segundo item do menu principal (figura 3), o que fará aparecer um menu local. Na figura 11 pode apreciar-se este menu , o fluxo de execução dos seus vários items e as correspondentes acções efectuadas.

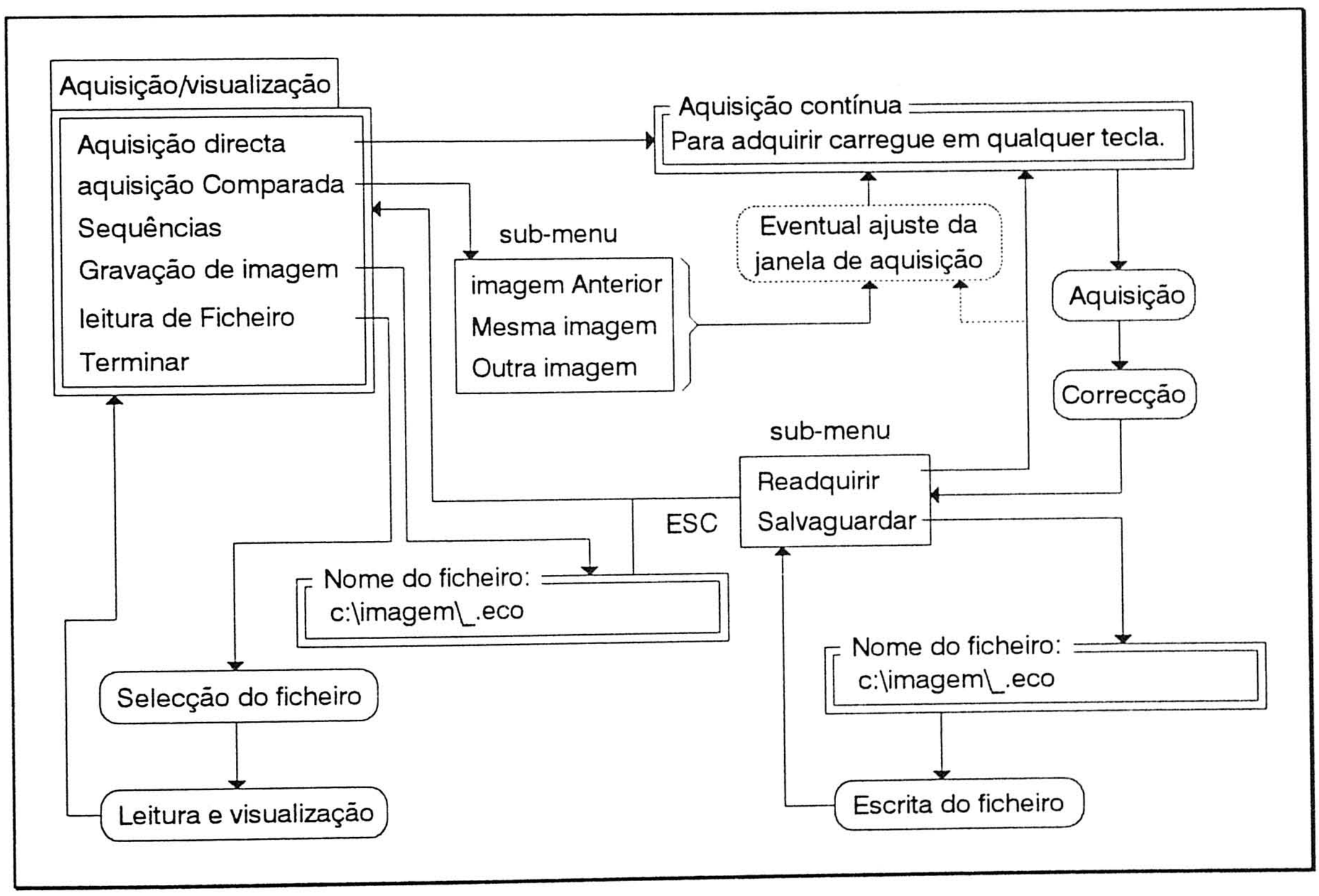


Figura 11 - Módulo de aquisição e visualização

Retorna-se ao menu principal do sistema através do último item do menu local[25], a tecla de **Esc** ou accionando o botão direito do rato.

4.1. Aquisição directa

Quando se selecciona esta opção, o sinal de vídeo proveniente do gravador VHS ou do ecocardiógrafo e presente na entrada do sistema, é continuamente digitalizado, armazenado numa memória interna do digitalizador DT2851 e visualizado no monitor RGB analógico em

---

[25] Em geral todos os menus afixados a partir do menu principal do sistema contêm o item 'Terminar'.

tempo real.

Logo que o utilizador pressione qualquer tecla ou accione o botão esquerdo do rato, efectua-se a retenção da última imagem digitalizada presente na memória interna do sistema. Repare-se, no entanto, que uma imagem vídeo é sempre composta por dois quadros entrelaçados[26], que poderão ser substancialmente diferentes se existir movimento[27]. Para evitar instabilidade nas imagens adquiridas é de toda a conveniência 'congelar'[28], antes da aquisição, a fonte de sinal vídeo, o que pode ser feito quer com o gravador, quer directamente com o ecocardiógrafo.

Em virtude de alguns gravadores não apresentarem boa estabilidade no modo de 'imagem parada', existe a possibilidade de efectuar uma correcção pós-aquisição das imagens. Essa correcção consiste em copiar as linhas pares da imagem[29] para as linhas ímpares, ou vice-versa. Para esse efeito, e logo após cada aquisição, aparecerá uma janela de diálogo permitindo a escolha da acção de correcção, como se ilustra na figura que se segue.

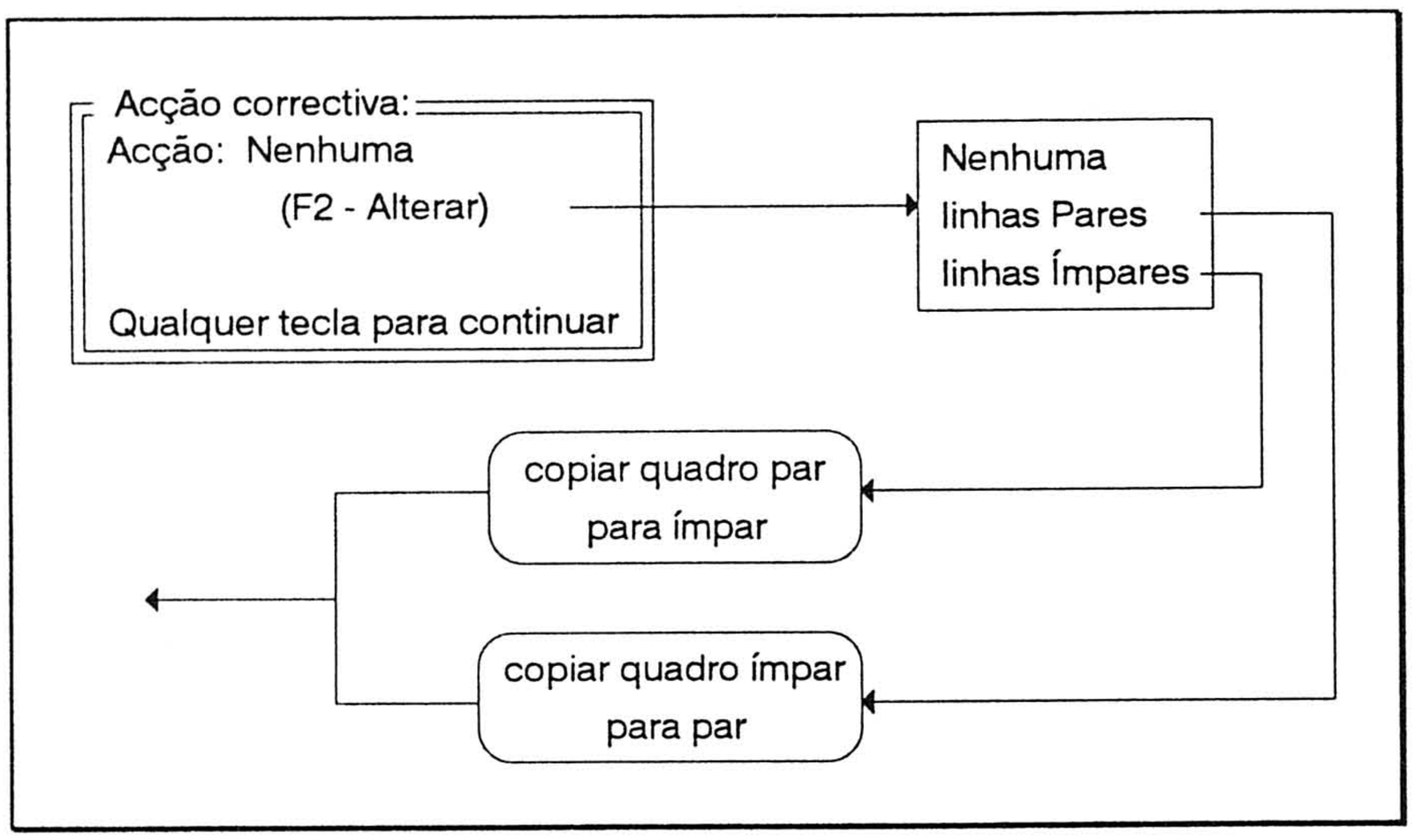


Figura 12 - Correcção da aquisição

Efectuada a eventual correcção poderá escolher-se, a partir de um sub-menu, uma das seguintes operações:

- retornar de imediato ao modo de aquisição contínua, através da opção de 'Readquirir', o que deverá ser feito se a imagem adquirida e corrigida não for de boa qualidade ou não corresponder ao momento que o utilizador deseje;
- salvaguardar em ficheiro a imagem adquirida e presente na memória interna do sistema, através da opção de 'Salvaguardar';
- voltar ao menu inicial do módulo de 'Aquisição/visualização', cancelando o sub-menu com a tecla de **Esc** ou o botão direito do rato.

Na acção de salvaguarda, a unidade de disco, o directório, e a extensão (.eco) do ficheiro, são automaticamente indicados pelo sistema, a partir dos valores da configuração. Aparecem numa pequena janela de entrada de dados (ver figura 11), podendo, no entanto, ser aqui alterados.

---

[26] De acordo com as normas europeias CCIR ou PAL.

[27] A diferença temporal entre os dois quadros é de 20 ms.

[28] Operação vulgarmente designada por "pause", "still" ou "freeze".

[29] Ou seja, um dos quadros.

4.2. Aquisição comparada

Na operação de aquisição comparada, metade do écran do monitor analógico é mantido fixo, enquanto que na outra metade se processa a aquisição contínua. É assim possível comparar a imagem que está nesse momento a ser adquirida com uma outra já memorizada.

Quando se selecciona esta operação, surge no écran um sub-menu com as várias opções de escolha da imagem que servirá como termo de comparação na metade fixa do monitor. São três essas opções:

- imagem anterior - a imagem de comparação será aquela que está nesse momento a ser visualizada, e que provavelmente foi objecto de aquisição na operação anterior (comparada ou directa);
- mesma imagem - nesta segunda opção define-se como imagem de comparação a mesma da necessária aquisição comparada efectuada imediatamente antes, ou seja, faz-se uma nova aquisição comparada sem modificar a imagem de comparação;
- outra imagem - nesta terceira hipótese, o utilizador escolherá como imagem de comparação uma já previamente gravada em disco; a escolha é feita através de uma lista de ficheiros contendo imagens, que é afixada no écran e é em tudo semelhante à que aparece na operação de 'leitura de ficheiro'.

A imagem escolhida ocupará então a metade esquerda do écran, enquanto que na parte central da metade direita se visualiza, em aquisição contínua, o sinal de vídeo presente na entrada do sistema. Na realidade a aquisição do sinal de vídeo processa-se na totalidade[30] para uma das memórias internas, sem ser visualizada, enquanto o processador central copia continuamente um bloco[31] dessa memória para a posição atrás indicada da memória que está a ser visualizada.

Durante a fase de aquisição contínua é possível ajustar qual a porção da imagem que é copiada e visualizada conjuntamente com a imagem de comparação (ver figura 13).

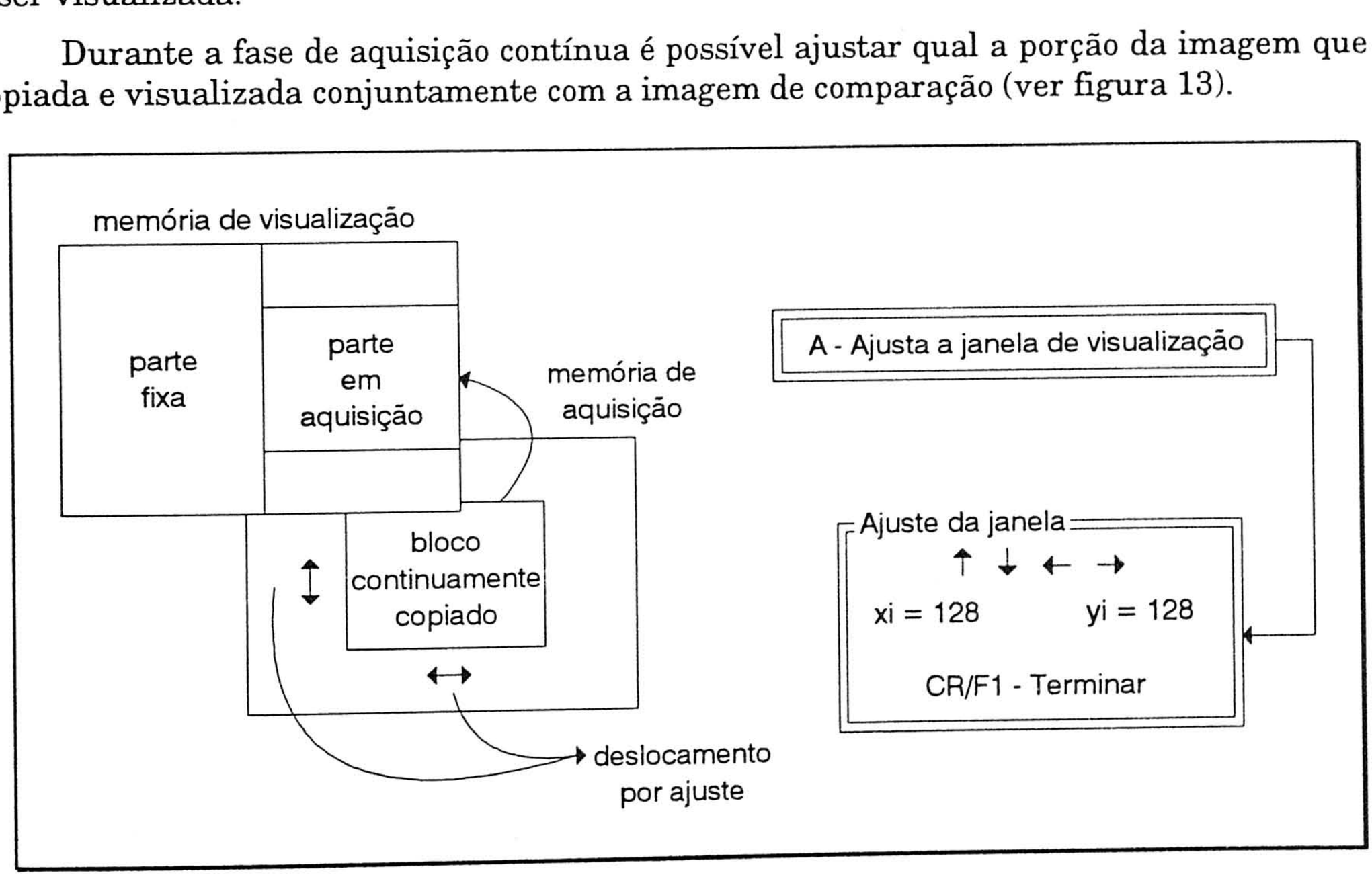


Figura 13 - Ajuste da janela de aquisição

Inicialmente essa porção é o bloco central da imagem total, ou seja, aquele cujo canto

---

[30] 512 x 512 pixels.

[31] 256 x 256 pixels.

superior esquerdo se situa no ponto de coordenadas (128, 128). Para proceder ao ajuste é necessário actuar na tecla **A**, conforme indicado no écran, e seguidamente deslocar o bloco visualizado com o auxílio das teclas de deslocamento (setas) ou do rato. Durante o ajuste mostra-se, numa janela própria, quais as coordenadas actuais do canto superior esquerdo do bloco visualizado.

Na operação de aquisição comparada, durante a fase de aquisição contínua e eventual ajuste da janela de visualização, o rato está inibido, uma vez que a cópia contínua do bloco de imagem de uma memória para outra é bastante exigente em termos computacionais.

Quando se dá ordem para parar a aquisição contínua[32], mostra-se no monitor a globalidade da imagem adquirida, e a partir daí tudo se processa de forma idêntica à operação de aquisição directa, já descrita.

4.3. Sequências

O conjunto de operações acedidas a partir deste item do menu de aquisição permite adquirir, visualizar e comparar sequências de imagens ecocardiográficas. Cada sequência é composta por 16 imagens com a resolução de 256 x 256 pixels adquiridas a intervalos de 80 ms, se o processador central e a memória forem suficientemente rápidos.

Existe no sistema espaço suficiente para manter em memória interna duas destas sequências, designadas por A e B. É também possível salvaguardar em ficheiro qualquer destas sequências e recuperá-las mais tarde. Cada sequência ocupa em ficheiro no disco um espaço de 512 Kbytes.

Quando se invoca esta opção surge no écran um sub-menu discriminando as diversas operações que é possível efectuar com sequências. Escolhida uma dessas operações aparecerá um novo sub-menu para a selecção da sequência (A ou B) sobre a qual vai operar, excepto se se tratar da comparação, que envolve as duas sequências.

Pode ver-se na figura seguinte o sub-menu das operações com sequências, juntamente com o sub-menu de selecção de uma sequência para as operações que a requerem.

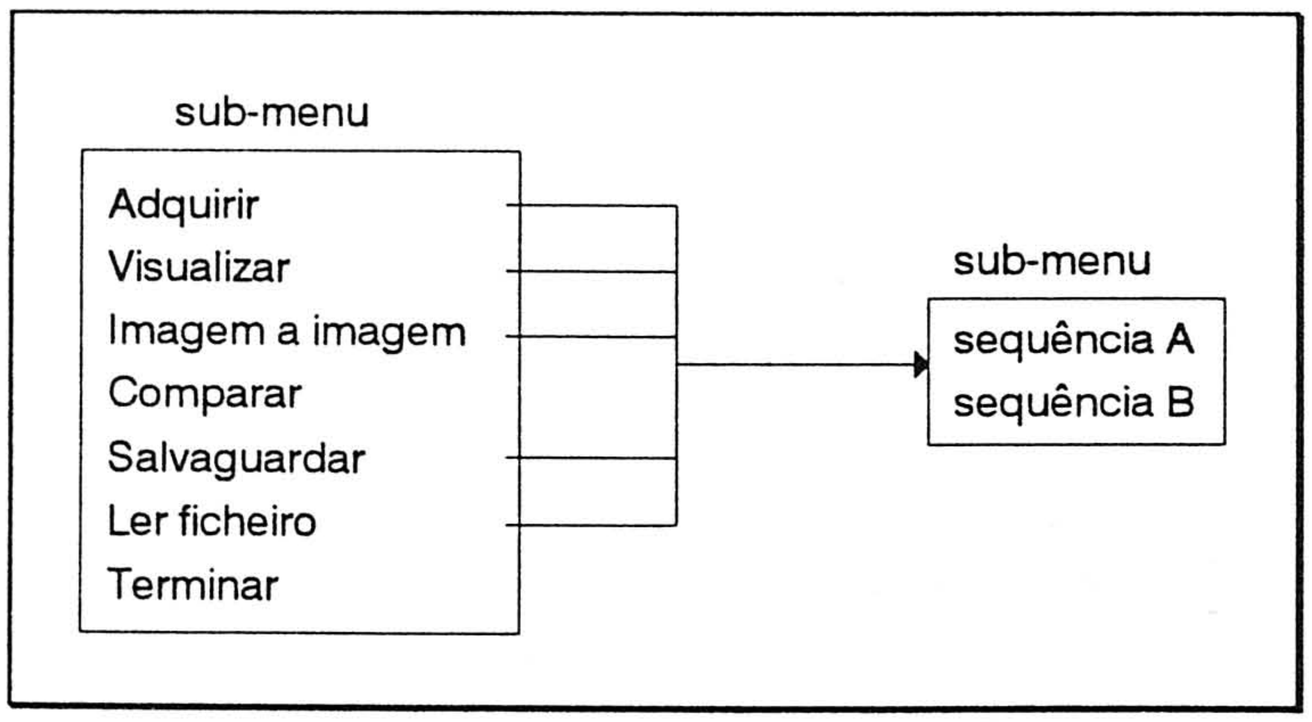


Figura 14 - O sub-menu das operações com sequências

4.3.1. Aquisição de uma sequência

A aquisição de uma sequência processa-se de forma análoga à aquisição de uma imagem, já descrita. Após a invocação da operação e da escolha da sequência a adquirir (A ou B), tudo fica preparado para a sua efectivação, que se concretiza pelo simples accionar de qualquer tecla ou do botão esquerdo do rato. No monitor de imagem visualiza-se o sinal vídeo da entrada em aquisição contínua.

---

[32] Actuando em qualquer tecla, excepto a tecla **A**.

No entanto, como as imagens da sequência só possuem 256x256 pixels, é possível ajustar, na globalidade da imagem, qual a zona a ser adquirida. Para se activar a possibilidade desse ajuste basta actuar na tecla **A**, conforme é indicado numa das janelas desenhadas pela operação e que se pode observar na figura que se segue.

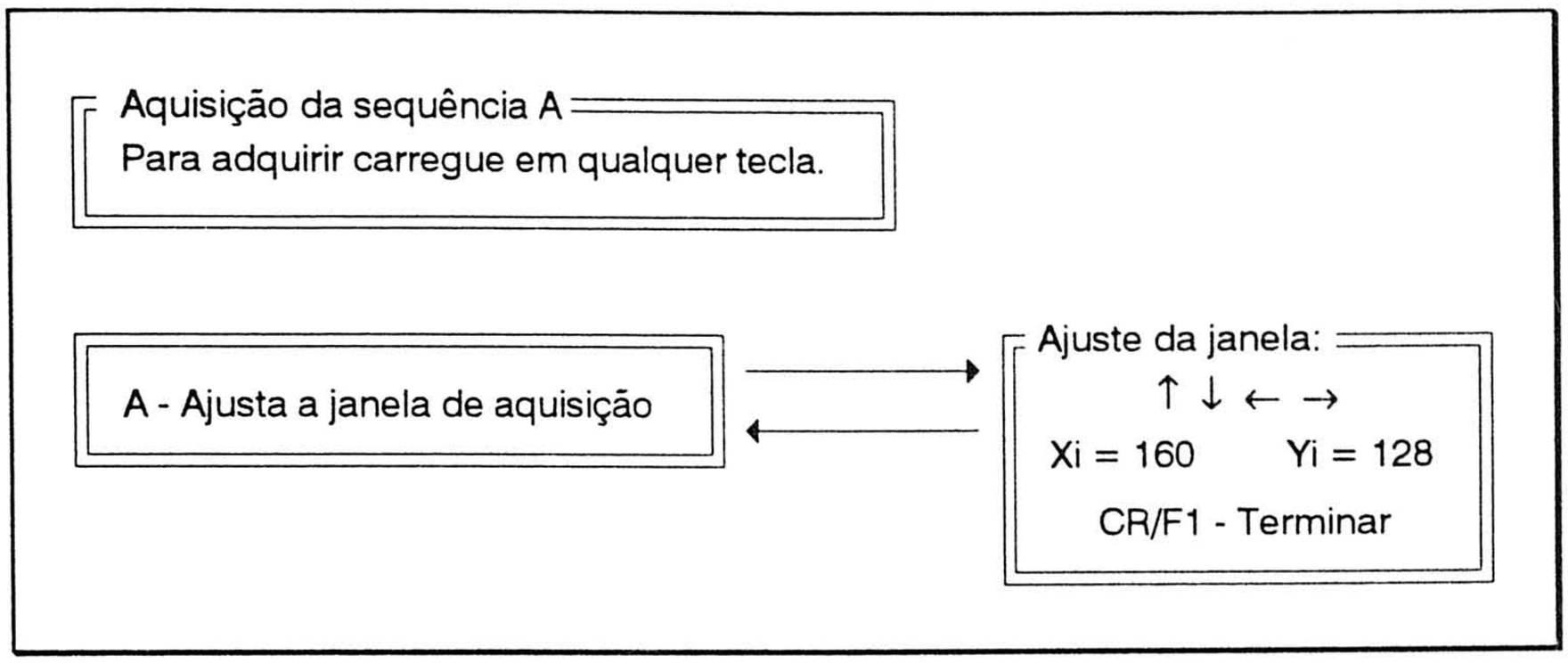


Figura 15 - Janelas da operação de aquisição de uma sequência

Surge então uma nova janela auxiliar do posicionamento da zona a adquirir. O seu ajuste pode efectuar-se actuando nas teclas de deslocamento (setas) ou simplesmente deslocando o rato na direcção pretendida. No monitor de imagem observa-se de imediato quais as alterações efectuadas, enquanto que na janela de ajuste se actualizam constantemente as coordenadas do canto superior esquerdo da zona correspondente.

A validação do ajuste faz-se da forma habitual, ou seja actuando na tecla de **Enter** ou **F1**, ou ainda no botão esquerdo do rato.

Após este eventual ajuste e após a aquisição, o conjunto das 16 imagens adquiridas fica armazenado em memória interna do sistema.

4.3.2. Visualização

Na operação de visualização de uma sequência são afixadas no monitor de imagem, em ciclo contínuo e em cadência rápida, as 16 imagens que a constituem. A afixação é sempre feita no centro do écran.

Durante a visualização surge no écran do sistema uma janela de estado indicando o modo de paragem. Esta só pode ser efectuada através do teclado pelo accionamento de qualquer tecla.

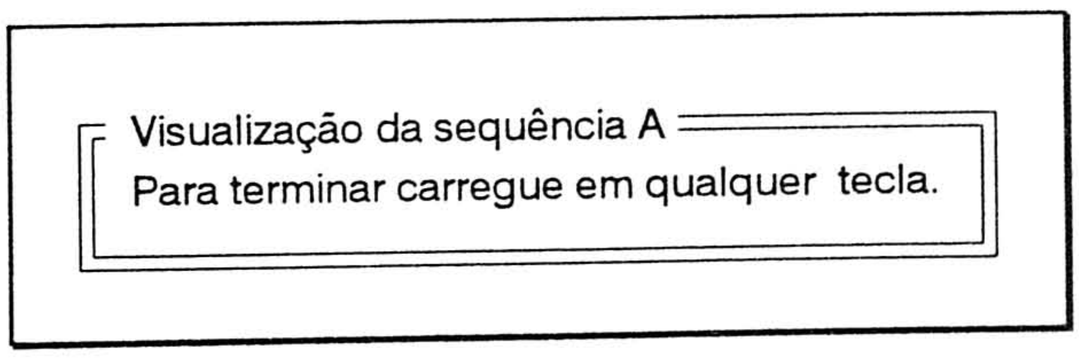


Figura 16 - Janela de estado da operação de visualização de uma sequência

4.3.3. Observação imagem a imagem

Nesta operação é possível afixar no monitor de imagem qualquer imagem de uma sequência já adquirida e avançar ou recuar para as adjacentes.

Depois de escolhida a sequência que pretendemos visualizar imagem a imagem,

surgirá uma janela indicando o número da imagem afixada[33], que entretanto é colocada no centro do monitor, e as teclas a utilizar para avançar ou recuar para a imagem adjacente. Ver a figura seguinte.

À medida que se afixam outras imagens da sequência, actualiza-se o respectivo número na janela. É de notar que é possível avançar ou recuar com o auxílio do rato, activando o botão esquerdo quando o cursor se encontrar sobre o texto que indica as teclas de avanço e recuo. Abandona-se a observação actuando na tecla de **Esc** ou no botão direito do rato.

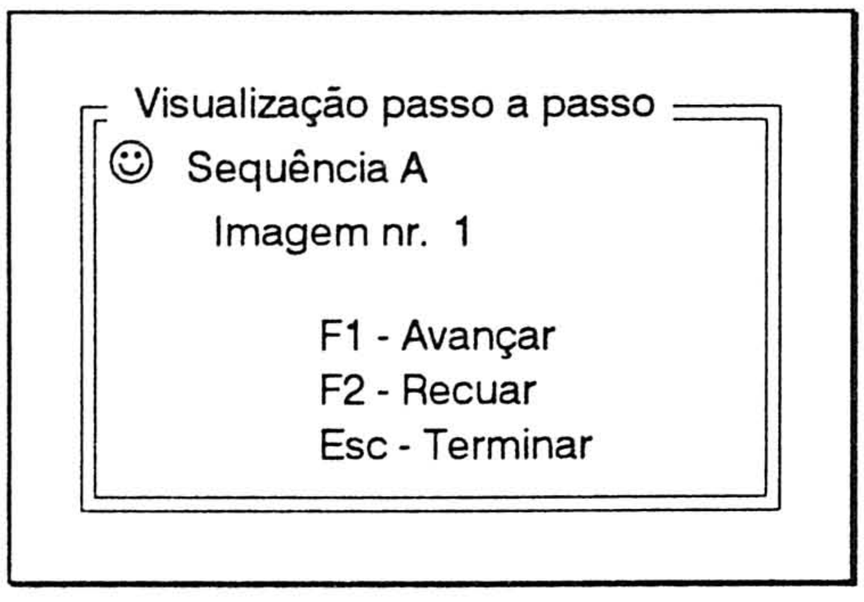


Figura 17 - Janela para a operação de observação imagem a imagem

4.3.4. Comparação de sequências

Quando se executa esta operação é possível visualizar lado a lado[34] duas sequências de imagens previamente adquiridas, e que se designam pelos nomes de sequência A e sequência B. Esta visualização pode ser realizada de diversas formas, a saber:

- afixação simultânea e contínua das duas sequências a uma cadência elevada;
- afixação contínua de uma sequência a cadência elevada enquanto que relativamente à outra permanece afixada apenas uma das suas imagens;
- afixação de uma imagem de cada sequência, com a possibilidade de avançar e recuar qualquer delas para a imagem adjacente.

Todas estas sub-operações são desencadeadas e controladas a partir de uma janela, que surge quando se invoca a operação de comparação, e após a escolha do modo de afixação.

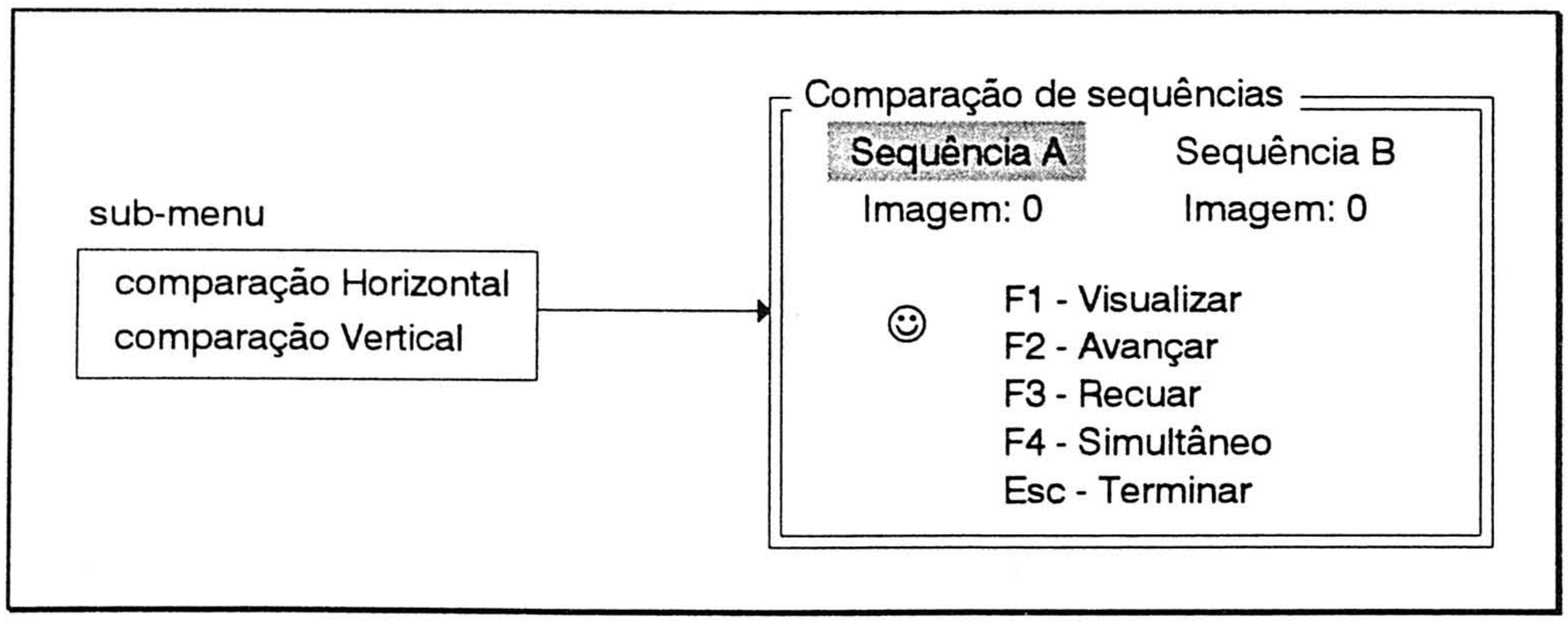


Figura 18 - Janelas para a operação de comparação

O modo de afixação é seleccionado a partir de um sub-menu e permite colocar as

---

[33] Que pode variar de 1 a 16.

[34] Ou em cima e em baixo.

imagens a comparar lado a lado, através da opção de 'comparação horizontal', ou uma por cima da outra, através da opção de 'comparação vertical'. Mostra-se na figura 18 o referido sub-menu e a janela que controla as sub-operações de comparação.

Após a escolha do modo de afixação aparecerão no monitor RGB as primeiras imagens de cada sequência, dispostas na forma escolhida. Na janela de controlo isso é indicado na sua segunda linha, através do número 0 para cada imagem.

As sub-operações de visualização, avanço e recuo dizem respeito a apenas uma sequência, que deve ser seleccionada previamente, e que é indicada por um fundo de cor diferente nas expressões 'Sequência A' ou 'Sequência B'. Para alterar a sequência activa basta accionar as teclas **A** ou **B**, ou ainda o botão esquerdo do rato quando o cursor se encontrar sobre uma daquelas expressões.

Visualização

Executa-se a visualização de uma sequência actuando na tecla **F1** ou com o auxílio do rato, na forma habitual. Nesta operação, as imagens da sequência activa são afixadas ciclica e continuamente a uma cadência elevada, enquanto que a imagem referente à outra sequência permanece parada.

Durante a visualização da sequência activa, surgirá uma janela de estado semelhante à da figura 16. Termina-se a visualização carregando numa qualquer tecla, como indicado[35].

Avanço e recuo

As teclas de função **F2** e **F3** permitem passar para uma imagem adjacente àquela que está a ser afixada, na sequência que nesse momento está activa. Possibilita-se assim a comparação imagem a imagem das duas sequências presentes.

Na janela de controlo das operações de comparação indica-se continuamente o número das imagens que estão no momento afixadas.

Visualização simultânea

Na visualização simultânea podem observar-se as duas sequências em afixação contínua, de forma emparelhada ou não. Quando se emite a ordem de visualização simultânea, através da tecla **F4** ou com o auxílio do rato, as duas sequências passam a ser afixadas imagem a imagem, a partir das imagens que no momento estejam presentes no monitor.

No écran do sistema aparecerá uma janela semelhante à da figura 16, indicando o modo de terminar a visualização.

Terminar

Termina-se o modo de comparação de sequências da maneira habitual, ou seja, actuando na tecla de **Esc**, actuando o botão esquerdo do rato sobre a mensagem que indica o modo de terminar, ou mais simplesmente actuando no botão direito do rato.

4.3.5. Salvaguardar uma sequência

Como já se referiu, é possível salvaguardar em ficheiro qualquer uma das duas sequências previamente adquiridas. Esta operação é muito semelhante à salvaguarda de uma imagem após a sua aquisição, como foi descrito na secção 4.1. Na janela de entrada de dados onde se deverá indicar o nome do ficheiro aparecem já a unidade de disco, o directório e a extensão de defeito (.ecs), podendo ser modificados. Validado o nome do ficheiro, procede-se à sua gravação com a afixação de uma janela de estado[36].

---

35 O rato é desactivado durante as operações de visualização de sequências para minimizar o intervalo de afixação das respectivas imagens.

36 Ver a figura 19.

Deve-se notar que cada ficheiro contendo uma sequência de 16 imagens ocupa um espaço no disco de 512 Kbytes.

4.3.6. Recuperar uma sequência

Da mesma forma que é possível guardar uma sequência de imagens, também é possível ler um ficheiro contendo uma sequência para qualquer uma das posições internas A ou B. Quando da invocação da operação 'Ler ficheiro', surge uma janela com a listagem de todos os ficheiros de sequência presentes no directório de defeito[37].

Seleccionado um desses ficheiros e validada a selecção, procede-se à sua leitura e armazenamento na posição interna inicialmente indicada. Durante a leitura é afixada uma janela de estado[38].

A janela de selecção do ficheiro de sequência a ler é idêntica à que se mostra na figura 20, e o seu modo de operação será descrito na secção 4.5., que trata da leitura de um ficheiro de imagem.

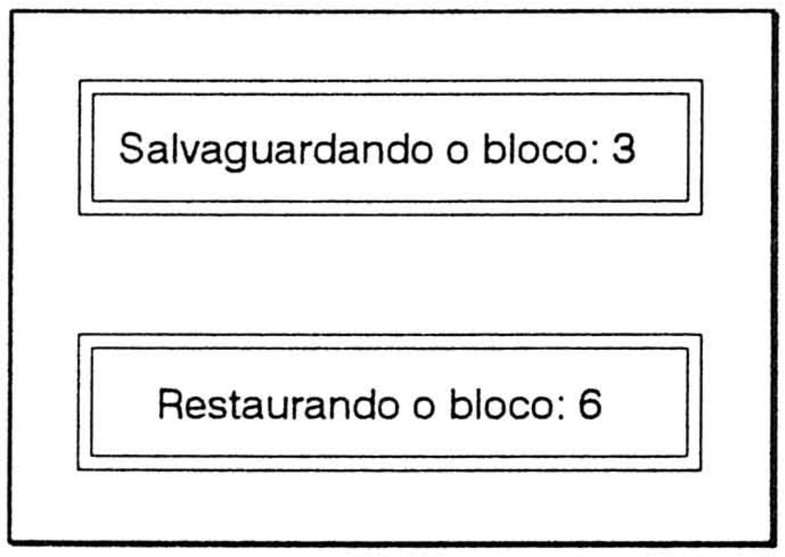


Figura 19 - Janelas de estado nas operações de salvaguarda e leitura de sequências

4.4. Gravação de imagem

A operação de gravação de imagem permite salvaguardar em ficheiro qualquer imagem que esteja presente na memória interna do sistema e a ser visualizada no monitor analógico.

Quando da sua invocação surge uma janela de entrada de dados onde se deverá indicar o nome do ficheiro a gravar. Esta janela é em tudo idêntica àquela que é afixada quando da operação de salvaguarda após uma aquisição, contendo já a unidade de disco, o directório e a extensão por defeito, que podem, no entanto, ser aqui alterados[39].

Validado o nome do ficheiro, procede-se à sua gravação.

4.5. Leitura de ficheiro

Com a operação 'leitura de ficheiro' é possível visualizar no monitor RGB o conteúdo de qualquer ficheiro de imagem, previamente gravado em disco. O nome do ficheiro a visualizar é seleccionado a partir de uma lista apresentada numa janela. Inicialmente é listado o conteúdo da unidade de disco e directório por defeito, definidos na configuração, sendo possível alterá-los localmente. Na figura 20 mostra-se um exemplo deste tipo de janela, que é um caso especial de uma janela de selecção genérica.

A escolha de um ficheiro de imagem poderá ser feita do seguinte modo:

- possível modificação do disco, directório e tipo de ficheiros listados, através da edição do campo designado por 'Modelo' e utilizando os caracteres "wildcard" do

---

[37] O directório de ficheiros de imagem indicado na configuração.

[38] Ver a figura 19.

[39] Ver a secção 4.1. e a figura 11.

sistema operativo MS-DOS[40]; após esta possível modificação deverá actuar-se na tecla de função **F2** ou pressionar o botão esquerdo do rato com o cursor sobre a mensagem 'F2 - Confirmar';

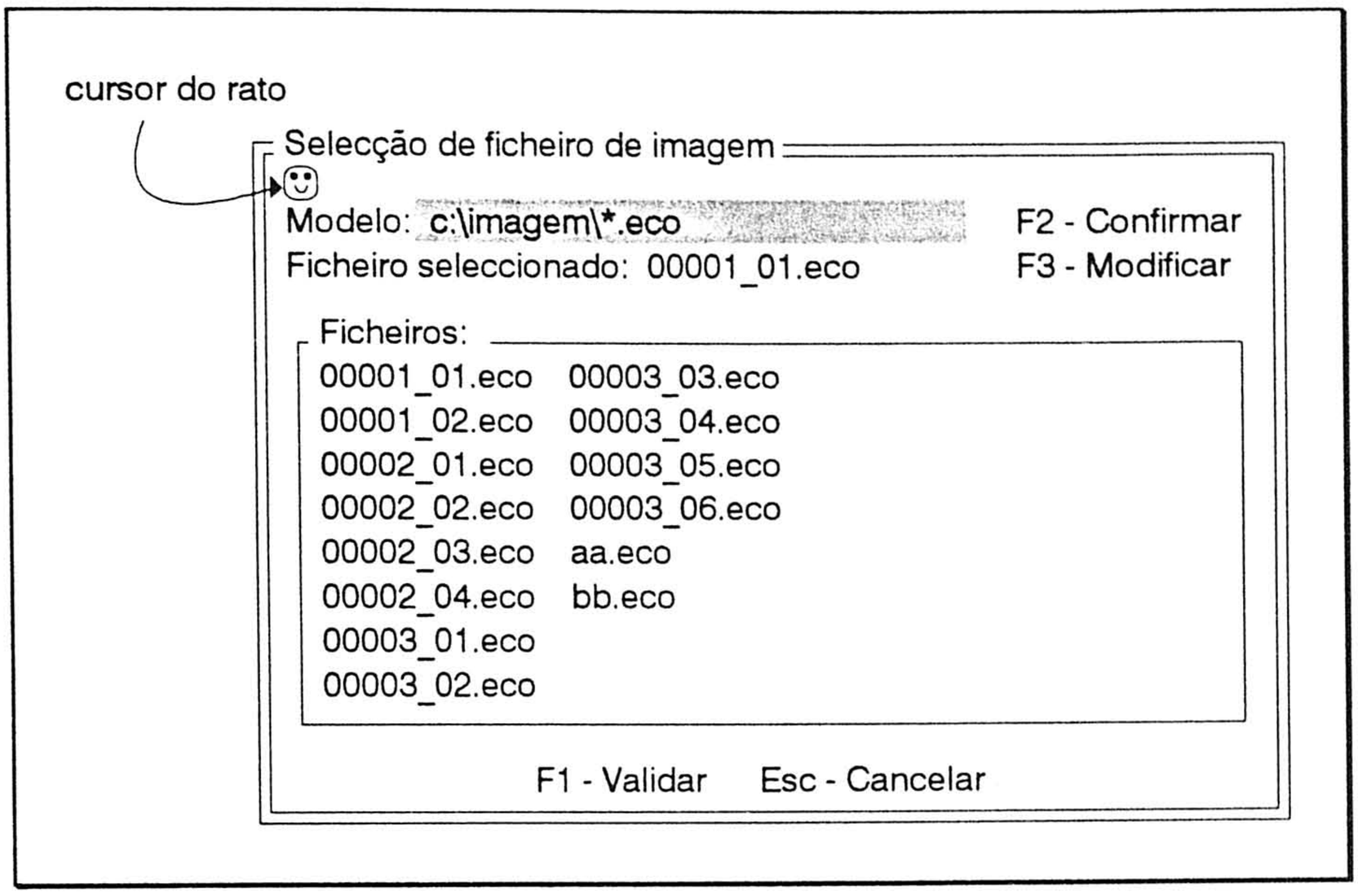


Figura 20 - Janela de selecção de ficheiros

- passagem para o modo de escolha de um ficheiro, se o inicialmente seleccionado[41] não for o desejado; para isso deverá actuar-se na tecla **F3**, ou pressionar o botão esquerdo do rato sobre a mensagem correspondente, ou ainda no interior do rectângulo contendo a lista de ficheiros; surgirá então uma barra de selecção sobre o primeiro ficheiro da lista;

- escolha de um novo ficheiro; desloca-se a barra de selecção utilizando as teclas de deslocamento (as quatro setas) e também as teclas de **PgUp**, **PgDn**, **Home** e **End**; alternativamente pode utilizar-se o rato deslocando-o nas quatro direcções; quando a barra de selecção se encontrar sobre o ficheiro pretendido deverá validar-se a escolha actuando em **Enter** ou no botão esquerdo do rato; volta-se assim ao estado inicial da janela, mas com um novo ficheiro seleccionado;

- validação final do ficheiro seleccionado, actuando na tecla **F1**, botão esquerdo do rato sobre a respectiva mensagem ou através de um duplo 'clique'; no caso de se pretender cancelar toda a operação deverá actuar-se em **Esc** ou no botão direito do rato.

Logo que se valida um ficheiro de imagem, esta será mostrada no monitor RGB analógico.

---

40 '*' em representação de zero ou mais caracteres arbitrários e '?' em representação de um único carácter arbitrário.

41 O primeiro da lista.

5. GESTÃO DE PACIENTES

A finalidade deste módulo é a criação e manutenção de uma base de dados contendo e relacionando informação de pacientes, exames e imagens. Este sistema de ficheiros irá também conter os resultados do processamento das várias imagens de um exame e os parâmetros funcionais extraídos desses resultados. A selecção das imagens relevantes de um dado exame poderá e deverá ser feita utilizando este módulo, para assim se criar automaticamente toda a estrutura de informação relativa ao exame.

Considerando que cada imagem digitalizada ocupa um espaço de 256 Kbytes para armazenamento e que cada exame necessita de 4 a 8 imagens ou mesmo mais, julga-se conveniente, em utilização de rotina, o uso de uma unidade de discos ópticos amovíveis[42], para o armazenamento e arquivo das imagens.

Na figura que se segue mostra-se o menu deste módulo, contendo as diversas operações possíveis, e que surge no écran quando invocado a partir do menu principal.

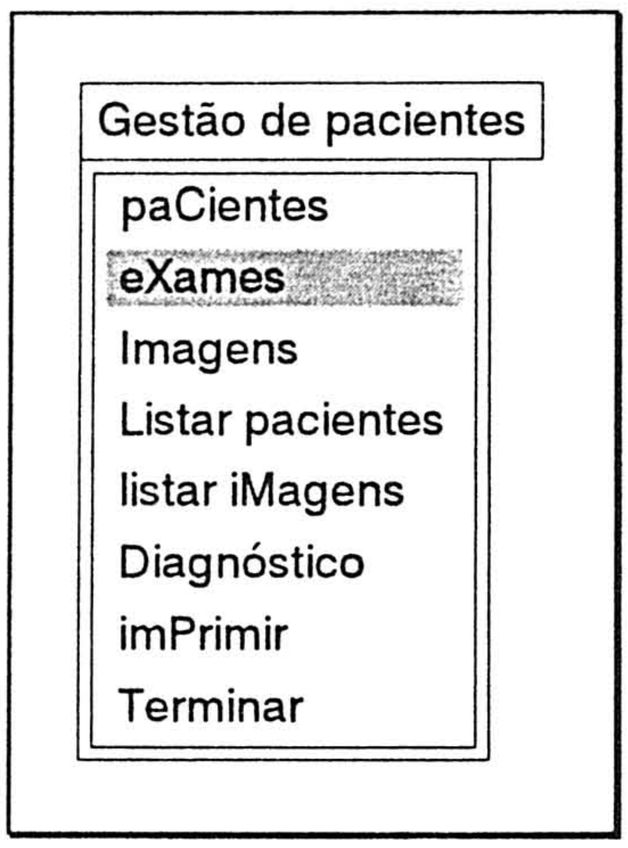


Figura 21 - Menu do módulo de gestão de pacientes

Resumidamente as funções das várias opções deste módulo são as seguintes:

- As primeiras três opções permitem a criação, alteração ou eliminação de ficheiros ou parâmetros relativos a pacientes, exames e imagens.
- A opção de listagem de pacientes permite a escolha, através do nome, de um paciente já existente, tornando-o o paciente por defeito e modificando o respectivo campo da configuração.
- A quinta opção, 'listar imagens', diz-nos quais as imagens pertencentes a um determinado exame e quais as suas características principais.
- Com a opção de diagnóstico é possível escrever, visualizar ou editar um breve comentário de 10 linhas que fica associado a um determinado exame.
- Finalmente a opção de 'imprimir', permite passar para papel, na impressora do sistema, os dados referentes a um paciente, seus exames e imagens, incluindo os diagnósticos se tiverem sido introduzidos.

5.1. Pacientes, exames e imagens

Estas três operações têm em comum as acções que é possível efectuar relativamente aos ficheiros que descrevem as três entidades que representam. É possível criar novos

---

[42] De tecnologia WORM - "Write Once, Read Many", ou MO - "Magneto-Optical", suportando leitura e escrita repetidas.

pacientes, exames ou imagens e suas relações, alterar e visualizar os dados a eles referentes e eliminar os respectivos ficheiros e relações entre eles.

5.1.1. Pacientes

Existe uma hierarquia relacionando as três entidades atrás referidas, sendo o paciente o ponto de partida. Cada paciente, por sua vez, terá um ou mais exames efectuados e ligados à sua ficha. Finalmente, cada exame constará de várias imagens que lhe ficam associadas.

Quando se invoca a opção de paciente, surgirá no écran o sub-menu com as operações possíveis: novo, alteração e eliminação. Mostra-se o fluxo de execução destas operações na figura 22.

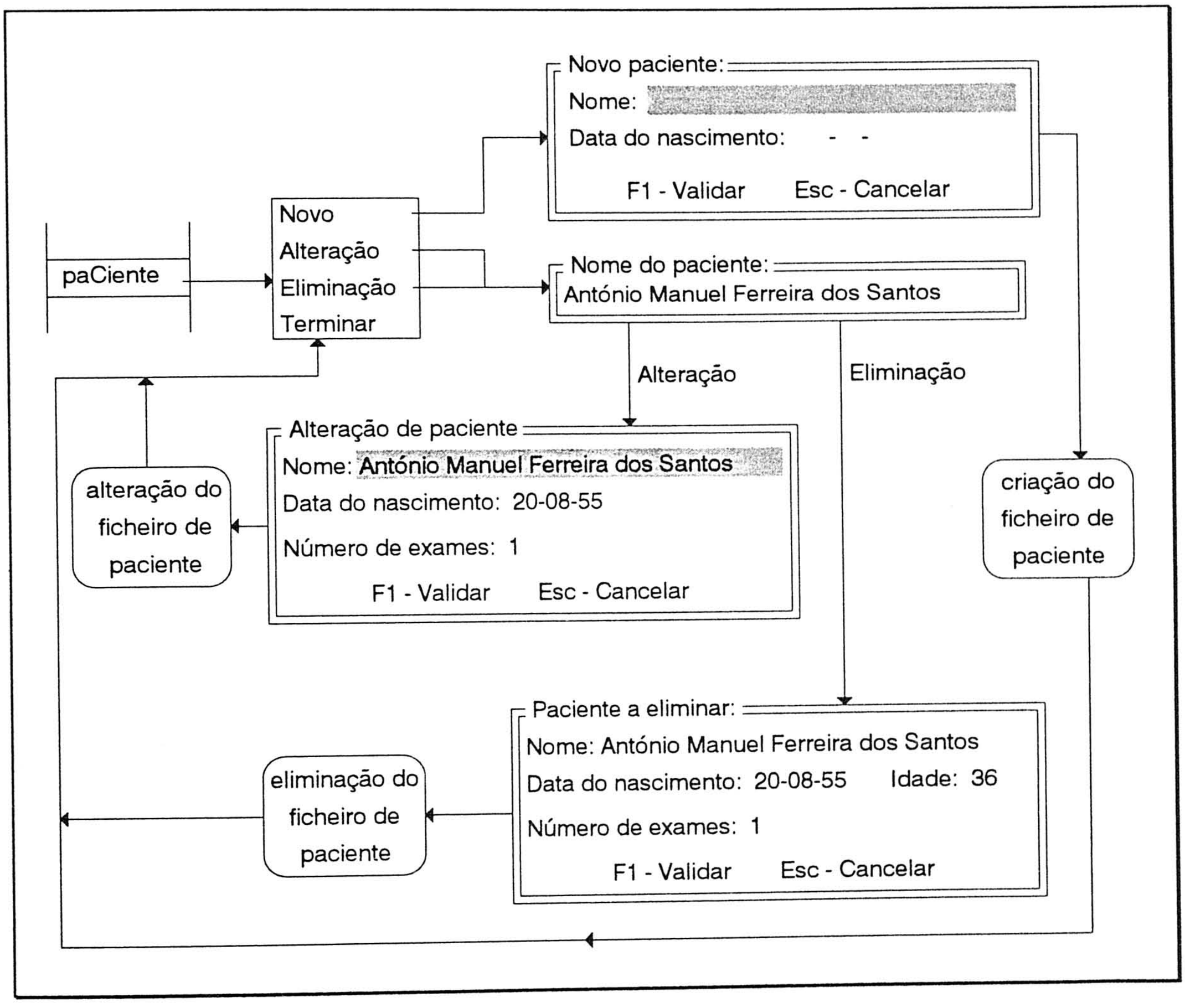


Figura 22 - As operações relativas à opção de paciente

Novo paciente

Na operação de novo paciente são solicitados ao utilizador os dados pessoais do paciente, nomeadamente o seu nome e a data de nascimento em notação DD-MM-AA. Esta informação é mantida num ficheiro de paciente com a extensão .PAC e cujo nome é automaticamente gerado a partir do nome do paciente fornecido. As regras para a geração desse nome são:

1) Utilizar as iniciais maiúsculas do nome fornecido e concatená-las.
2) Caso a regra 1) conduza a colisões, por coincidência, acrescentar os caracteres '_A', '_B', '_C', etc, até se desfazer a colisão.

É importante fornecer os nomes dos pacientes com letras minúsculas e iniciais maiúsculas, no sentido de minimizar as colisões na geração do nome do ficheiro de paciente. Este ficheiro irá também conter a indicação dos vários exames a que o paciente foi submetido e onde se encontra a respectiva descrição.

Após a validação dos dados do novo paciente este passa a ser o paciente por defeito com a alteração automática do respectivo campo da configuração.

Alteração

Ao invocar-se a operação de 'Alteração', o sistema começa por solicitar o nome do paciente cujos dados se pretendem alterar, com o auxílio de uma janela de entrada de dados. Aparecerá inicialmente nessa janela o nome do paciente por defeito. Se se pretender alterar esse nome, poderá fornecer-se o nome completo ou apenas as iniciais maiúsculas. Valida-se o nome do paciente com a tecla de **Enter** ou o botão esquerdo do rato.

Validado o nome do paciente, e caso este exista, serão apresentados numa nova janela de entrada os seus dados actuais, com a possibilidade de serem alterados[43]. No caso de haver alteração de nome, o nome do ficheiro de paciente também poderá ser alterado, seguindo as regras já apresentadas.

Eliminação

A primeira parte da operação de 'Eliminação' é em tudo semelhante à operação anterior, no que diz respeito à especificação do nome do paciente a eliminar. Depois desta especificação, os dados relativos ao paciente a eliminar serão apresentados numa janela própria. Se aqui se confirmar a operação, o ficheiro de paciente será então apagado do disco.

No caso do paciente a eliminar estar associado a exames e imagens, estes deverão ser eliminados previamente, uma vez que esta operação não actua sobre os ficheiros de exame e imagem.

5.1.2. Exames

De modo semelhante à opção de paciente, esta opção permite criar, alterar ou eliminar ficheiros de exame e suas relações com os ficheiros de paciente.

Novo exame

É através desta operação que se define um exame para um paciente, se seleccionam e adquirem de forma sistemática as imagens do exame e se fornece a respectiva informação relativa a cada imagem. Toda essa informação fica retida no ficheiro de exame[44], que também irá conter posteriormente os resultados do processamento. O ficheiro de paciente correspondente é actualizado por forma a ficar com a indicação do exame.

A sequência de acções necessárias à completa realização desta operação é apresentada, de forma esquemática, na figura 23 e consta das seguintes:

- Identificação do paciente - o nome por defeito presente na configuração é apresentado numa janela de diálogo, podendo ser alterado; é possível seleccionar aqui um paciente, apenas pelas suas iniciais maiúsculas.
- Verificação de existência - no caso do paciente indicado existir entre os ficheiros de paciente, actualiza-se o campo da configuração contendo o nome por defeito.
- Dados do exame - os dados do exame são solicitados ao utilizador, através de uma janela de diálogo; nessa janela são também apresentados os dados do paciente[45] e o

---

[43] Nome e data de nascimento.

[44] De extensão '.EXA'.

[45] Nome, data de nascimento e idade actual.

número do exame. Os campos editáveis são os da data do exame, nome do ficheiro de exame e aparelho utilizado para obter as imagens. O nome do ficheiro aparece já preenchido e é gerado a partir do número de exame presente na configuração, que é incrementado automaticamente após cada novo exame. O aparelho utilizado pode ser indicado directamente ou através de uma lista de aparelhos, que surgirá actuando em **F2**. Inicialmente está presente neste campo o aparelho por defeito indicado na configuração.

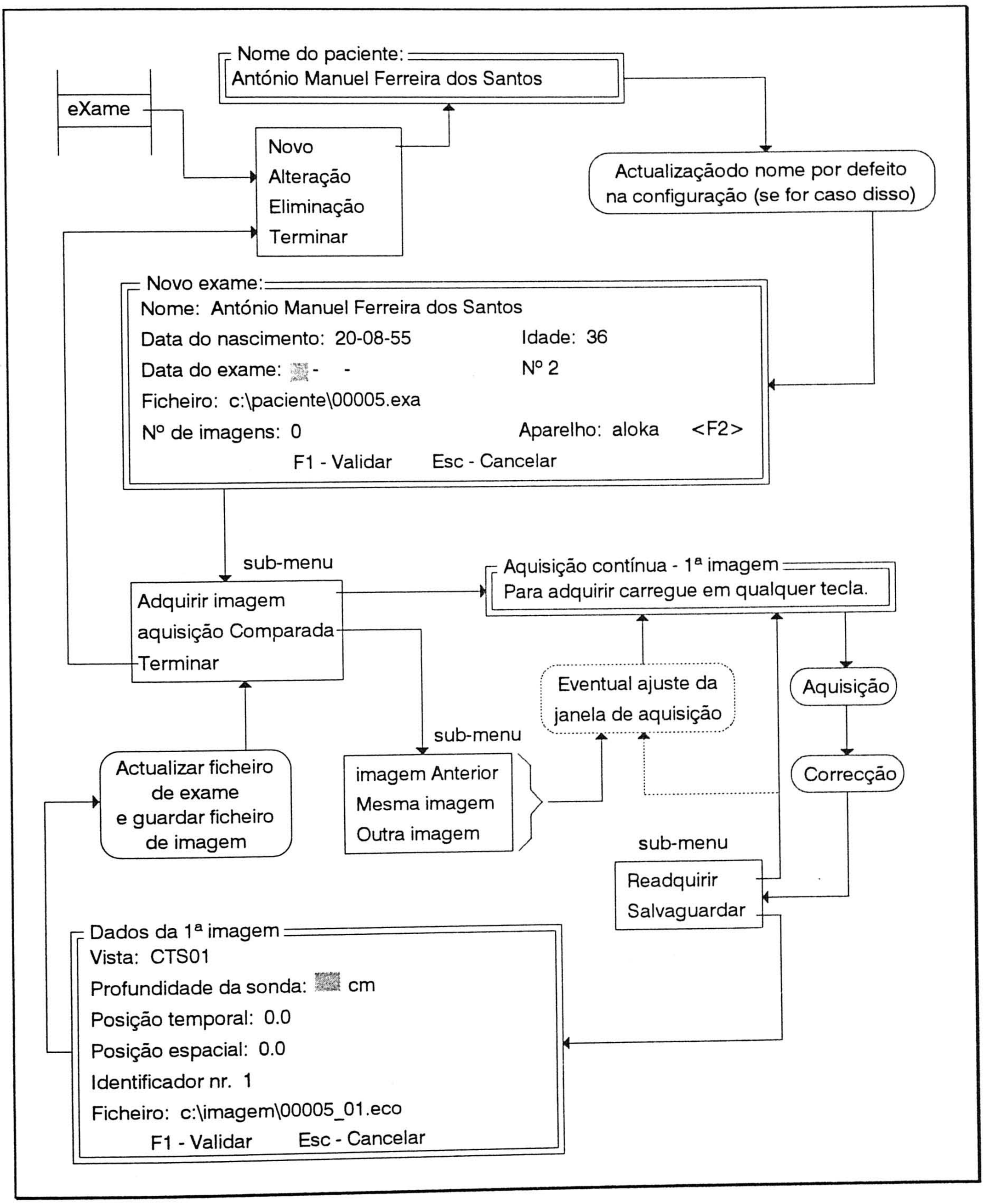


Figura 23 - A operação de criação de um novo exame

- Aquisição das imagens - após a definição do exame, passa-se à selecção e aquisição

das imagens que o compõem, chamando o módulo respectivo. Tudo se passa de modo semelhante ao já descrito para as operações de aquisição individuais. É possível fazer a aquisição directa ou comparada, seguida de uma eventual correcção das linhas pares ou ímpares da imagem.

- Caracterização das imagens - a seguir a cada aquisição, e quando se activa a opção de salvaguarda da imagem, solicitam-se ao utilizador as suas características. A informação solicitada compõe-se do tipo de vista que a imagem representa, a profundidade da sonda, as posições temporal e espacial, um identificador numérico e o nome do ficheiro de imagem. Só é necessário fornecer as duas primeiras características, a primeira das quais a partir de uma janela de selecção, afixada logo no início. Todas as outras características são preenchidas automaticamente, podendo no entanto ser alteradas.

Ainda relativamente à informação necessária para a caracterização das imagens deve dizer-se que o tipo de vista representada é designada por uma das mnemónicas seguintes, apresentadas numa janela de selecção:

VMS - VMD	Pequeno eixo ao nível da válvula mitral (sístole - diástole)
CTS - CTD	Pequeno eixo ao nível das cordas tendíneas
MPS - MPD	Pequeno eixo ao nível dos músculos papilares
AMS - AMD	Pequeno eixo, abaixo dos músculos papilares
APS - APD	Grande eixo, apical de 4 cavidades
A2S - A2D	Grande eixo, apical de 2 cavidades

O parâmetro designado por posição temporal pretende posicionar a imagem no ciclo cardíaco tomando o valor 0.0 para a sístole e 1.0 para a diástole, enquanto que, de momento, a posição espacial não tem qualquer significado[46]. O número identificador poderá servir para distinguir imagens do mesmo tipo, pertencentes ao mesmo exame. O nome do ficheiro onde a imagem irá ser armazenada é gerado automaticamente por concatenação do nome do ficheiro de exame com o número de ordem da imagem, sendo depois colocado no directório definido na configuração.

Alteração

Depois de se ter criado um exame e eventualmente adquirido as imagens associadas, é possível alterar alguns dos seus dados, recorrendo à operação de alteração de exame.

O primeiro passo da operação consiste na habitual indicação do paciente, seguida da escolha do exame, com o auxílio de uma janela de selecção onde aparecem as datas dos vários exames a que o paciente indicado foi submetido. Feita essa escolha surgirá uma janela contendo os dados do paciente[47] e os dados do exame[48]. Destes últimos podem ser alterados a data do exame, o nome do ficheiro de exame, o aparelho que o executou e o estado de processamento.

Para que o nome do ficheiro possa ser alterado, deverá já existir um ficheiro de exame com o novo nome, obtido por cópia, mudança de nome ou directório do antigo ficheiro, efectuada ao nível do sistema operativo MS-DOS. À semelhança do que acontece na operação anterior, o nome do aparelho pode ser escolhido de uma lista, actuando na tecla de função **F2** ou utilizando o rato. Finalmente, o estado de processamento poderá servir para indicar se todas as imagens pertencentes ao exame já foram ou não processadas, tomando respectivamente os valores 1 e 0. Este campo não é actualizado automaticamente.

---

[46] É sempre preenchido com o valor 0.0.

[47] Nome, data de nascimento e idade actual.

[48] Data do exame, número de ordem, ficheiro, número de imagens, aparelho e estado do processamento.

Vê-se na figura 24 um exemplo das operações envolvidas na alteração de um exame.

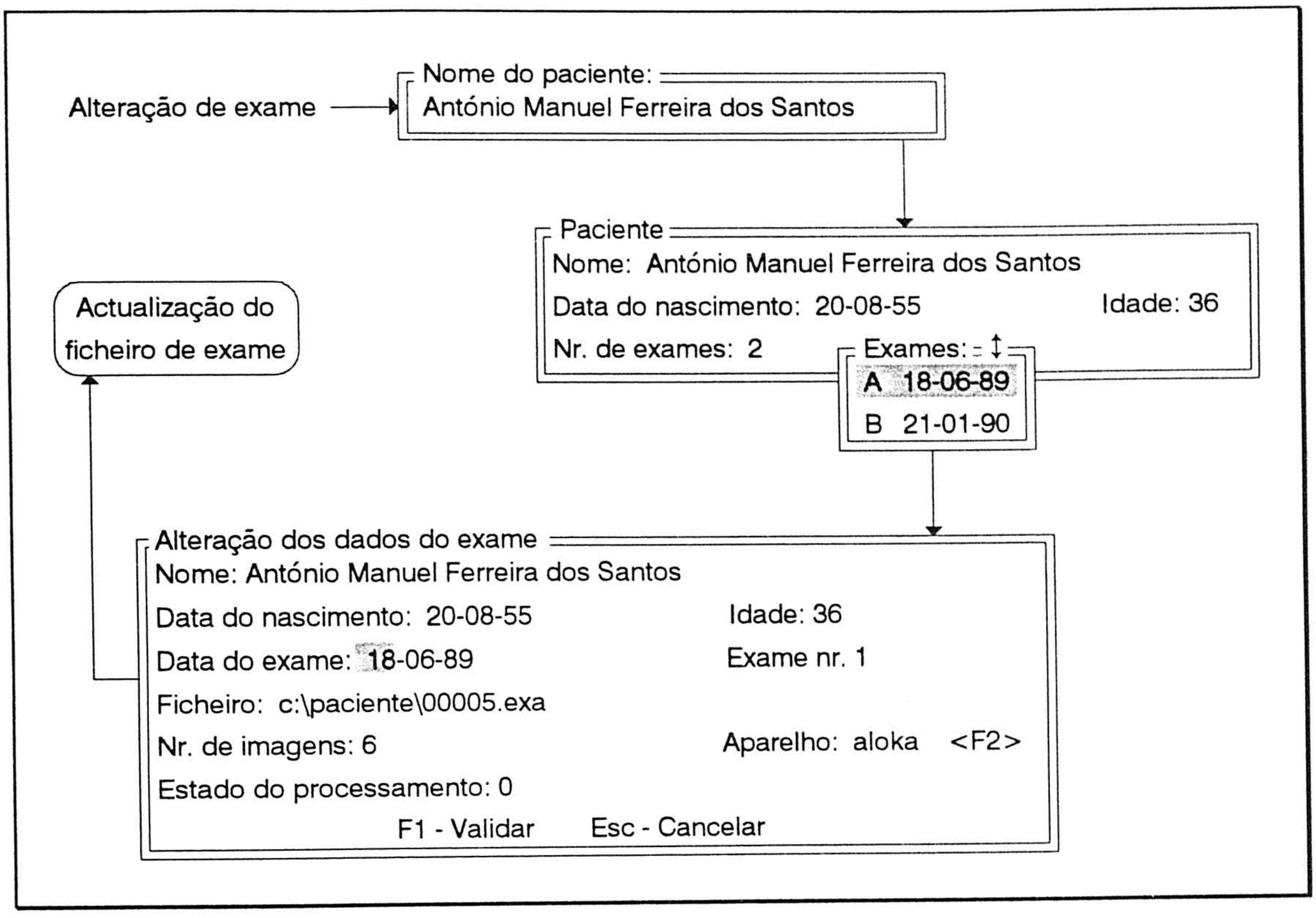


Figura 24 - Alteração de exame

Eliminação

É também possível eliminar completamente um exame. Após a escolha do paciente e exame a eliminar por um processo em tudo igual ao da operação de alteração, será afixada uma janela contendo todos os dados do paciente e exame a eliminar. Caso o utilizador confirme a eliminação, o ficheiro de exame será apagado do sistema e o ficheiro de paciente actualizado. Os ficheiros de imagem que porventura estejam associados ao exame eliminado permanecem no sistema, mas desligados de qualquer exame ou paciente. Pode ver-se na figura seguinte a janela de confirmação da eliminação de um exame.

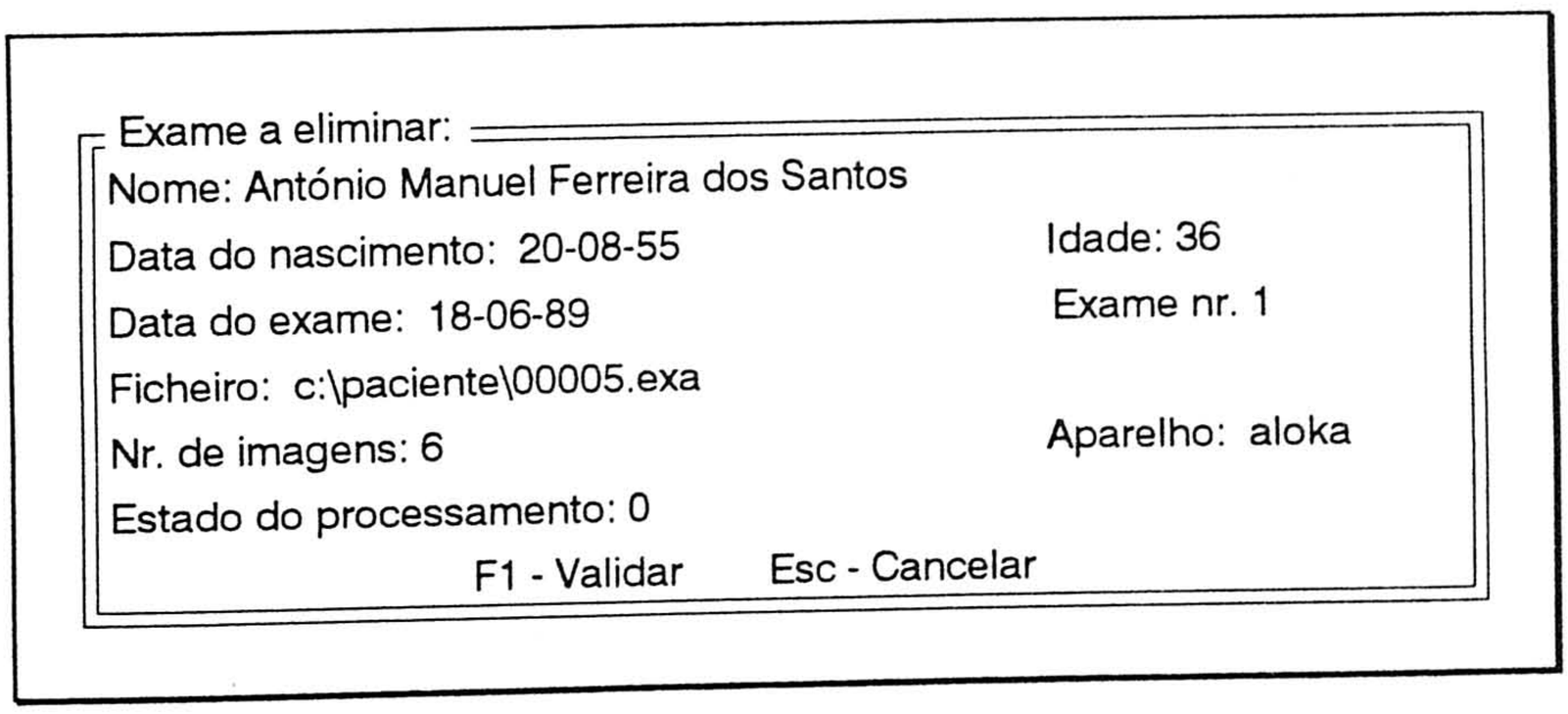


Figura 25 - Janela contendo os dados de um exame a eliminar

5.1.3. Imagens

Também para os ficheiros de imagem é possível efectuar o mesmo conjunto de

operações já descritas para os ficheiros de paciente e exame.

Nova imagem

Depois de se ter definido um exame e possivelmente adquirido as imagens a ele pertencentes, pode ser necessário acrescentar novas imagens a esse exame. É essa a finalidade da operação de nova imagem.

A operação inicia-se pela indicação do nome do paciente, seguida da escolha do exame ao qual se pretende acrescentar a imagem. Esta escolha decorre de modo muito semelhante ao que já foi descrito para a operação de alteração de exame[49].

Seguidamente surgirá no écran um sub-menu permitindo definir a 'fonte' da nova imagem a associar ao exame. Essa nova imagem poderá ser adquirida no momento, com ou sem comparação, ou poderá já existir num ficheiro criado anteriormente. Após a eventual aquisição ou indicação de um ficheiro, é necessário caracterizar a nova imagem, solicitando-se ao utilizador os respectivos dados.

Todas estas acções foram já descritas em pormenor relativamente a outras operações[50], mostrando-se, no entanto, na figura 26, um esquema do seu sequenciamento.

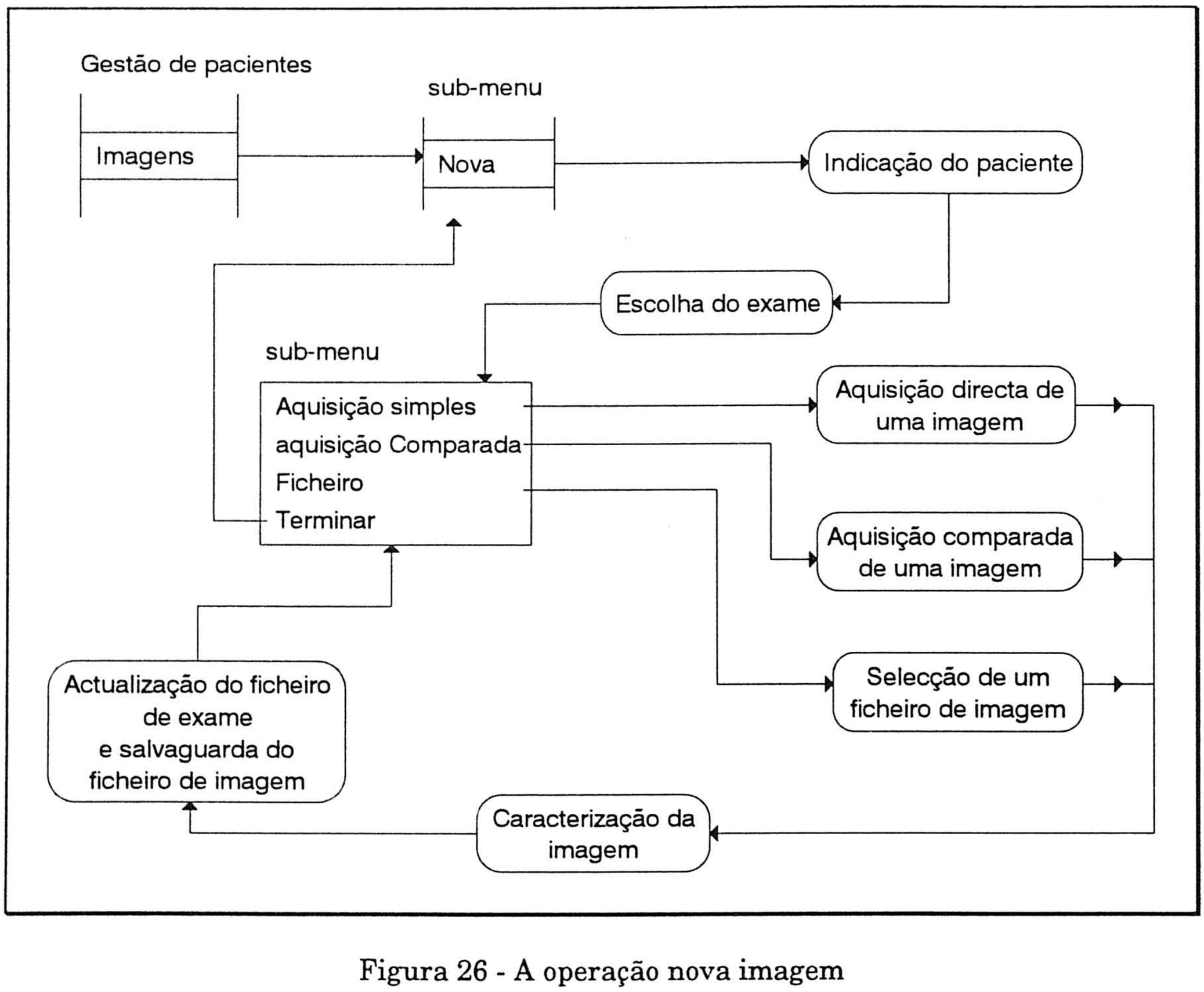


Figura 26 - A operação nova imagem

Alteração

A operação de alteração de imagem permite modificar os dados de caracterização de

---

[49] Ver primeira parte da figura 24.

[50] A aquisição simples e comparada, assim como a caracterização de uma imagem, aparecem no fundo da figura 23. A selecção de um ficheiro de imagem aparece na figura 20.

uma dada imagem.

Para se chegar à imagem cujos dados necessitam ser alterados, terá de se indicar, da forma habitual, o nome do paciente e o exame ao qual a imagem pertence. Feita a escolha, será afixada uma janela contendo a informação de identificação do paciente e exame, e ainda uma outra janela de selecção, contendo a lista das imagens associadas ao exame. Escolhendo uma dessas imagens, surgirá, por fim, a janela de entrada de dados que possibilita a modificação das características da imagem.

As características editáveis são as mesmas que são solicitadas quando da associação de uma imagem a um exame, acrescentando-se mais uma. São elas: o tipo de vista, a profundidade da sonda, as posições temporal e espacial, o identificador numérico, o nome do ficheiro de imagem e ainda o estado de processamento. Este último campo é actualizado automaticamente sempre que a imagem é processada e aceites os resultados do processamento. O tipo de vista deverá ser alterado actuando na tecla **F2**, e escolhendo da lista que então surgir aquela que se pretende.

Validadas as alterações, estas serão transcritas para o ficheiro de exame associado à imagem. Se se alterar o nome do ficheiro de imagem, este será também fisicamente alterado.

Pode ver-se na figura que se segue, a sequência de acções que conduz à alteração dos dados de uma imagem.

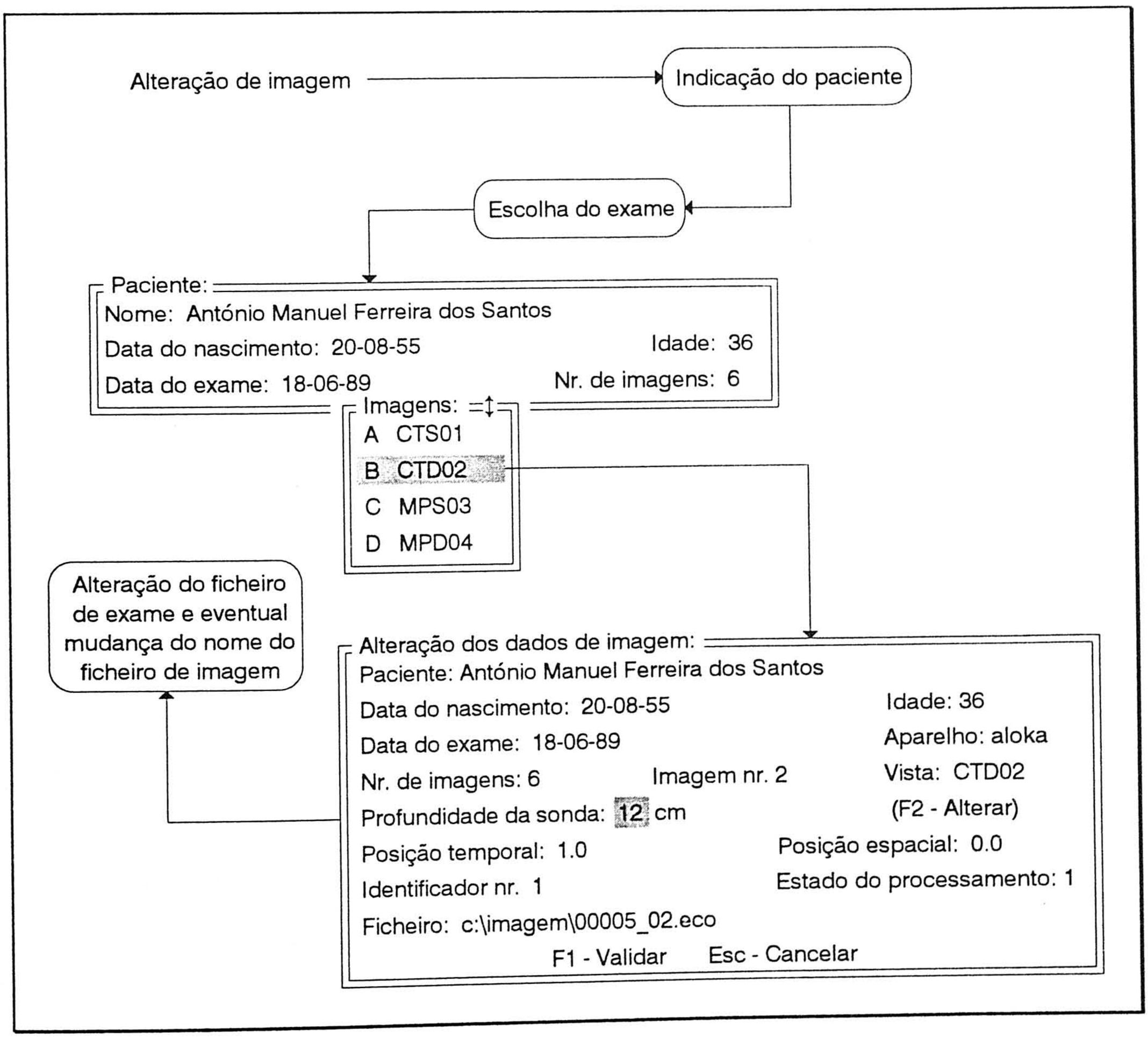


Figura 27 - Alteração das características de uma imagem

Eliminação

Quando se comete algum engano, ou quando alguma das imagens de um exame não tem a qualidade suficiente para ser processada, é possível desassociá-la do respectivo exame e mesmo apagar o ficheiro que a contém. Para isso deve invocar-se a operação de eliminação de imagem.

A escolha da imagem a eliminar faz-se em três fases, como já descrito na operação de alteração de características, e que são: a indicação do paciente, a escolha do exame entre os apresentados e, finalmente, a escolha da imagem entre as pertencentes ao exame.

Escolhida a imagem a eliminar, será então afixada uma janela contendo todas as suas características, incluindo paciente e exame. Se estas corresponderem à imagem pretendida, desencadeia-se a eliminação validando a operação através da tecla **F1** ou do rato. Durante o processo pergunta-se ao utilizador se pretende apagar também o ficheiro de imagem, podendo este responder afirmativamente através das teclas **S** ou **F1**, ou ainda com o auxílio do rato[51]. A operação termina com a actualização do ficheiro de exame.

Pode apreciar-se na figura 28 a fase final da operação.

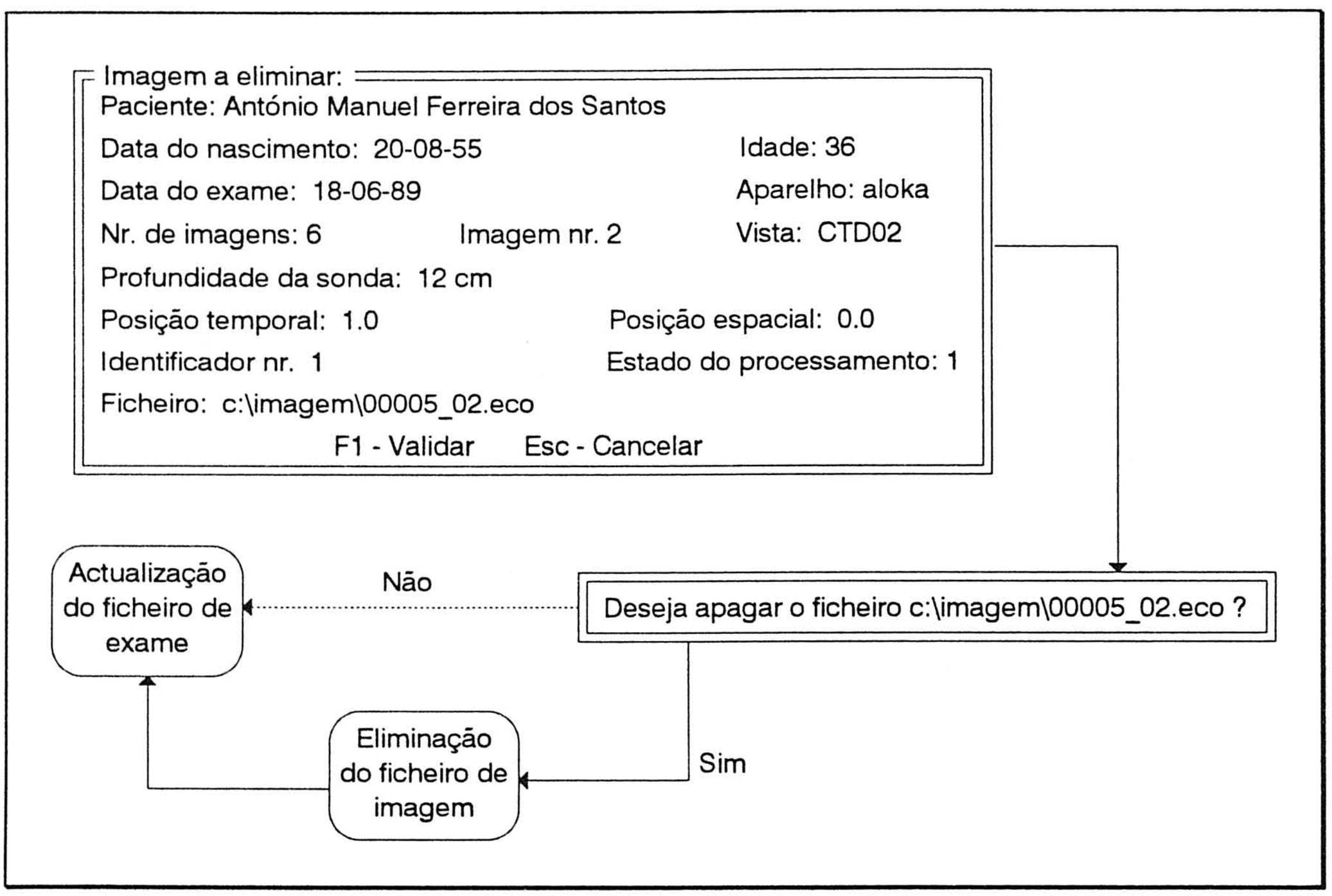


Figura 28 - Eliminação de uma imagem

5.2. Listar pacientes

A operação de listagem de pacientes produz no écran uma janela de selecção contendo, por ordem alfabética, os nomes de todos os pacientes encontrados no directório de pacientes e exames definido na configuração. A selecção de um desses nomes torna o respectivo paciente o paciente por defeito, com actualização automática do respectivo campo da configuração. O nome do paciente por defeito aparece automaticamente em todas as janelas onde é necessária a indicação de um paciente, sendo esta operação um modo expedito de o indicar sem necessidade de o teclar por extenso.

---

[51] Botão esquerdo para 'sim' e botão direito para 'não'.

5.3. Listar imagens

Querendo conhecer-se o número, tipo e principais características das imagens pertencentes a um dado exame, deverá invocar-se esta operação de listagem de imagens.

Após a indicação e escolha do paciente e exame, será apresentada no écran uma janela de resultados contendo alguns dados do paciente e exame e uma lista das imagens associadas. Para cada imagem, indica-se por esta sequência, o tipo de vista, o número de ordem, a profundidade da sonda utilizada, o estado de processamento[52] e o nome do ficheiro que a contém. Para as imagens processadas indica-se ainda a área, perímetro e distância axial medidas, em centímetros quadrados a primeira, e centímetros as outras.

Na figura que se segue mostra-se um exemplo de uma listagem de imagens.

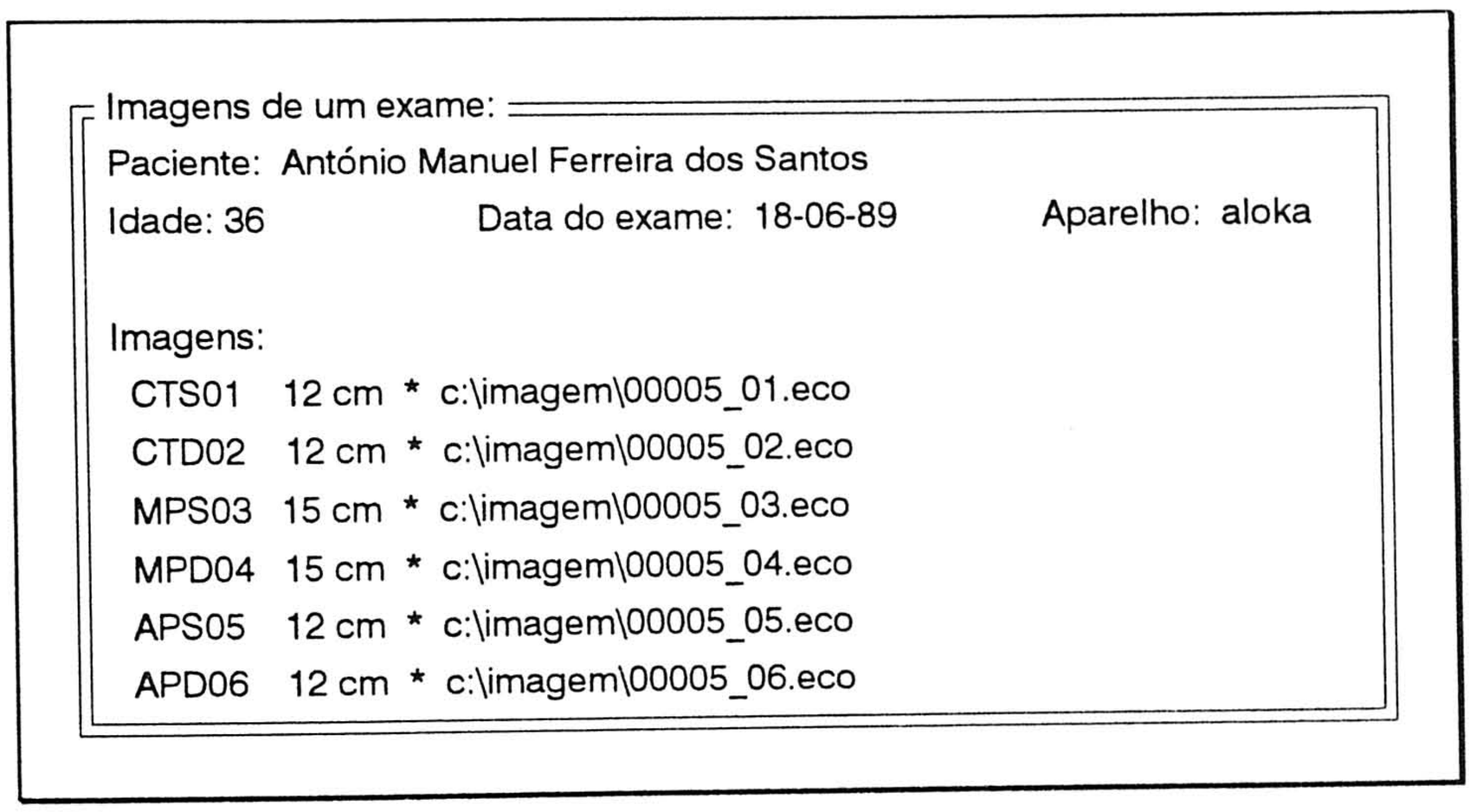


Figura 29 - Listagem de imagens

5.4. Diagnóstico

Associado a cada ficheiro de exame, existe um campo textual onde o utilizador poderá incluir um comentário ou diagnóstico. Esta operação torna possível a visualização e/ou modificação desse campo.

Como habitualmente, começa-se por indicar o paciente e de seguida escolher o exame de trabalho. Surgirá então uma janela contendo as dez linhas que compõem o campo de diagnóstico do exame escolhido. Cada uma dessas linhas é tratada como se fosse um campo de uma janela de entrada de dados, aplicando-se todas as regras de edição enunciadas no capítulo 2 para esse tipo de janelas.

5.5. Imprimir

A operação de impressão produz, na impressora de texto do sistema, um resumo da situação de um paciente.

Além dos dados do paciente, listam-se todos os exames efectuados, respectiva data, aparelho e número de imagens recolhidas, assim como as características destas últimas. Ainda para cada exame é também impresso o que constar do campo de diagnóstico.

Para executar a operação, começa-se por indicar o nome do paciente. Quando surge a mensagem de que está tudo pronto para imprimir deverá ligar-se a impressora de texto e pressionar qualquer tecla, ou o botão esquerdo do rato. A tecla de **Esc** ou o botão direito do

---

52 Através da presença (processada) ou ausência de um asterisco.

rato cancelam a operação.

Apresenta-se na figura 30 um exemplo de uma impressão.

```
*** Informação sobre pacientes                          Data: 23-04-92

Paciente: António Manuel Ferreira dos Santos
Data do nascimento: 20-08-55          Idade: 36         Nr. de exames: 1

Exame nr. 1
   Data: 18-06-89          Aparelho: aloka          Nr. de imagens: 6
   Imagens:
      CTS01      12 cm  *  c:\imagem\00005_01.eco
      CTD02      12 cm  *  c:\imagem\00005_02.eco
      MPS03      15 cm  *  c:\imagem\00005_03.eco
      MPD04      15 cm  *  c:\imagem\00005_04.eco
      APS05      12 cm  *  c:\imagem\00005_05.eco
      APD06      12 cm  *  c:\imagem\00005_06.eco
   Diagnóstico:
      - Um diagnóstico fictício.
      -Trata-se de um teste
       com três linhas.
```

Figura 30 - Um exemplo de uma impressão dos dados de um paciente

6. PROCESSAMENTO

O módulo de processamento permite a obtenção de algumas medidas básicas nas várias imagens definidas para um exame. A partir dessas medidas, por aplicação de vários modelos matemáticos, é possível calcular posteriormente alguns dos parâmetros funcionais que caracterizam o desempenho cardíaco.

Para tornar a obtenção desses valores básicos tão versátil quanto possível, existem diversas formas de efectuar o processamento das imagens. Uma dessas possibilidades, a mais fácil de executar, é o processamento automático de todas as imagens associadas a um exame por uma sequência de operações previamente definida. Existe no sistema uma sequência básica definida por defeito, sendo também possível criar outras sequências alternativas.

Outra possibilidade de obtenção dos parâmetros básicos é o processamento de imagens individuais. Existem duas formas de o fazer: passo a passo, com o utilizador a especificar todas as operações e respectivos parâmetros, e a aplicação de uma sequência de operações previamente definida. No primeiro caso, o utilizador tem a possibilidade de experimentar e testar novas sequências de operações, que permitam resolver problemas mais específicos. No segundo caso dá-se a possibilidade de processar uma ou mais imagens de um exame por sequências diferentes daquela que porventura foi utilizada no processamento automático.

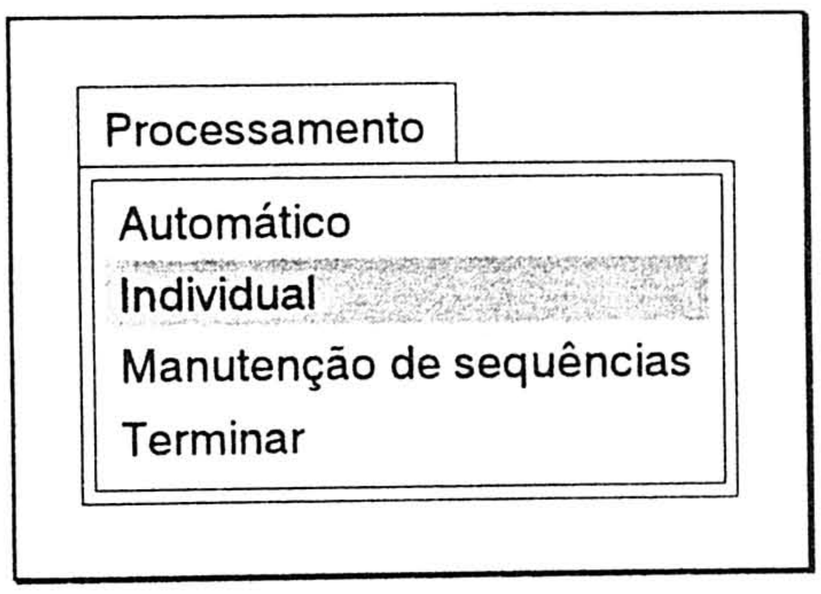


Figura 31 - Menu do módulo de processamento

Assim, quando se invoca este módulo, a partir do menu principal[53], surge no écran o menu apresentado na figura 31. Além das já referidas operações de processamento automático e individual, nota-se também a existência da operação de manutenção de sequências. É esta que permite especificar novas sequências de operações de processamento, além de permitir listar, imprimir, alterar ou eliminar aquelas que já se encontram definidas. Exceptua-se o caso da sequência por defeito, que é inalterável pelo utilizador.

6.1. Processamento automático

Quando se selecciona o processamento automático, o utilizador terá de fornecer a identificação do paciente e exame cujas imagens se pretendem processar. Além disso terá ainda de escolher a sequência de operações a ser aplicada a todas as imagens do exame. As sequências que já se encontram definidas no sistema são apresentadas numa janela de selecção de onde o utilizador indica a pretendida.

À medida que o processamento de cada imagem prossegue, o seu estado é apresentado em duas janelas afixadas na parte superior do écran.

Consoante o nível de interactividade definido na sequência escolhida, será pedida, em maior ou menor grau, informação adicional ao utilizador e também a possível validação de

---

53 Mostrado na figura 3.

passos intermédios. Em qualquer dos casos, e após a conclusão do processamento de cada imagem, será sempre solicitada uma validação final.

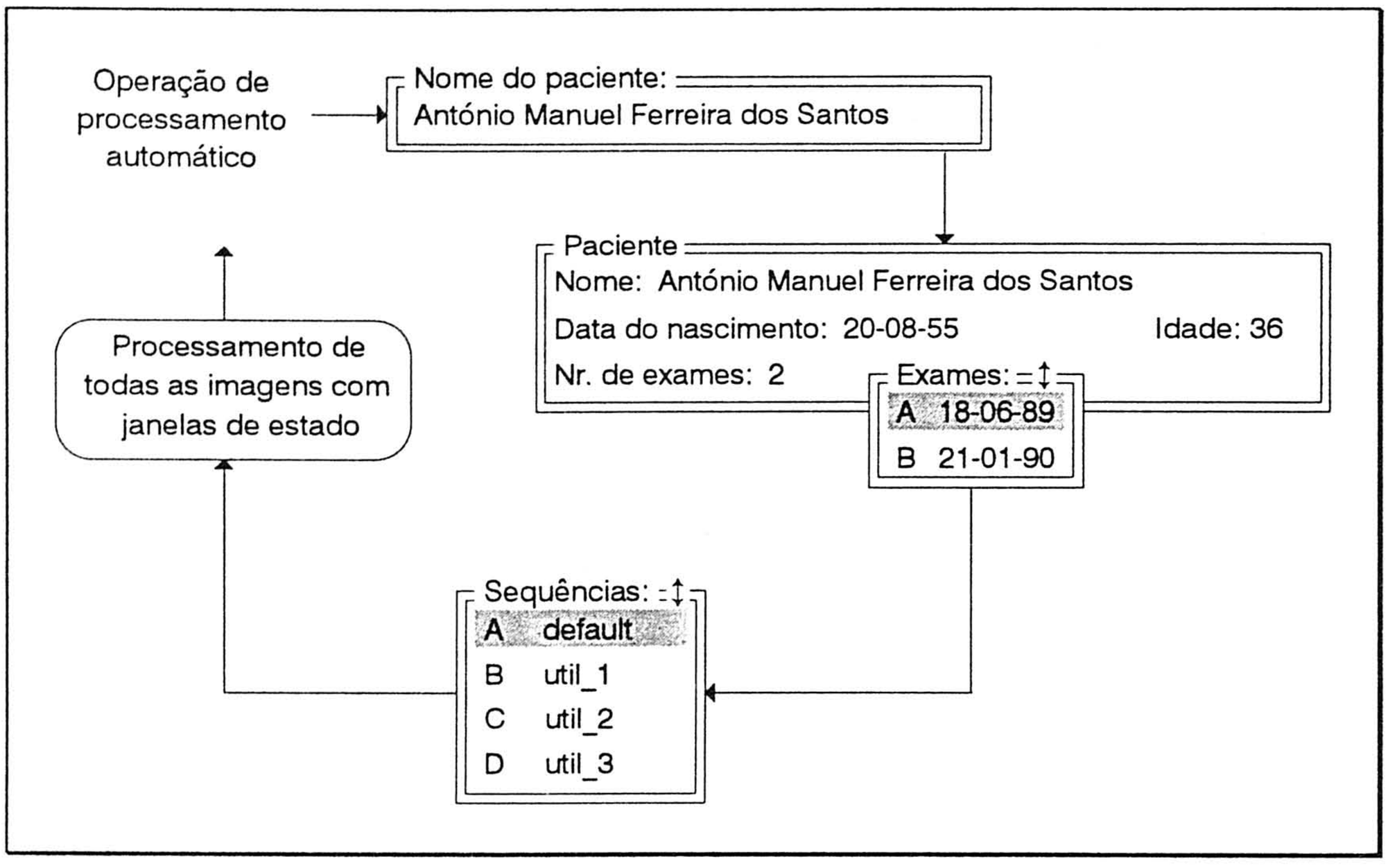


Figura 32 - Execução genérica da operação de processamento automático

Podem observar-se na figura antecedente as janelas que intervêm no lançamento de uma operação de processamento automático das imagens constantes de um dado exame.

Na figura que se segue mostra-se um exemplo das janelas de estado que são afixadas durante a execução das operações.

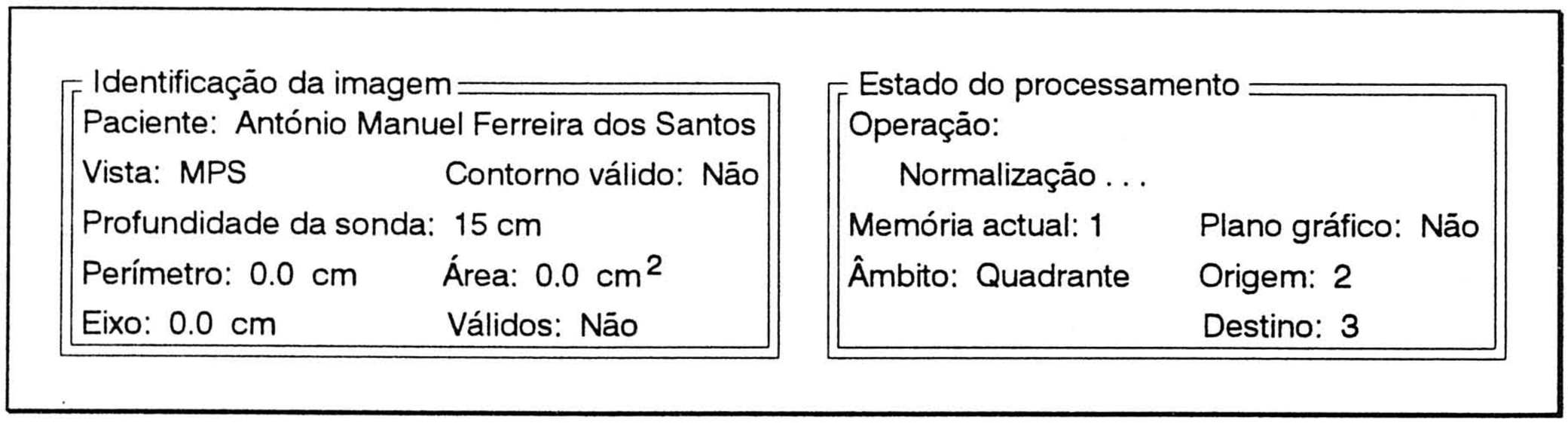


Figura 33 - Janelas de descrição das operações de processamento

A janela afixada à esquerda contém a identificação da imagem e os valores de alguns dos parâmetros determinados após algumas operações de processamento, enquanto que a janela da direita vai descrevendo o que se passa, operação a operação.

O campo 'Contorno válido', na janela de identificação da imagem, passará a "sim" após a validação da operação de determinação do contorno, enquanto que os valores do perímetro, área e eixo só ficarão válidos depois de executada a operação de avaliação de parâmetros.

Na janela que descreve o estado do processamento, além de se indicar qual a operação em execução, pode ainda saber-se qual a memória de imagem que está a ser visualizada, se o plano gráfico colorido está ou não activo e qual o âmbito da operação, ou seja, se processa a globalidade da imagem ou apenas um quadrante.

Quando se valida o processamento geral de cada imagem, regista-se no ficheiro de exame o contorno determinado e o valor dos parâmetros que foram calculados a partir do contorno. Estes valores serão usados mais tarde para a estimação dos volumes e da fracção de ejecção, assim como para a visualização do contorno, nas operações constantes dos módulos de análise funcional e inspecção.

6.2. Processamento individual

A principal diferença desta opção de processamento relativamente à anterior é a de permitir a aplicação das operações de processamento a apenas uma imagem, em vez da totalidade definida num exame. Além disso, é também possível seleccionar uma a uma as operações a aplicar, em vez de se indicar uma sequência.

A imagem a processar pode ser a que se encontra presente no momento na memória interna do sistema, e que está por isso a ser visualizada no monitor RGB; pode ser também uma imagem armazenada num ficheiro arbitrário[54], ou ainda uma imagem descrita num exame de um paciente. Neste último caso há a opção de, no final, registar os resultados do processamento no ficheiro de exame.

Após a selecção, no menu do módulo de processamento, da opção de processamento individual, surge um sub-menu permitindo a escolha da imagem. Seleccionando o item 'Imagem actual' processa-se a imagem que está nesse momento afixada, enquanto que, se se seleccionar o item 'Ficheiro', terá de se escolher um ficheiro de imagem a ser lido para a memória de visualização. O processo de escolha do ficheiro é em tudo idêntico ao descrito para a operação de 'leitura de ficheiro' do módulo de aquisição/visualização. A escolha do item 'Paciente', requer a indicação de um paciente, exame e imagem, da forma já anteriormente descrita para diversas operações.

Se se accionar um dos dois primeiros processos de escolha da imagem, logo após a leitura e afixação desta[55], surgirão no écran as duas janelas de estado da figura 33. Para se poder completar a informação relativa à imagem, pergunta-se ao utilizador, directamente na janela de identificação da imagem, qual a vista que esta representa e qual a profundidade da sonda utilizada para a sua aquisição. Para a opção 'Paciente', estes valores são retirados automaticamente do ficheiro de exame.

Seleccionada, eventualmente lida e caracterizada a imagem a processar, segue-se a escolha do modo de processamento, também através de um sub-menu. Como já mencionado, existem apenas as duas opções de processamento por sequência ou o processamento passo a passo.

No caso de se optar pela aplicação automática de uma sequência de operações, terá ainda de se escolher essa sequência, e esperar de seguida pelo desenrolar do processamento, fornecendo-se eventualmente mais informação, à medida que for solicitada, e validando certas operações.

Pelo contrário, no caso de se optar pelo processamento passo a passo, surgirá no écran um menu de operações possíveis, de onde o utilizador escolherá a próxima a ser aplicada. Para certas operações são necessários parâmetros, que o utilizador deverá fornecer, se não concordar com os valores por defeito propostos em janelas afixadas para esse efeito.

No final do processamento, e caso a proveniência da imagem tratada tenha sido através da escolha de um paciente e exame, será dada a possibilidade de gravar os resultados[56] no ficheiro de exame que descreve a imagem.

Todos estes passos estão descritos de forma esquemática na figura que se segue.

---

54 Por exemplo, contendo uma imagem adquirida pelas operações do módulo de aquisição (capítulo 4).

55 Só no caso da opção 'Ficheiro'.

56 Contorno, perímetro, área e eixo.

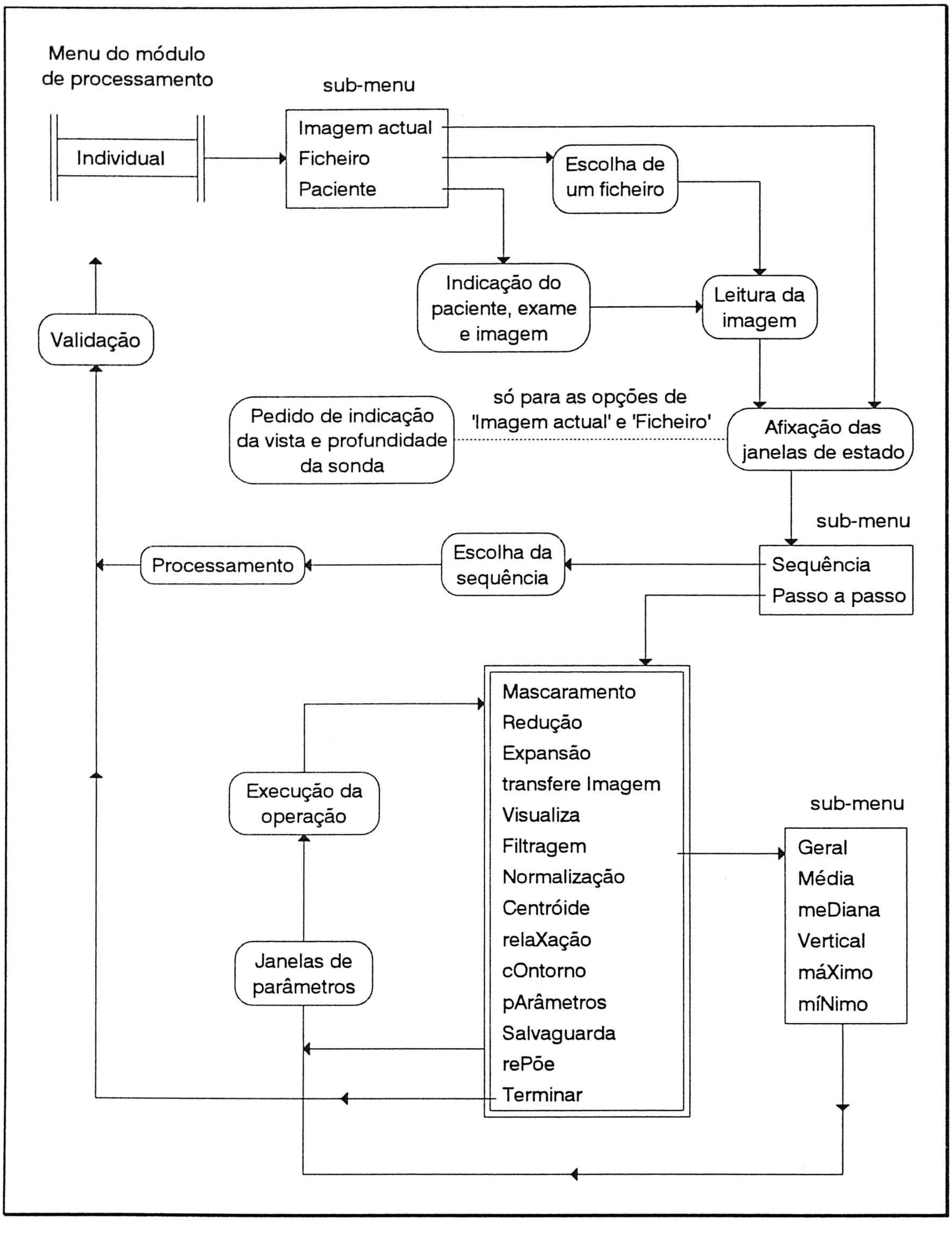


Figura 34 - Fluxo de execução da opção de processamento individual

6.3. Operações de processamento

As operações de processamento têm por objectivo final o desenho do contorno endocárdico do ventrículo esquerdo e o cálculo dos parâmetros relativos a esse contorno. Os parâmetros calculados são o perímetro, a área e o eixo. Este último tem significado apenas no caso das imagens apicais.

As operações de processamento podem ser invocadas individualmente ou agrupadas em sequências bem definidas, com o objectivo de automatizar a obtenção dos resultados finais

pretendidos, como já foi referido atrás.

O conjunto de operações disponível para aplicação passo a passo, ou para a definição de sequências, é o que aparece apresentado no menu e sub-menu de operações da figura 34. Segue-se uma descrição de cada uma delas.

6.3.1. Mascaramento

A operação de mascaramento deverá estar sempre presente nas sequências completas cujo objectivo seja a obtenção de um contorno e parâmetros associados e, em geral, deverá ser das primeiras a ser executada.

A função desta operação é identificar o sector circular que contém a informação ecográfica. Após essa identificação, por discriminação dos níveis de cinzento da imagem, retira-se da mesma tudo o que não faça parte do sector detectado. A partir das coordenadas dos "vértices" desse sector, define-se uma primeira região de interesse, suficientemente grande para conter a cavidade a tratar. É assim indispensável para a operação de estimação do centróide.

Em certos casos de imagens onde o sector ecográfico se encontra invertido, a operação de mascaramento executa uma nova inversão do sector, por forma a colocá-lo na sua posição habitual.

Na figura 35 pode ver-se uma imagem ecocardiográfica original com o sector informativo detectado, bem assim como a posição dos 4 "vértices" que se utilizam na definição da primeira região de interesse.

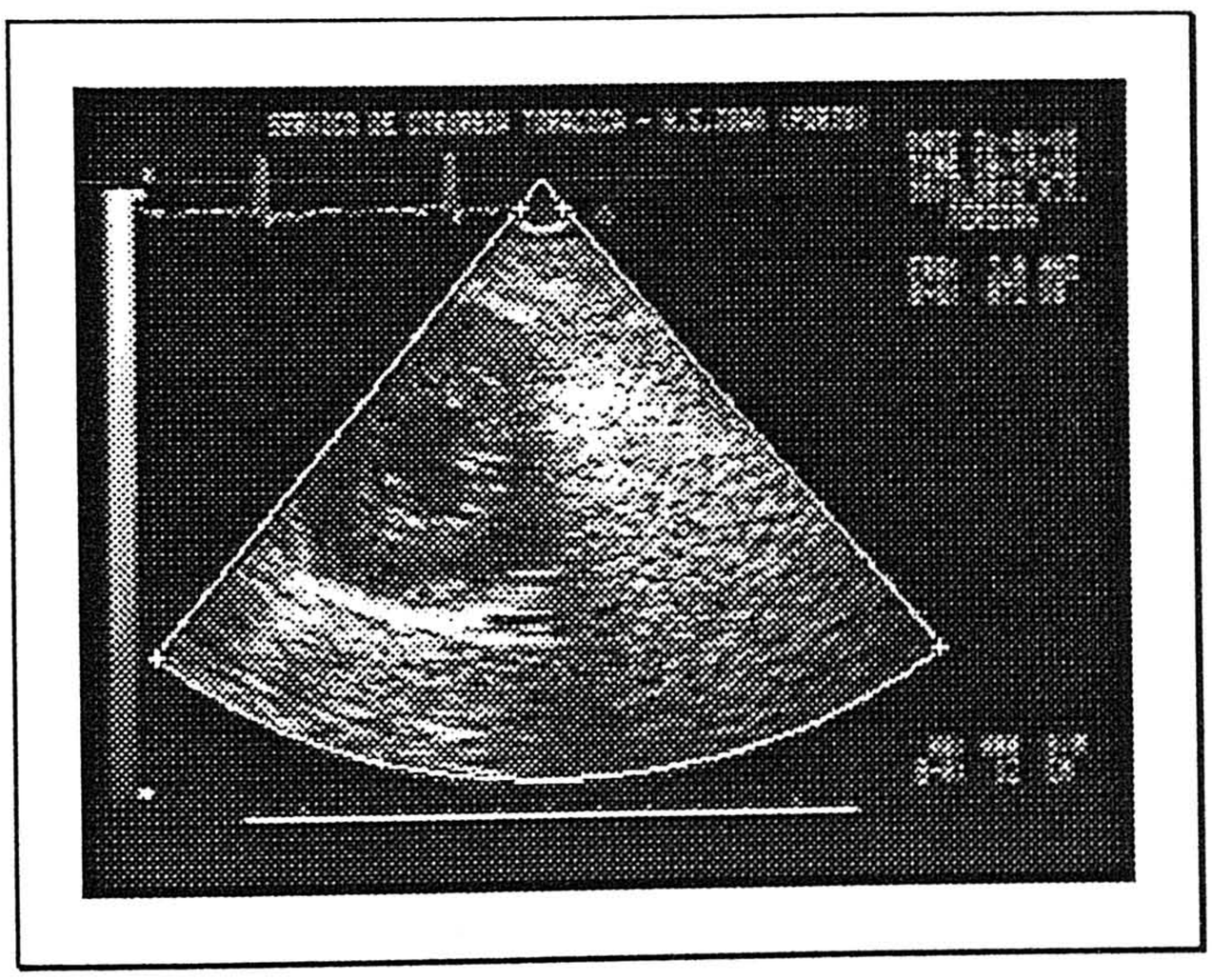


Figura 35 - Imagem original com o sector ecográfico detectado

Quando esta operação é executada com um nível de interactividade superior a 1, logo após a detecção do sector ecográfico são apresentados numa janela os valores das coordenadas dos quatro "vértices" assinalados na imagem.

6.3.2. Redução da resolução

Esta operação consiste na redução da resolução espacial da imagem afixada no monitor RGB de 512 x 512 pixels para 256 x 256 pixels. Com esta operação é possível acelerar de forma significativa algumas fases do processamento e obter também uma certa suavização dos níveis de cinzento, sem contudo degradar o resultado final. Permite também a afixação de 4 vistas no mesmo écran.

Esta redução de resolução não é uma simples decimação espacial. Cada conjunto de

quatro pixels da imagem original é substituído pela sua média, em vez da eliminação simples de alguns pixels.

A operação requer a indicação de um parâmetro, que é o quadrante de destino da imagem reduzida[57]. Além disso, transforma automaticamente o âmbito de processamento de 'imagem global' para 'quadrante', o que vem indicado na janela do estado do processamento[58]. Por defeito, o quadrante de destino é o nº 1. A possível alteração deste valor faz-se directamente na janela de estado, como se vê na figura seguinte.

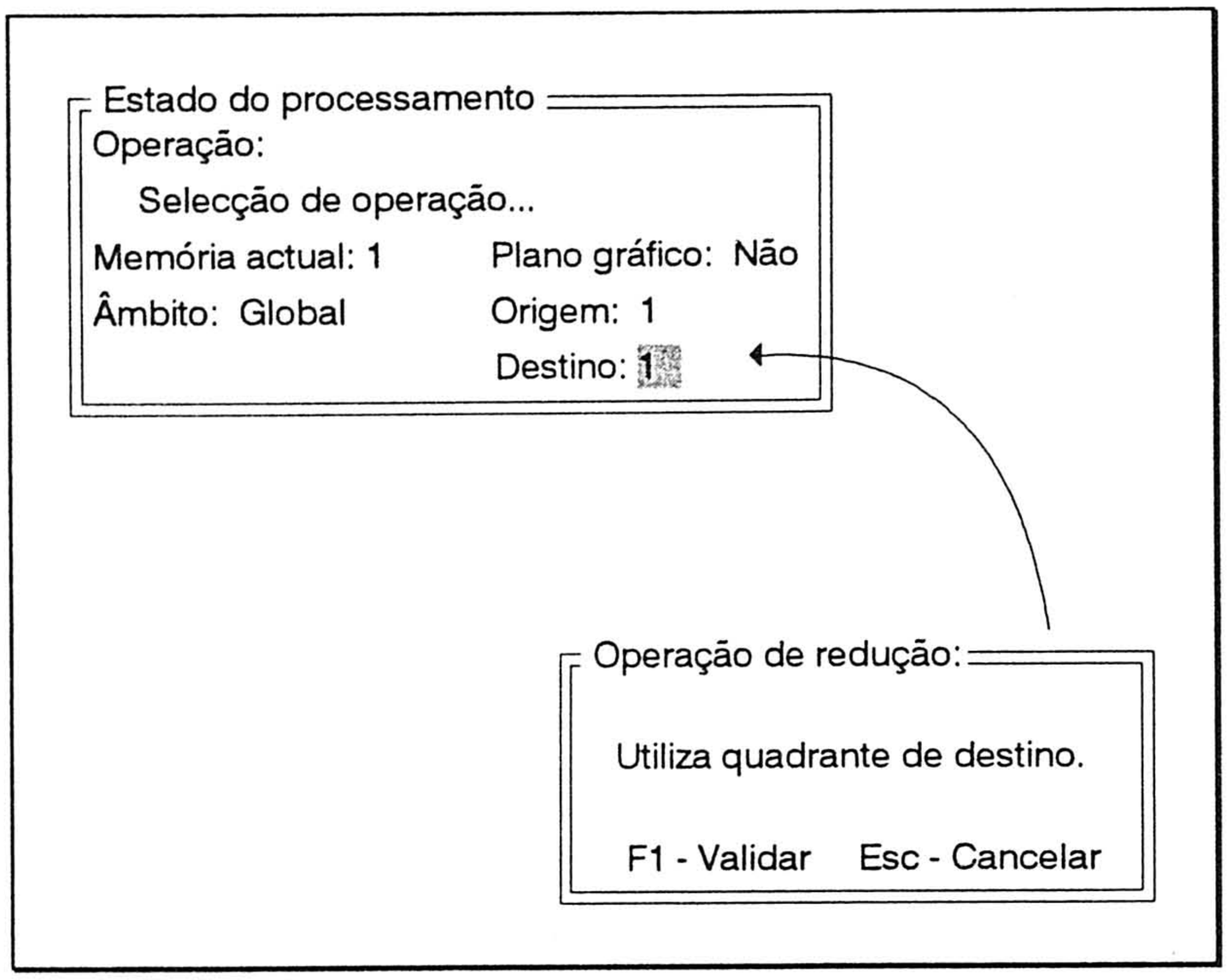


Figura 36 - Indicação do quadrante de destino

Após a execução da operação, a imagem reduzida aparece no quadrante indicado, com os outros três vazios. Sempre que se executa uma operação de processamento cujo âmbito seja o de quadrante, apresentam-se como valores por defeito para os quadrantes de origem e destino, respectivamente aquele que foi utilizado na operação anterior como destino e o que se lhe encontra numericamente a seguir[59].

6.3.3. Expansão da resolução

A operação de expansão é a inversa da anterior, transformando um quadrante numa imagem com a resolução completa de 512 x 512 pixels. A recuperação desta resolução é efectuada interpolando linearmente os pontos que faltam. Esta interpolação contribui, mais uma vez, para uma maior suavização da imagem resultante.

A execução desta operação requer a indicação do quadrante de origem, que, por defeito, é o que serviu de destino na operação efectuada imediatamente antes. A alteração do seu valor faz-se de modo idêntico ao da operação de redução, directamente na janela de estado. Após a execução, o âmbito de processamento passa automaticamente de 'quadrante' a 'global'.

6.3.4. Transferência de imagem

Com esta operação é possível efectuar a cópia do conteúdo de uma das memórias de

---

[57] Os quadrantes são numerados de 1 a 4 da esquerda para a direita e de cima para baixo, sendo portanto, o quadrante nº 1 o do canto superior esquerdo.

[58] Ver figura 33.

[59] A seguir ao quadrante nº 4 considera-se o novamente o nº 1.

imagem da carta DT2851[60] para a outra. Alternativamente pode também copiar-se uma imagem reduzida e apresentada num quadrante para outro quadrante.

Os parâmetros requeridos são o âmbito de processamento e, no caso deste ser 'quadrante', os valores dos quadrantes de origem e destino. Se o âmbito for 'global', a imagem que está a ser visualizada é copiada para a outra memória, passando a ser esta a visualizada, o que é indicado no campo 'memória actual' da janela de processamento.

A indicação ou modificação dos parâmetros faz-se, mais uma vez, directamente na janela de estado do processamento. A escolha do âmbito é efectuada através de uma janela de selecção que é invocada a partir da tecla **F2**, ou com o auxílio do rato. Veja-se a figura seguinte.

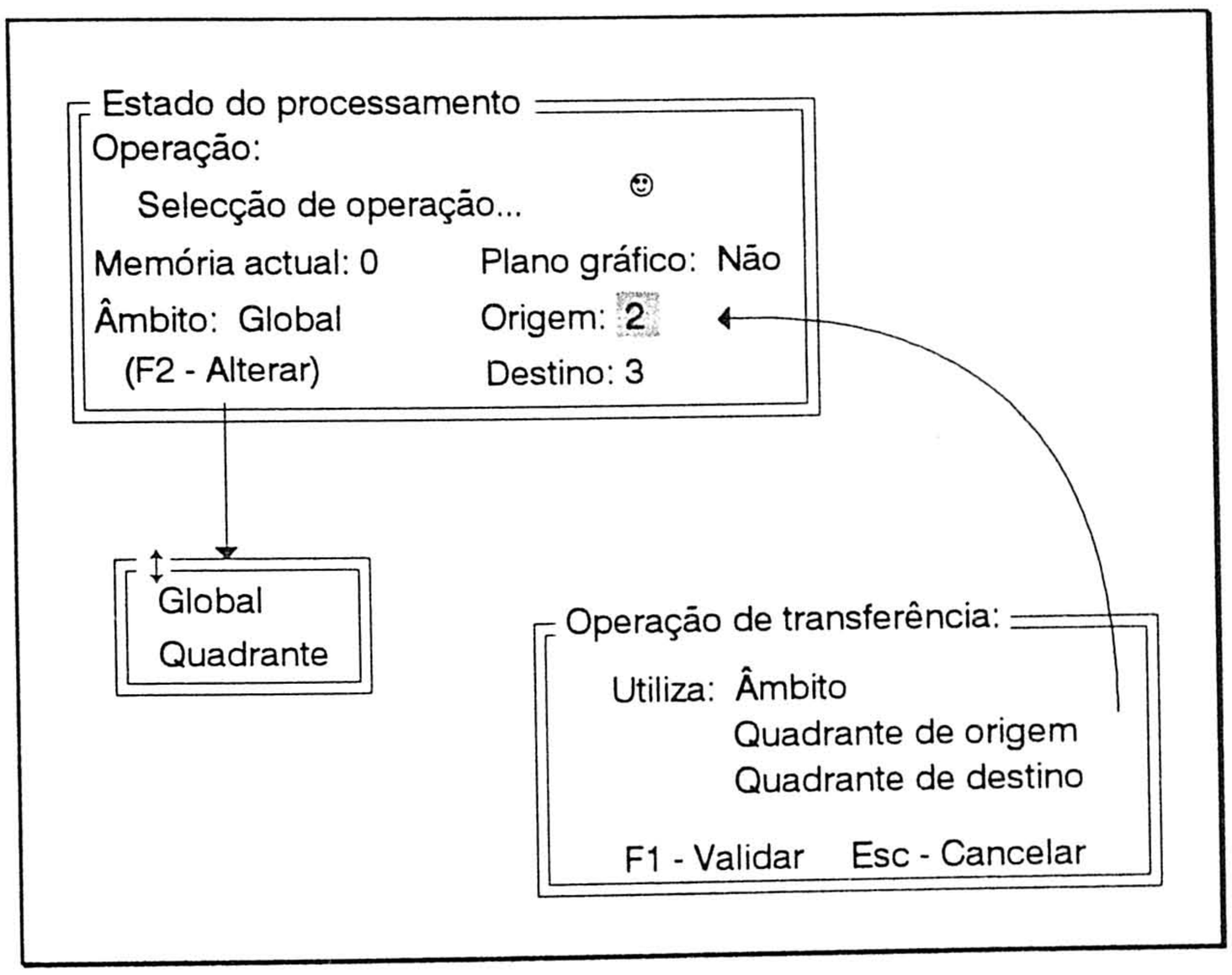


Figura 37 - Indicação de parâmetros para uma operação de transferência

6.3.5. Visualização de imagem

Com a execução desta operação visualiza-se no monitor RGB a imagem armazenada na outra memória da carta DT2851, o que vem reflectido na janela de estado de processamento[61].

Na maior parte dos casos é a imagem visualizada aquela sobre a qual actua a próxima operação de processamento, sendo o resultado dessa operação, em geral, colocado na outra memória. Assim esta operação permite voltar atrás, após a execução de uma outra operação.

A visualização de imagem não tem parâmetros.

6.3.6. Filtro geral

A filtragem geral executa uma convolução, da imagem global ou de um quadrante, com um "kernel" rectangular de dimensões arbitrárias e valores dos seus elementos fornecidos pelo utilizador.

Necessita de vários parâmetros, a saber: âmbito do processamento e quadrantes de origem e destino, no caso daquele ser 'quadrante'; dimensões horizontal e vertical do

---

60 Esta carta possui duas memórias de imagem, estando uma delas a ser visualizada no monitor RGB analógico.

61 No campo 'memória actual'.

"kernel" e ainda os valores dos vários elementos do "kernel".

O pedido de parâmetros é apresentado numa janela própria[62] onde é possível transitar para outras, para a especificação de alguns deles. Assim, a especificação do âmbito e quadrantes de origem e destino faz-se, como habitualmente, directamente na janela de estado, transitando-se para aí através de **F2** ou com o auxílio do rato. Volta-se à janela de origem actuando em **F1**, **Esc** ou com um duplo clique no botão esquerdo do rato. A tecla de **Esc** anula as eventuais alterações feitas.

A alteração dos elementos do "kernel" também se efectua em janela própria, acessível através de **F3**. Na janela dos elementos, cada um destes é um campo de entrada de dados, com o comportamento habitual. Regressa-se à primeira janela pelo processo descrito no parágrafo anterior.

A correcção das dimensões do "kernel" é efectuada na janela original, através de campos de entrada directa. Mas, para que os novos valores tenham efeito, é necessário actuar em **F4**. Se as dimensões aumentarem, os novos elementos terão o valor de 1, podendo ser alterados pelo processo descrito anteriormente.

Depois de tudo corrigido, validam-se os parâmetros e executa-se a operação, actuando em **F1** na janela original.

Inicialmente, apresenta-se por defeito um "kernel" de 3 x 3 elementos, com os valores correspondentes a um filtro "Gaussiano".

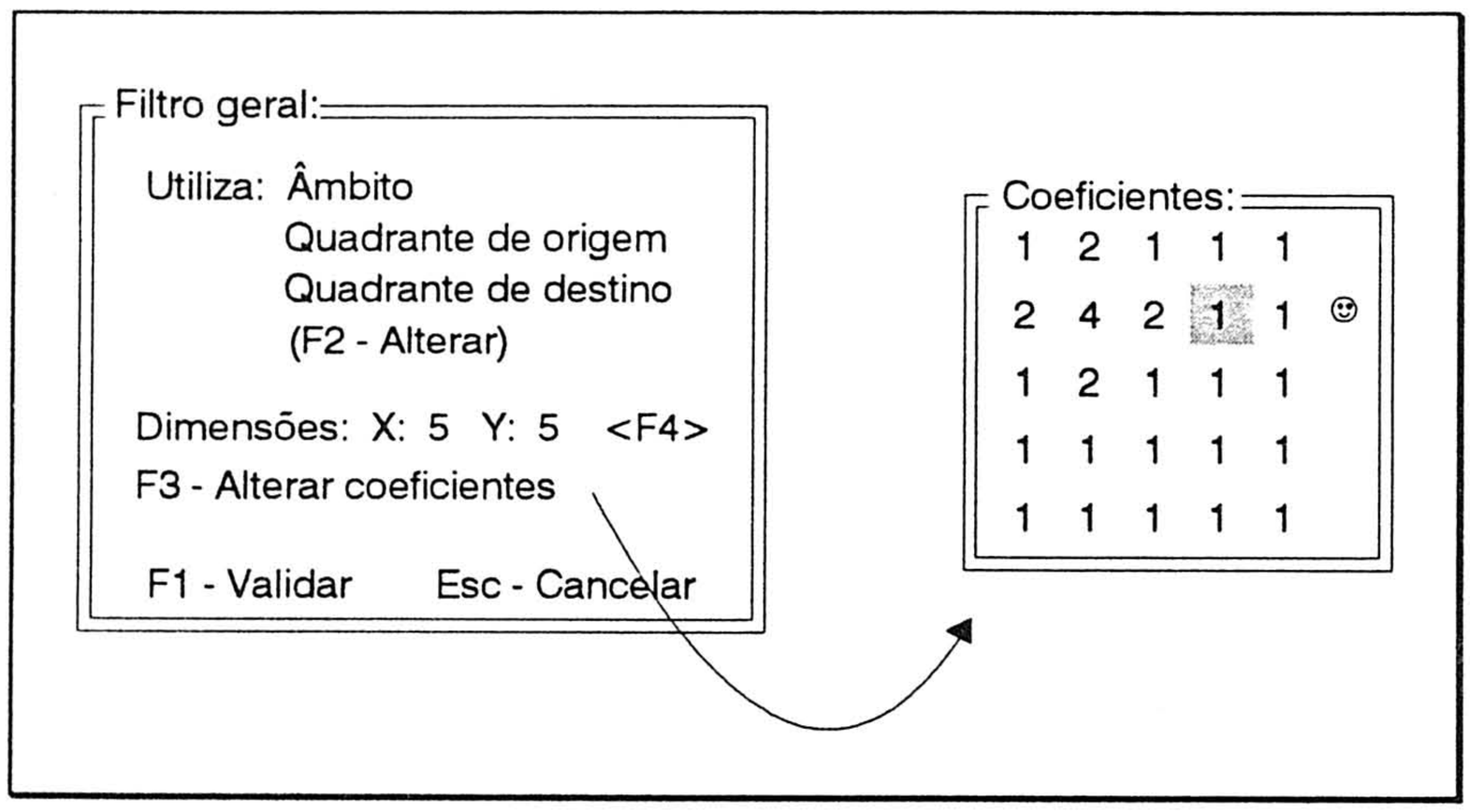


Figura 38 - Parâmetros para o filtro geral

6.3.7. Filtro de média

O filtro de média executa uma operação manifestamente suavizadora, com uma resposta em frequência de característica passa baixo. Cada pixel da imagem original é substituído pela média de uma vizinhança rectangular, de tamanho a especificar pelo utilizador. O filtro pode ser aplicado à imagem global ou apenas a um quadrante.

Os parâmetros a fornecer, além dos habituais âmbito e quadrantes de origem e destino, são as dimensões horizontal e vertical da vizinhança considerada para cada pixel. Esses parâmetros são fornecidos em janela própria, podendo transitar-se para a janela de estado, se se pretender modificar o âmbito e quadrantes.

6.3.8. Filtro de mediana

Com o filtro de mediana, substitui-se cada pixel da imagem pelo valor do meio tirado de

---

[62] Ver figura 38.

uma ordenação dos pixels contidos numa sua determinada vizinhança. A vizinhança considerada nesta implementação é rectangular e pode ter dimensões arbitrárias especificadas pelo utilizador. A imagem pode ser global ou um quadrante.

Os parâmetros a fornecer e o modo de os indicar são em tudo semelhantes aos da operação de filtro de média.

Este filtro é usualmente empregue para a remoção de ruído do tipo impulsional, sem destruir as transições abruptas entre regiões de dimensão razoável da imagem original.

6.3.9. Filtro vertical

O filtro vertical é um caso particular do filtro geral. Executa uma convolução entre a imagem a filtrar e um "kernel" de dimensão horizontal 1 e vertical a especificar. Emprega-se para minimizar e suavizar, tanto quanto possível, o efeito da resolução finita do feixe de ultra-sons na direcção axial, do qual resulta um aspecto granular da imagem em 'camadas' concêntricas.

Como parâmetros de entrada necessita da indicação do âmbito, uma vez que pode actuar sobre a imagem global ou apenas um quadrante, e neste último caso também da indicação do quadrante de origem e de destino. Necessita ainda da indicação da dimensão vertical do "kernel" e dos coeficientes dos seus elementos. A indicação destes valores processa-se de modo idêntico à da operação de filtragem geral já descrita, com a excepção de que apenas se fornece uma dimensão.

6.3.10. Filtro de máximo

Com a aplicação deste tipo de filtro substitui-se cada pixel da imagem original pelo valor máximo existente numa determinada vizinhança desse pixel. Foram implementados apenas dois tipos de vizinhança: uma vizinhança quadrada de 3x3, designada por '8 vizinhos' e uma vizinhança em cruz abarcando 5 pixels[63], designada por '4 vizinhos'.

O filtro de máximo só pode ser aplicado à imagem global que está a ser visualizada. No processo de cálculo é utilizada a outra memória da carta DT2851, para armazenamento de resultados intermédios, perdendo-se a imagem que porventura aí estivesse guardada.

Como parâmetros de entrada é necessário indicar o tipo de vizinhança pretendida e o número de vezes que o filtro irá ser aplicado. A indicação destes parâmetros é feita numa janela contendo um campo editável para o número de vezes e um par de botões de selecção única e exclusiva[64] para o tipo de vizinhança. Ver a figura seguinte.

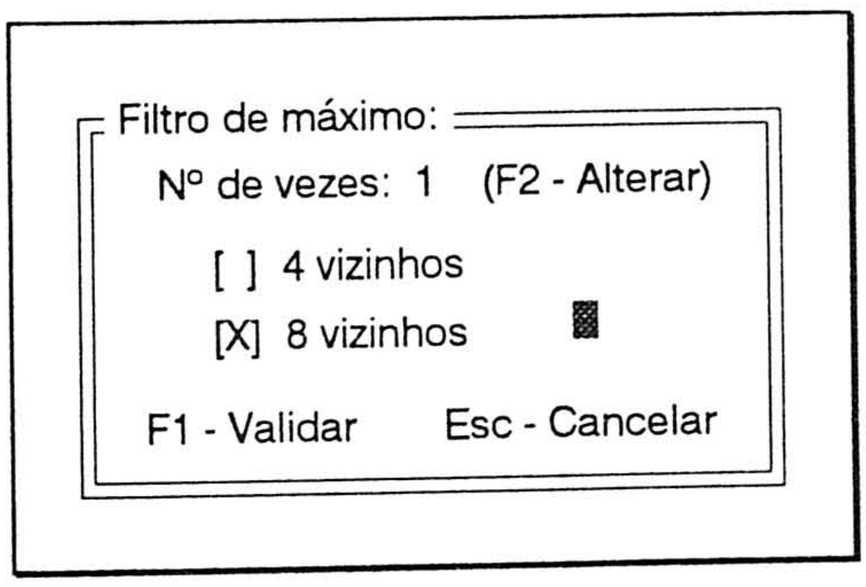


Figura 39 - Parâmetros para o filtro de máximo

Os botões de selecção são activados actuando na tecla de **espaço** quando o cursor se encontrar sobre um botão não activo. Alternativamente poderá premir-se o botão esquerdo

---

63 Os '4 vizinhos' resultam dos '8 vizinhos', se se retirarem os 4 vértices do quadrado de 3x3 que compõe esta última vizinhança.

64 Vulgarmente designados por "radio buttons".

do rato sobre o botão que se pretende activar. Tratando-se de botões de selecção mutuamente exclusiva, como é o caso, activando um deles automaticamente desactiva qualquer outro que no momento esteja activado. O cursor pode ser deslocado entre os botões actuando em **Tab**, **Shift-Tab** ou nos caracteres assinalados na legenda de cada botão[65].

Tem-se acesso ao campo editável contendo o número de vezes de aplicação do filtro através da tecla **F2** ou com o auxílio do rato. Regressa-se ao modo de selecção dos botões com as teclas de **F1**, **Enter** ou **Esc** ou ainda com a actuação dos botões esquerdo ou direito do rato. A tecla de **Esc**, ou o botão direito do rato, cancelam qualquer edição que tenha sido efectuada.

Finalmente, validam-se todos os parâmetros da janela, actuando, ao nível do modo de selecção dos botões, na tecla de **F1** ou com um duplo clique do botão esquerdo do rato. Cancela-se a operação com a tecla de **Esc** ou o botão direito do rato.

A aplicação de um certo número de filtragens de máximo seguida da aplicação de igual número de filtragens de mínimo constitui a operação morfológica de fecho. A sequência inversa executa uma operação morfológica de abertura.

6.3.11. Filtro de mínimo

Este filtro é em tudo idêntico ao anterior, excepto no valor que cada pixel irá tomar depois de aplicada a filtragem, que é o valor mínimo presente na vizinhança considerada. Todas as outras descrições e considerações feitas a propósito do filtro de máximo são também válidas para este.

6.3.12. Normalização

A operação de normalização executa uma expansão linear dos níveis de cinzento compreendidos entre dois limites, para a gama total máxima[66]. Os pixels com valores menores que o limite inferior são colocados no nível 0 e aqueles com valores maiores que o limite superior passam a 255. Tudo se passa como se a totalidade dos pixels da imagem fosse transformada pela função da figura 40.

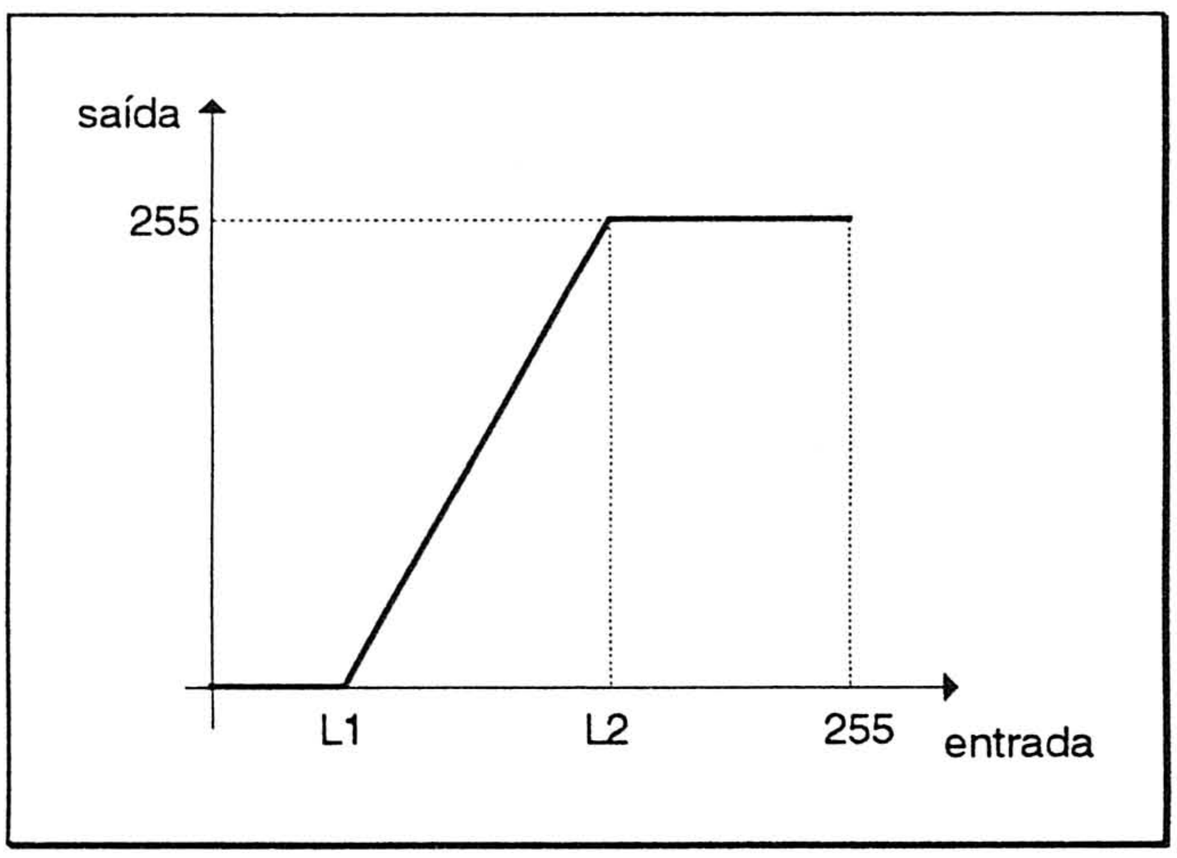


Figura 40 - A função de normalização

Como a operação de normalização pode ser aplicada quer a imagens globais, quer a quadrantes, os parâmetros de que necessita são: o âmbito de processamento, o quadrante de origem e destino, se for caso disso, e os limites inferior e superior que caracterizam a função.

---

65 Neste caso particular '4' e '8'.

66 No caso de imagens com pixels de 8 bits a gama total máxima vai de 0 a 255.

A especificação destes parâmetros faz-se numa janela com dois campos de edição correspondentes aos dois limites, sendo possível transitar para a janela do estado do processamento para a especificação do âmbito e quadrantes, como já descrito para outras operações. Na figura que se segue mostra-se a janela de entrada dos parâmetros.

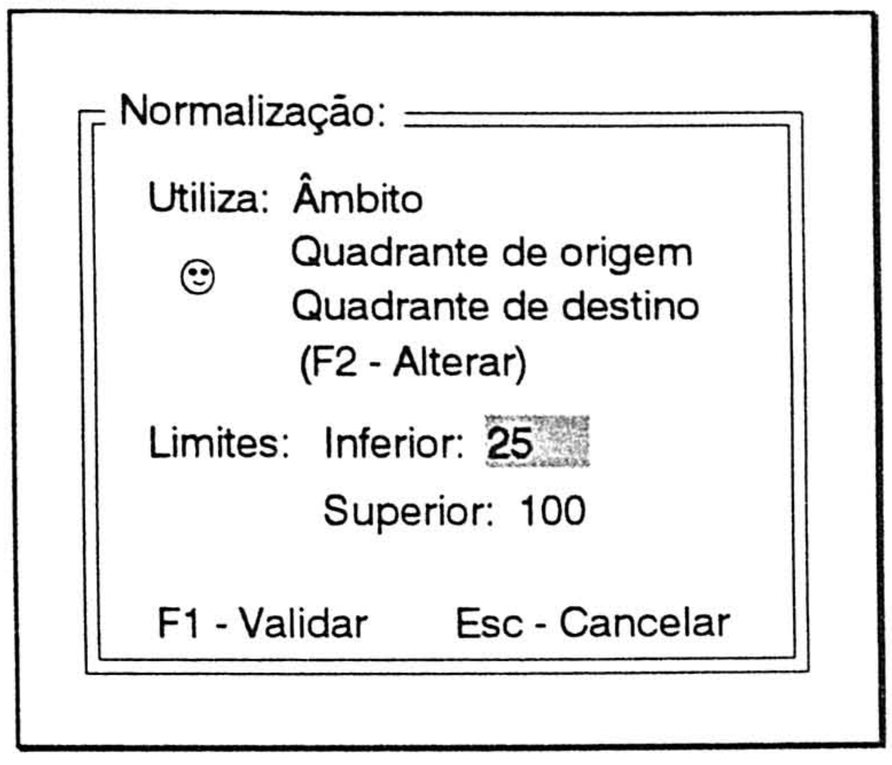


Figura 41 - Parâmetros para a operação de normalização

Os valores por defeito dos limites inferior e superior são respectivamente 25 e 80, uma vez que se constatou que a maior parte da informação ecográfica se situa entre aqueles níveis de cinzento.

6.3.13. Estimação do centróide

O algoritmo utilizado na operação de detecção do contorno endocárdico exige o conhecimento de um ponto central no interior da cavidade. A presente operação permite a determinação de um tal ponto de forma tão automática quanto possível. Além disso, estima-se também uma região de interesse, o mais pequena possível, que abarque a totalidade da cavidade. Esta região de interesse poderá servir como entrada para a operação de melhoramento de contraste descrita a seguir, e que é aplicada apenas a uma zona restrita da imagem global, para minimização do tempo de processamento.

Esta operação parte da definição de uma grande região de interesse, obtida na operação de mascaramento, abrangendo grande parte do sector ecográfico e, com grande probabilidade, a cavidade em questão.

O centróide é estimado seguindo um processo iterativo de ajuste sucessivo da região de interesse, e da consideração de pixels 'escuros'[67], situados em linhas horizontais e verticais igualmente espaçadas dentro da região actual. Nos primeiros passos toma-se para a 'massa' de cada pixel considerado o valor complementar do seu nível de intensidade[68]. Nas últimas estimações os pixels considerados têm todos a mesma massa.

O algoritmo de estimação produz bons resultados, mesmo quando a cavidade em causa não se encontra completamente dentro da região de interesse inicial. Se existirem outras cavidades abrangidas, o algoritmo dará uma resposta correcta se estas não forem maiores do que aquela da qual se pretende o centróide. Por consequência comporta-se de maneira robusta e insensível à posição inicial da zona de interesse.

A operação actua apenas sobre imagens de âmbito global e tem como parâmetros de entrada o número de secções horizontais e verticais consideradas na obtenção dos pixels que servem de base à estimação, e ainda o grau de interactividade. Ver a figura seguinte.

---

67 Os pixels 'escuros' são os que se situam abaixo de um determinado limiar.

68 i. e., massa = 255 - i, onde i é o nível de intensidade ∈ [0, 255].

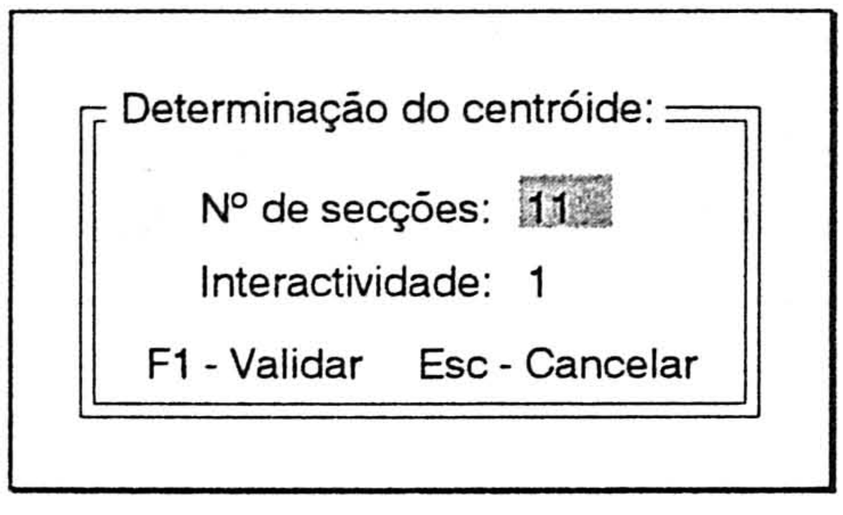


Figura 42 - Parâmetros para a operação de determinação do centróide

Consoante o nível de interactividade escolhido, maior ou menor informação será dada ao utilizador durante o decorrer da operação. Assim, se o nível de interactividade for maior ou igual que o indicado na lista que se segue, executar-se-á a acção aí descrita, pela ordem indicada:

- nível 1 - ajuste da região de interesse inicial;
- nível 3 - possibilidade de alteração dos parâmetros de funcionamento interno do algoritmo;
- nível 2 - visualização da evolução da posição do centróide, secções e região de interesse da 1ª à 6ª estimativas;
- nível 1 - visualização da posição final do centróide e região de interesse.

Se se utilizar o nível 0, a operação decorrerá sem qualquer interacção com o utilizador.

Ajuste da região de interesse

Quando esta operação é executada, a região de interesse inicial aparece delimitada a vermelho no monitor RGB, sobreposta à imagem da qual se pretende estimar o centróide da cavidade aí presente. No écran do computador surge uma janela com indicações sobre a região de interesse e modo de a modificar, que se apresenta na figura que se segue.

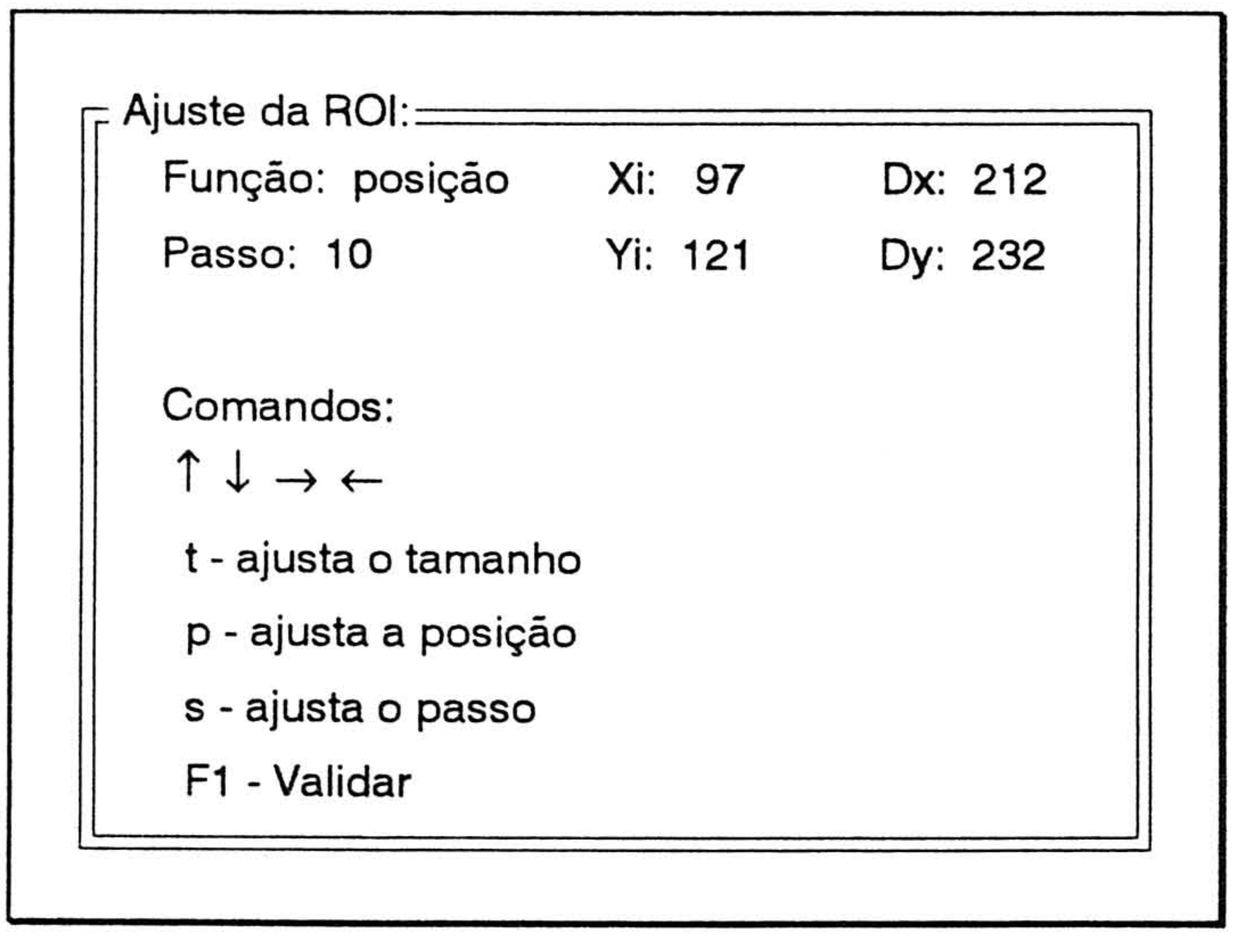


Figura 43 - Janela para ajuste da região de interesse

Os valores Xi e Yi indicados são as coordenadas do canto superior esquerdo da região, enquanto que os valores Dx e Dy são o seu comprimento horizontal e vertical. Estes valores mudam em tempo real, à medida que se modifica a posição e o tamanho da região.

O ajuste da região de interesse faz-se através de dois modos distintos de operação: ajuste da posição e ajuste do tamanho, sendo o modo activo indicado no campo 'Função' da

janela. No modo de ajuste da posição apenas se desloca a totalidade da região ao longo da imagem sem alterar o seu tamanho, enquanto que no modo de ajuste do tamanho se mantém fixo o canto superior esquerdo, deslocando-se apenas o inferior direito, o que resulta numa alteração do tamanho[69]. Pode usar-se o teclado ou o rato para qualquer um dos modos de ajuste.

Teclado

Activa-se um dos modos de ajuste actuando nas teclas **P** e **T**, respectivamente para a posição e tamanho.

Os movimentos são efectuados através das teclas de deslocamento (setas), sendo estes na direcção indicada e com um valor igual ao que está definido no campo 'Passo' da janela de ajuste. Quando se atingem os bordos da imagem, ou quando a região se reduz à dimensão 1, deixam de ser possíveis mais deslocamentos nessa direcção.

O valor do passo altera-se actuando na tecla **S**. O respectivo campo passa a ser editável, validando-se qualquer alteração com **Enter**.

Quando a região de interesse se encontrar na posição e com o tamanho desejado, valida-se o seu estado actual com a tecla de função **F1**.

Rato

Com o auxílio do rato a operação de ajuste da região de interesse torna-se muito simples. A troca do modo de ajuste efectua-se através da actuação do botão direito. O deslocamento da totalidade da região, ou do seu canto inferior direito, faz-se movimentando o rato na direcção pretendida. Este movimento é sempre contínuo, sendo independente do valor do 'passo'. Finalmente a validação total da operação é feita actuando no botão esquerdo.

Alteração dos parâmetros internos do algoritmo

Com o nível de interactividade 3, dá-se a possibilidade ao utilizador de influenciar a execução do algoritmo de estimação do centróide, por alteração de alguns dos seus

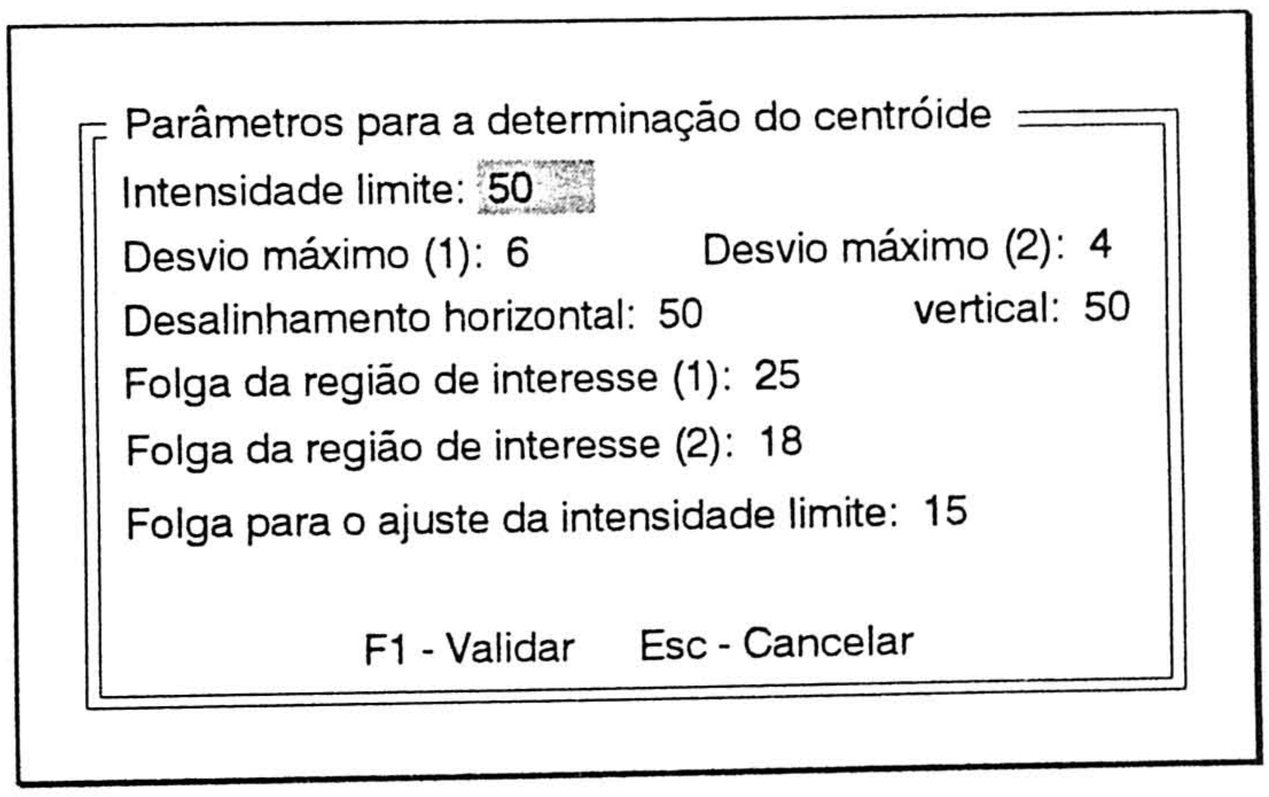


Figura 44 - Alteração dos parâmetros internos

parâmetros internos. Quando alterados, estes parâmetros ficarão activos até nova alteração, mesmo que se saia e se torne a entrar no SIPAFE. Tudo se passa de forma análoga à operação de configuração do item 'parâmetros'[70].

---

69 Os deslocamentos da região de interesse ou do seu canto inferior direito são visualizados imediatamente no monitor de imagem enquanto que no écran principal se actualizam constantemente os campos Xi, Yi, Dx e Dy.

70 Descrita no parágrafo 3.3.

Assim, se o nível de interactividade for o requerido, surgirá no écran a janela de entrada de dados da figura 44, que contém os valores normais destes parâmetros.

O significado dos vários parâmetros presentes é sucintamente o seguinte:

- Intensidade limite - a partir da primeira estimativa em diante, só são considerados para as novas estimativas, pixels cujo valor se encontre abaixo do valor deste parâmetro e na vizinhança da estimativa anterior. Assim, em imagens cuja cavidade possua um nível de cinzento elevado, pode ser conveniente aumentar este valor.

- Desvios máximos 1 e 2 e desalinhamentos horizontal e vertical - estes parâmetros definem a vizinhança dos segmentos de pixels em relação a uma estimativa do centróide. Ao considerar-se um segmento de pixels, na direcção horizontal ou vertical, e satisfazendo o parâmetro anterior, se o mesmo não englobar o centróide só é considerado se o extremo mais próximo não diferir mais que o 'desvio máximo 1' para a 2ª e 3ª estimativas ou o 'desvio máximo 2' para a 5ª estimativa. Também não serão considerados os segmentos cujo ponto médio difira mais que o valor do 'desalinhamento' respectivo em relação ao centróide. Estes parâmetros raramente precisarão de ser alterados.

- Folga da região de interesse 1 e 2 - Após a 4ª e a 6ª estimativas, reajusta-se a região de interesse considerando a área rectangular abrangida pelos segmentos considerados para as estimativas. À área abrangida soma-se o valor da 'folga 1' após a 4ª estimativa e da 'folga 2' após a 6ª. Se se pretenderem áreas mais ou menos alargadas podem alterar-se estes valores.

- Folga para o ajuste da intensidade limite - Após a 4ª estimativa reajusta-se a intensidade limite, considerando-se para o seu valor a média dos níveis de cinzento dos pixels que entraram na estimativa, acrescida desta folga. Se os níveis de cinzento da cavidade forem muito irregulares deverá aumentar-se o valor deste parâmetro.

6.3.14. Relaxação

Para uma melhor detecção dos pontos da fronteira entre a cavidade e o músculo cardíaco é geralmente necessário efectuar uma operação de melhoramento do contraste da imagem, antes da operação de detecção do contorno. Este método de melhoramento do contraste consiste em recalcular o nível de intensidade de cada pixel, ajustando-o ao dos seus vizinhos[71], com base em coeficientes de compatibilidade. Estes coeficientes de compatibilidade indicam a frequência de ocorrência de vizinhanças de pixels do tipo claro--claro, escuro-escuro e claro-escuro, na imagem pretendida.

A operação de relaxação é efectuada sempre numa imagem de âmbito global, mas apenas numa região de interesse, dado o seu elevado custo computacional. Por defeito, a região de interesse considerada é a que resulta da operação de estimação do centróide, se tiver sido executada anteriormente.

Como parâmetros de entrada a operação necessita apenas dos três coeficientes de compatibilidade. No entanto, se o nível de interactividade for igual ou superior a 1, executar-se-á um ajuste da região de interesse, antes da realização da operação. Este ajuste é perfeitamente idêntico ao já descrito para a operação de estimação do centróide.

O pedido dos valores dos coeficientes de compatibilidade faz-se através de uma janela de entrada de dados, mostrada na figura seguinte, sendo os valores aí apresentados aqueles que são considerados por defeito.

---

[71] Numa vizinhança de 3x3.

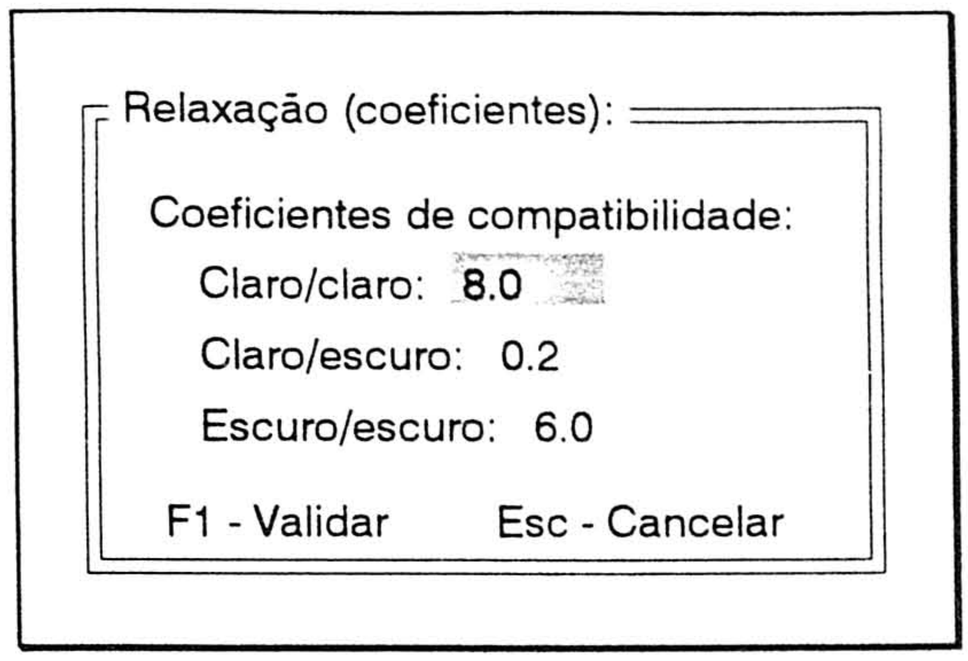


Figura 45 - Parâmetros para a operação de relaxação

6.3.15. Obtenção de um contorno

A operação de obtenção de um contorno tenta determinar a fronteira de uma cavidade, construindo uma linha fechada unindo pontos situados em 100 raios igualmente separados, e emanando de um ponto do seu interior previamente estimado ou indicado. Decorre em várias fases, devidamente indicadas numa janela de estado, e que são:

- estimação dos pontos fronteira iniciais;
- classificação e etiquetagem;
- pesquisa secundária e correcção;
- suavização do contorno;
- possível correcção manual do contorno obtido.

Na figura 46 mostra-se a janela de estado, presente durante toda a execução da operação.

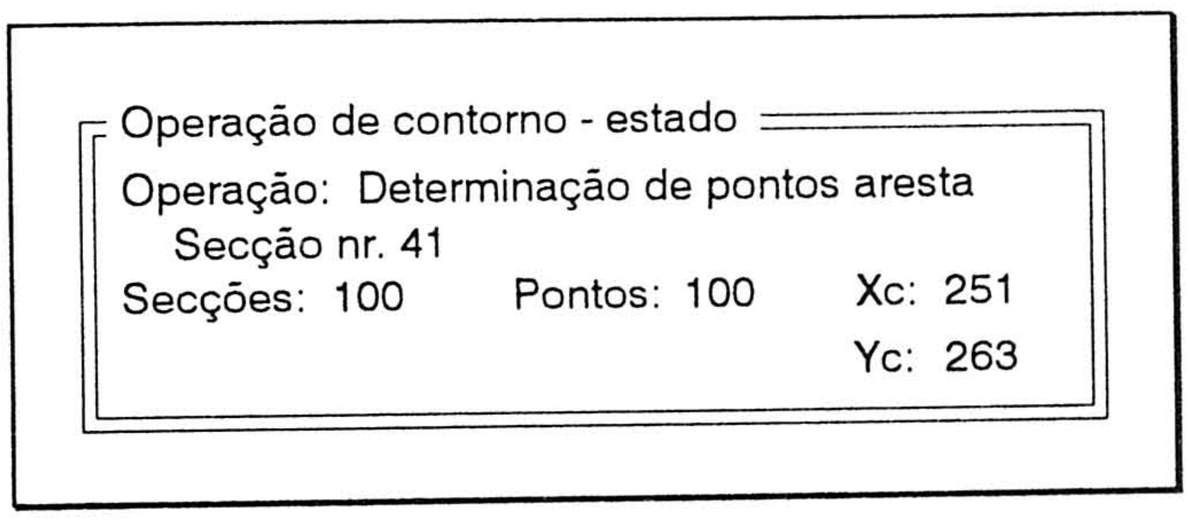


Figura 46 - Janela de estado da operação de obtenção de um contorno

Para a execução da operação não é necessária a indicação prévia de qualquer parâmetro. Dependendo do valor do nível de interactividade, o utilizador poderá modificar alguns parâmetros internos, corrigir o centróide ou obter, no decurso da operação, mais informação sobre o que está a acontecer. Na lista que se segue, e pela ordem indicada, descrevem-se as acções que se executam se o nível de interactividade corrente for maior ou igual ao aí indicado:

- nível 3 - possibilidade de modificar alguns dos parâmetros que regulam o funcionamento interno do algoritmo;
- nível 1 - possibilidade de modificar a posição do ponto central, determinado na operação de obtenção de um centróide;
- nível 2 - afixação dos pontos intermédios que vão sendo obtidos ao longo da operação, com paragem para exame;

- nível 3 - afixação de informação relativa à fase de pesquisa secundária;
- nível 1 - afixação do contorno final, com paragem para exame.

Alteração dos parâmetros internos do algoritmo

Se se executar a operação de obtenção de um contorno com o nível de interactividade 3, surgirá no écran, logo após a janela de estado da operação, uma janela de entrada de dados que permite modificar alguns dos parâmetros que controlam o desenrolar das várias fases que conduzem a um contorno final. Essa janela mostra-se na figura seguinte e contém os valores normais desses parâmetros.

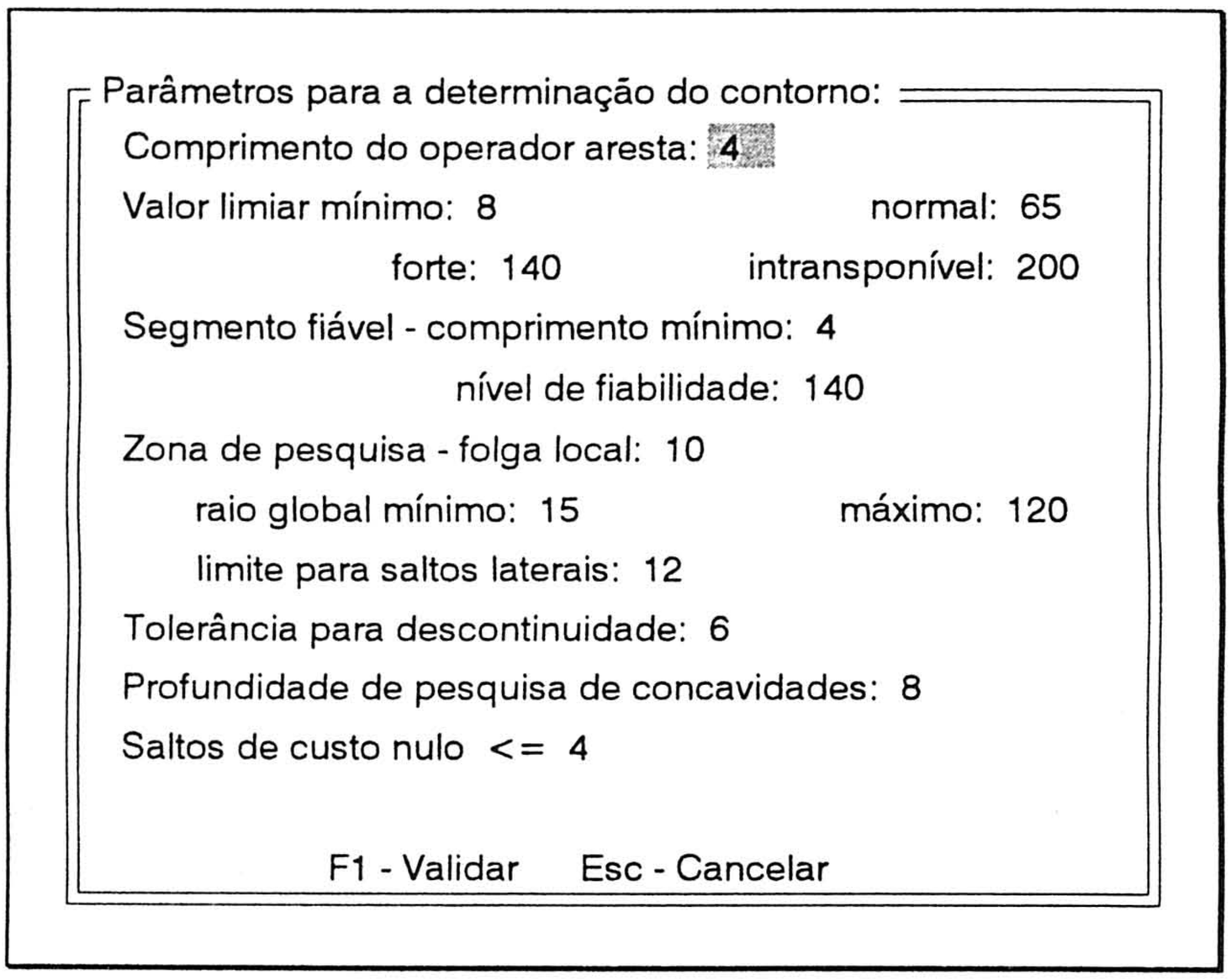


Figura 47 - Janela para a modificação dos parâmetros internos da obtenção de um contorno

De forma idêntica à operação de estimação de um centróide, estes parâmetros, quando alterados, ficarão activos até à ocorrência de uma nova alteração, mesmo que esta se dê apenas numa nova corrida do SIPAFE.

O significado de cada um dos parâmetros presentes na janela de alteração pode ser descrito da forma seguinte:

- comprimento do operador aresta - metade do número de pixels considerado na determinação de potenciais pontos aresta ao longo de cada raio; números menores podem aumentar a sensibilidade, mas isso implicaria a alteração de muitos dos outros parâmetros; só em casos excepcionais deverá ser alterado;
- valores limiar mínimo, normal, forte e intransponível - valores dados pelo operador aresta e usados para a classificação dos potenciais pontos aresta; tem particular interesse o valor mínimo, uma vez que pontos com valor menor não são considerados, e o valor intransponível, que determina os pontos que não podem ser ultrapassados na definição do contorno;
- segmento fiável, comprimento mínimo e nível de fiabilidade - quando se torna indispensável efectuar uma pesquisa secundária há que determinar os pontos de origem e destino para essa pesquisa; estes deverão estar situados em segmentos de contorno de comprimento maior ou igual ao aqui indicado e conter um ponto com um nível de resposta pelo menos igual ao nível de fiabilidade;
- zona de pesquisa, raio global mínimo e máximo - a zona de pesquisa global para o

contorno final da cavidade é delimitada por duas circunferências, com centro no centróide, e de raios respectivamente iguais aos valores mínimo e máximo aqui indicados; poderá ser necessário ajustar o valor mínimo do raio para certas imagens em que a parte central da cavidade contém ecos fortes, como é o caso das imagens ao nível da válvula mitral;

- zona de pesquisa, folga local e limite para saltos laterais - quando se efectua uma pesquisa secundária, esta é feita entre um ponto inicial e final e dentro de um 'corredor' definido pela distância menor e maior destes pontos ao centróide, acrescido, para baixo e para cima, do valor da folga local; o limite para saltos laterais define a distância máxima que é possível 'saltar' em descontinuidades entre segmentos, durante as pesquisas secundárias;
- tolerância para descontinuidade - considera-se que existe uma descontinuidade entre segmentos se a diferença entre a distância de dois pontos consecutivos ao centróide for maior do que este valor;
- profundidade de pesquisa de concavidades - número máximo de raios considerado para resolver descontinuidades por meio da pesquisa de concavidades, i. e. segmentos não visíveis directamente do centróide;
- saltos de custo nulo - valor máximo da diferença de distâncias ao centróide de dois pontos consecutivos, por forma a que o seu custo seja nulo na avaliação dos possíveis contornos na pesquisa secundária.

Ajuste do centróide

Quando o nível de interactividade é superior ou igual a 1, e antes da obtenção do contorno propriamente dita, tem lugar uma operação de ajuste da posição do centróide. Este deverá estar situado no interior da cavidade e a uma distância, a qualquer ponto da contorno, superior ao valor do raio global mínimo para a zona de pesquisa.

No início da execução da operação surge no monitor de imagem a posição actual do centróide, marcada por uma pequena cruz de cor vermelha. No écran aparece uma janela contendo indicações sobre a sua posição e modo de a modificar. Pode observar-se essa janela na figura seguinte.

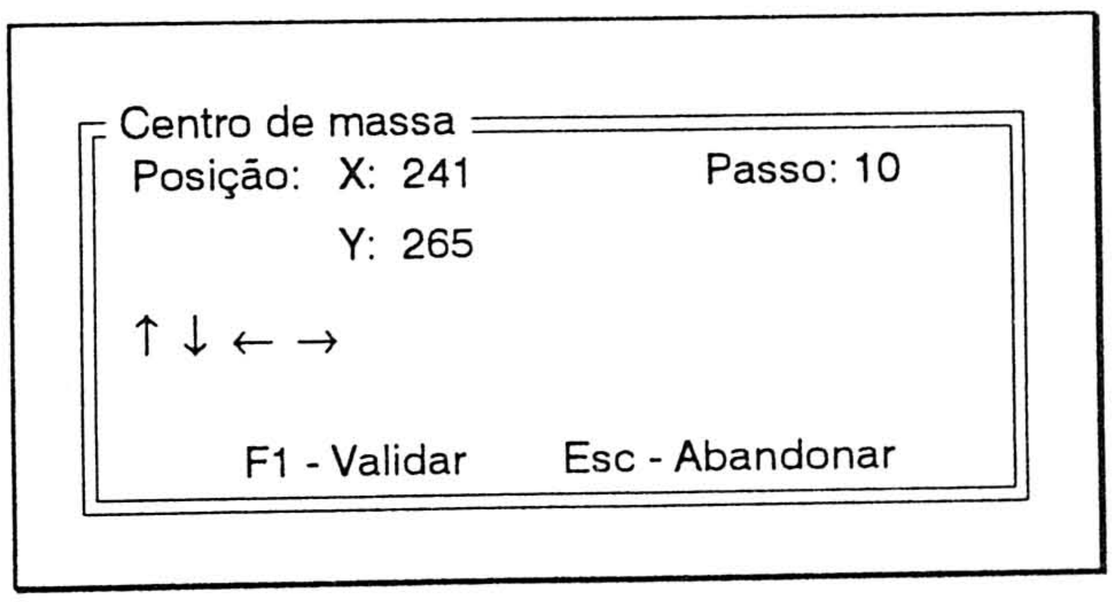


Figura 48 - Ajuste da posição do centro de massa

Os valores X e Y indicados são as coordenadas do centro de massa e mudam imediatamente à medida que se modifica a sua posição. O valor 'passo' está contido num campo editável e tem a ver com a maior ou menor rapidez do deslocamento do centróide.

É possível utilizar o teclado ou o rato para efectuar o ajuste da posição do centróide, o que se descreve a seguir.

Teclado

Com o auxílio do teclado os movimentos efectuam-se actuando, como é habitual, nas

teclas de deslocamento (setas). A direcção destas corresponde à direcção do deslocamento, sendo este feito por saltos de valor igual ao que está definido no campo 'passo' da janela de ajuste. Quando se atingem os bordos da imagem deixam de ser possíveis mais deslocamentos nessa direcção.

O valor do passo altera-se actuando na tecla **P**, o que permite a imediata edição do campo correspondente. Valida-se a edição com a tecla de **Enter**.

Quando o cursor que marca a posição do centro de massa se encontrar na posição pretendida deve validar-se esta, actuando na tecla de função **F1**. É possível abandonar a operação, sem alterar a posição do centróide, pressionando, em qualquer altura, a tecla de **Esc**.

Rato

Utilizando o rato pode efectuar-se o ajuste da posição do centro de massa de forma bastante mais simples. Basta, para deslocar o cursor informativo da posição, movimentar o rato na direcção pretendida e visualizar onde se encontra no monitor de imagem. Este movimento é contínuo[72] e independente do valor do campo 'passo'.

Valida-se a posição actual do centróide com o botão esquerdo do rato, enquanto que a actuação no botão direito provoca o cancelamento de qualquer alteração da sua posição que tenha já ocorrido.

Estimação dos pontos fronteira iniciais

A primeira fase da obtenção de um contorno consiste na aplicação de um detector de arestas unidimensional a 100 linhas radiais, igualmente separadas, e emanando de um centróide previamente estimado e eventualmente corrigido.

O detector utilizado designa-se por "difference of boxes" (DOB) e o seu tamanho é controlado por um dos parâmetros internos que o utilizador pode modificar. A sua definição, para o tamanho 4 e ponto i de uma linha, é como se segue, onde x_k é a intensidade do ponto k da linha:

$$DOB_4(i) = \sum_{j=0}^{3} x_{i+j} - \sum_{j=1}^{4} x_{i-j}$$

Ao longo de cada linha radial, nos locais de máximo ou mínimo relativo da função DOB, obtém-se um ponto fronteira candidato. Todos os pontos fronteira candidatos encontrados, incluindo os obtidos num mínimo relativo[73], contidos no interior da região de interesse e na zona de pesquisa, são mantidos numa estrutura de dados apropriada.

Nas restantes fases apenas se irá utilizar este conjunto de pontos candidatos.

Classificação e etiquetagem

Cada ponto candidato é agora classificado numa de 4 classes distintas sendo designados por *fracos*, *normais*, *fortes* ou *intransponíveis*. Esta classificação depende apenas do valor do operador DOB e do nível de intensidade do ponto em questão. Os limiares dos valores DOB que separam as classes podem ser alterados pelo utilizador.

Após a classificação de todos os pontos candidatos segue-se a primeira estimativa do ponto fronteira inicial para cada raio. Esta primeira estimativa é feita escolhendo o ponto aresta 'positivo' e não *fraco* mais próximo do centróide, se existir.

Segue-se a operação de etiquetagem cuja principal função é a detecção de possíveis

---

[72] Com a resolução de 1 pixel.

[73] Designados por pontos de aresta 'negativos'.

falsas estimativas e a associação dos pontos fronteira em segmentos.

Tendo como ponto de partida qualquer um dos pontos fronteira iniciais, cuja etiqueta passa a ser 1, vão-se atribuindo valores de etiqueta iguais, até se encontrar uma descontinuidade na distância radial entre pontos adjacentes e o centróide. Após cada descontinuidade o valor da etiqueta é incrementado. Detecta-se uma descontinuidade sempre que a diferença entre distâncias de pontos adjacentes ao centróide ultrapasse uma determinada tolerância. Esta tolerância pode ser modificada pelo utilizador.

Como resultado desta operação de etiquetagem ficam definidos segmentos de pontos com etiquetas iguais e marcadas as descontinuidades entre eles.

No monitor de imagem surge nesta altura um gráfico das distâncias de cada ponto fronteira ao centróide, visualizando-se os vários segmentos e etiquetas com cores diferentes. Observar a figura que se segue.

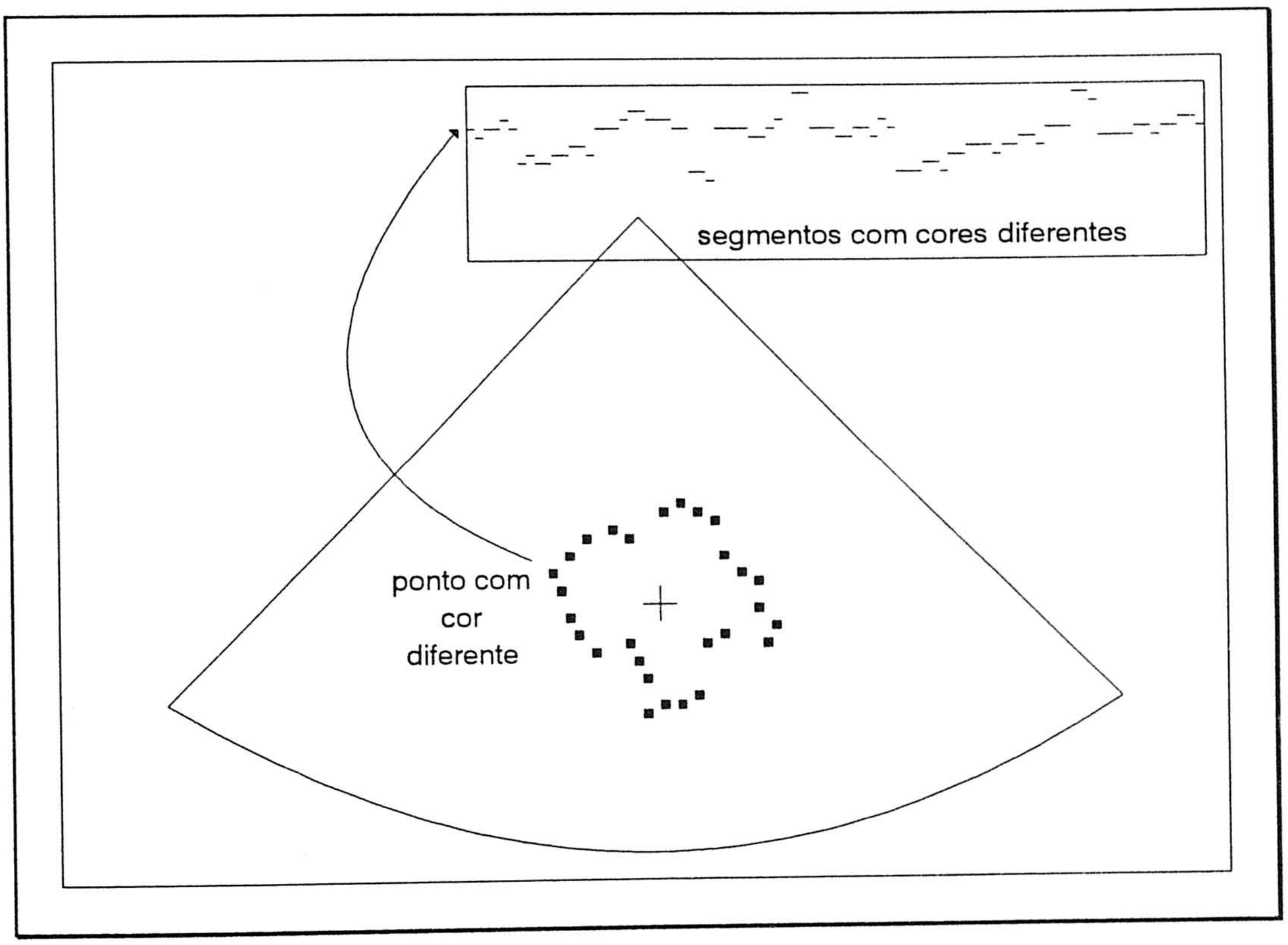


Figura 49 - Pontos fronteira e gráfico de distâncias no monitor de imagem

Pesquisa secundária e correcção

Iniciando agora uma segunda passagem pelos pontos fronteira pretende-se corrigi-los nas regiões onde foram detectadas mudanças de etiqueta. Para isso, e começando pelo segmento mais longo, efectua-se uma pesquisa local nas vizinhanças das descontinuidades, usando somente o conjunto de pontos fronteira candidatos detectado e armazenado na fase anterior.

A pesquisa local tenta encontrar o caminho 'mais curto' entre um ponto recuado do segmento anterior e um ponto de um segmento posterior considerado fiável. Esta fiabilidade á avaliada tendo em consideração o comprimento do segmento e o seu conteúdo em pontos *fortes* e *intransponíveis*. Estes parâmetros podem ser redefinidos pelo utilizador. A atribuição do caminho 'mais curto' a um dado percurso faz-se pela avaliação de uma função de custo.

A função de custo contém parcelas que medem a diferença de distâncias ao centróide de pontos consecutivos do percurso e também o comprimento deste e o seu conteúdo, baseadas na classificação de cada ponto.

Para efectuar a pesquisa e avaliar a função de custo utilizam-se técnicas como o "backtracking" e o "branch and bound" com o fim de minimizar o número de pontos e caminhos visitados na busca do percurso mínimo. O algoritmo de pesquisa local incorpora também algumas regras que o encaminham para a rápida determinação do melhor percurso.

Quando a pesquisa local encontra um beco sem saída, é a altura de considerar também as arestas 'negativas', permitindo assim a determinação de concavidades e segmentos escondidos do centróide, que são frequentes em imagens sistólicas, principalmente ao nível dos músculos papilares. Mostra-se na figura seguinte um exemplo dessa determinação.

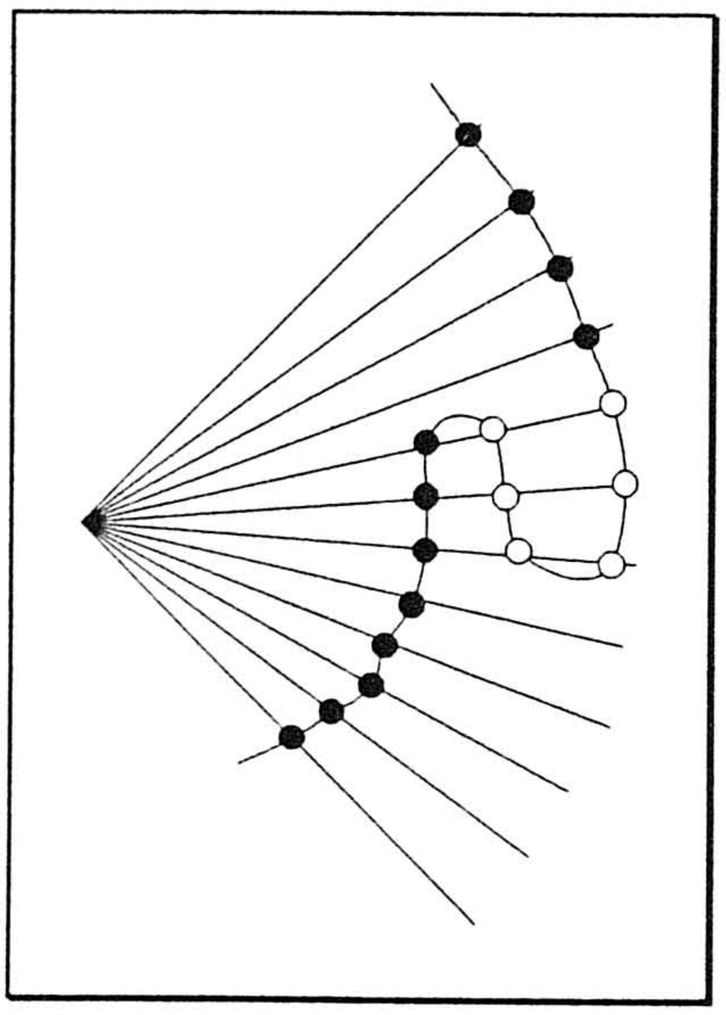


Figura 50 - Segmentos escondidos

Falhando esta última tentativa de encontrar um caminho viável, encontramo-nos, muito provavelmente, numa região de ausência de ecos, pelo que a única alternativa é tentar a reconstrução da fronteira, através de uma interpolação entre o último ponto detectado e o seguinte que se julgue fiável.

Durante toda esta fase da pesquisa secundária é afixada no écran uma segunda janela de estado, contendo informação sobre a extensão e o custo mínimo conseguido num percurso final encontrado até ao momento, assim como relativa à profundidade do ponto que está a ser analisado nessa altura. Pode ver-se na figura seguinte o aspecto dessa janela.

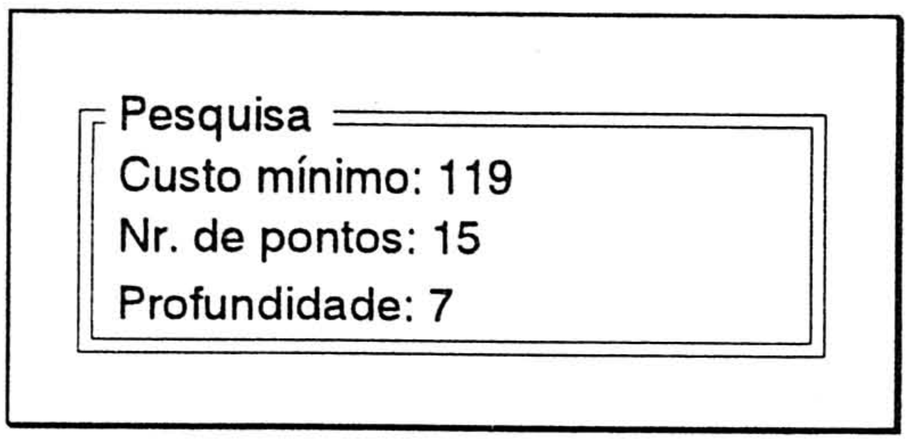


Figura 51 - Janela de estado da pesquisa secundária

Suavização do contorno

Após as correcções feitas na fase anterior o contorno final é filtrado linearmente na

distância ao centróide, conseguindo-se assim eliminar certas rugosidades remanescentes da curva.

Ao longo de todas estas operações a posição dos pontos fronteira e o gráfico de distâncias vai sendo actualizado no monitor de imagem.

Correcção do contorno obtido

Depois de se obter um contorno final é ainda possível corrigir manualmente um ou mais segmentos do mesmo. Independentemente do grau de interactividade, é sempre perguntado ao utilizador se pretende efectuar essa correcção do contorno. No caso afirmativo[74] segue-se a sequência de acções esquematizadas na figura 52.

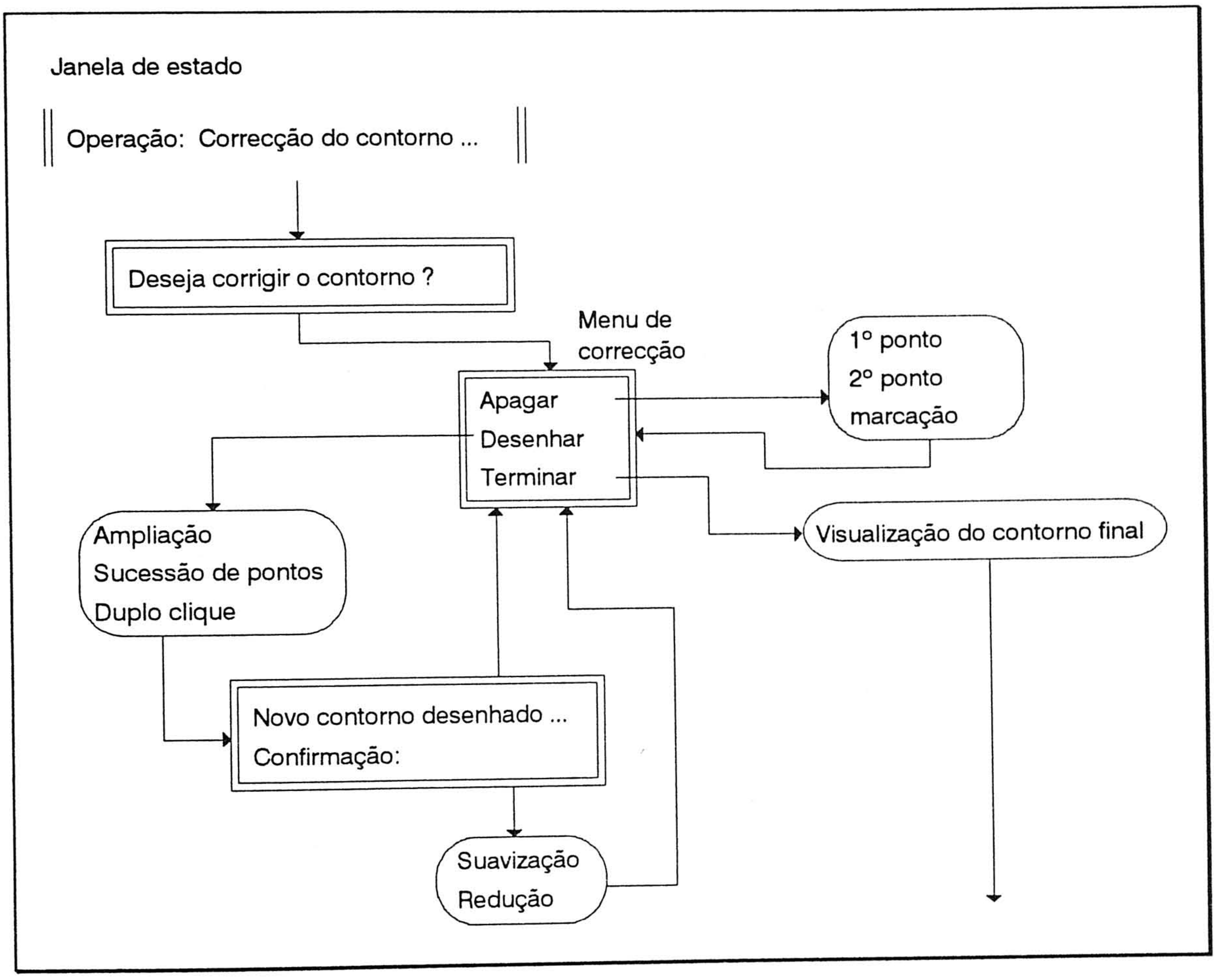


Figura 52 - Correcção manual do contorno

Começa por surgir no écran um menu contendo as opções necessárias para essa correcção. Assim, para a efectuar, dever-se-á primeiro marcar os limites do segmento de contorno que se pretende corrigir, seleccionando a opção 'apagar'.

No monitor de imagem aparece então um cursor, que pode ser deslocado com o auxílio do rato. Accionando o botão esquerdo do rato selecciona-se o ponto inicial do segmento de contorno a corrigir, que muda de cor. Esse ponto é o que, no momento de accionamento do botão, se encontrar mais próximo da posição actual do cursor. Deslocando novamente o cursor, e accionando segunda vez o botão esquerdo do rato encontra-se o ponto final do segmento a corrigir. Esse segmento muda então de cor e é o troço de contorno que se

---

[74] Tecla **S**, tecla **F1** ou botão esquerdo do rato.

encontra entre o ponto inicial e final, no sentido horário.

Após esta marcação regressa-se ao menu de correcção, podendo fazer-se nova marcação, se não se concordar com a anterior, ou passar ao novo traçado seleccionando a opção 'desenhar'.

Na execução desta opção a imagem é ampliada 2 vezes ao mesmo tempo que se apaga o segmento marcado. Aparece também um cursor, deslocável com o rato, que está continuamente ligado por uma linha recta com o ponto inicial do segmento a corrigir[75]. Actuando no botão esquerdo do rato fixa-se o ponto onde o cursor se encontra e o segmento de recta que o une ao anterior. Repetindo os deslocamentos e a fixação do cursor vai-se construindo o troço inicialmente apagado. Para terminar a construção deve efectuar-se um duplo clique no botão esquerdo, o que provoca não só a fixação do ponto onde se encontra o cursor, mas também o fecho do troço, através de um segmento de recta que o vai unir ao ponto final do segmento a corrigir. Depois de um pedido de confirmação, executa-se uma suavização do novo troço, voltando-se de seguida à resolução normal e ao menu de correcção.

A sequência de acções marcação-traçado pode repetir-se quantas vezes as necessárias para a total correcção do contorno, terminando-se seleccionando a opção de 'terminar' ou a tecla de **Esc**.

Terminada esta fase com sucesso, passa-se a dispor de um contorno válido, o que aparece indicado na janela correspondente à identificação da imagem em processamento[76].

6.3.16. Determinação de parâmetros

A operação de determinação de parâmetros consiste no cálculo do perímetro, área e distância axial relativos a um contorno já desenhado.

Como condições prévias à execução desta operação é necessário dispor de um contorno válido, o que pode ser verificado numa das janelas de estado do processamento, e ainda de uma calibração para a profundidade da sonda da imagem que está a ser processada. A calibração é indispensável para converter os pixels em distâncias e áreas efectivas.

Satisfeitas as condições anteriores não é necessário fornecer qualquer outro parâmetro. Depois da operação executada, os resultados aparecem afixados na janela correspondente à identificação da imagem em processamento[77].

O valor da distância axial só tem significado nas imagens apicais, medindo o comprimento do eixo maior do ventrículo esquerdo, entre a válvula mitral e o apex.

6.3.17. Salvaguarda de imagem

Esta operação executa uma transferência do conteúdo da memória interna da carta DT2851, que está a ser visualizada, para uma área de memória do sistema, externa àquela carta. Permite-se assim recuperar posteriormente a imagem armazenada.

Não é necessário o fornecimento de qualquer parâmetro.

6.3.18. Reposição de imagem

É a operação inversa da anterior. Transfere o conteúdo da área de memória auxiliar e externa à carta DT2851 para a memória interna que está a ser visualizada. Não necessita de parâmetros.

Com esta operação e a anterior é possível guardar uma imagem de um estádio de processamento anterior e recuperá-la algumas operações mais à frente.

---

[75] Ponto anterior.

[76] Ver figura 33.

[77] Ver figura 33.

6.4. A sequência de processamento por defeito

Em ambos os tipos de processamento, automático e individual, o uso de sequências de operações conducentes à obtenção de um contorno e ao cálculo dos seus parâmetros característicos, facilita muito a sua utilização.

As sequências de operações são, em geral, definidas e modificadas pelo utilizador, podendo assim ser melhor adequadas ao tipo de imagens que se pretende processar. No entanto, existe já definida no SIPAFE uma sequência, dita de defeito, que não pode ser alterada ou eliminada pelo utilizador. Em circunstâncias normais conduz à determinação de um bom contorno para a maioria das imagens.

A sequência de defeito é composta por 16 operações e, como todas as sequências, estas operações começam por actuar sobre a imagem presente na memória de visualização.

Descrevem-se a seguir as 16 operações que a compõem:

- Salvaguarda - começa-se por guardar na memória auxiliar a imagem original, que é usada, no final da sequência, para ser visualizada com o contorno encontrado sobreposto.
- Mascaramento - operação invocada com interactividade 0 de modo a ser executada sem interrupções.
- Redução - invocada tendo como quadrante de destino o 1, no canto superior esquerdo.
- Filtro de média - de dimensões 3 x 3 e actuando no quadrante ocupado pela operação anterior, com resultado no 2.
- Normalização - com valores limites entre 25 e 80, actuando no quadrante 2 e resultado no 3.
- Filtro Vertical - de dimensão 5 e coeficientes (1 3 4 3 1). Actua no quadrante 3 e coloca o seu resultado no 4.
- Expansão - repõe a resolução original com origem no quadrante 4.
- Centróide - estimação do centróide utilizando 11 secções e o nível de interactividade 1, o que permite ajustar a região de interesse inicial.
- Relaxação - invocada com o nível de interactividade 0 e com os coeficientes de compatibilidade (8.0 0.2 6.0) respectivamente para as classes claro/claro, claro/escuro e escuro/escuro.
- Contorno - aqui executado com o nível de interactividade 0, por forma a ser o mais automático possível.
- Parâmetros - avaliação dos parâmetros relativos ao contorno obtido na operação anterior.
- Plano gráfico - a operação anterior reconstrói o contorno na outra memória interna da carta DT2851 e utiliza gráficos sobrepostos de 4 cores para o efeito. Esta operação desactiva os gráficos sobrepostos e a protecção de escrita nos respectivos dois bits utilizados.
- Plano gráfico - tornam-se a activar os gráficos sobrepostos mas, desta vez, apenas com uma cor a que corresponde apenas um bit protegido contra a escrita normal.
- Troca de imagem - com esta operação troca-se a memória de visualização da carta DT2851, colocando-se assim à vista a imagem onde foi desenhado o contorno final na operação de obtenção de um contorno. Este aparece desenhado a vermelho uma vez que o plano gráfico está activo.
- Reposição - recupera a imagem original salvaguardada no início da sequência.

Como o plano gráfico está activo e protegido, o resultado é a imagem original com o contorno final sobreposto.

- Terminar - marca o fim da execução da sequência.

As operações desta sequência podem servir de modelo para a construção de novas sequências, com variações quer nos parâmetros utilizados, quer nas operações que constituem o pré-processamento, onde se podem empregar outras operações de filtragem.

6.5. Manutenção de sequências

Esta última opção do módulo de processamento permite a criação de novas sequências de operações e a eliminação, listagem, alteração e impressão das já existentes. A sequência por defeito, descrita no parágrafo anterior, não pode ser eliminada ou alterada.

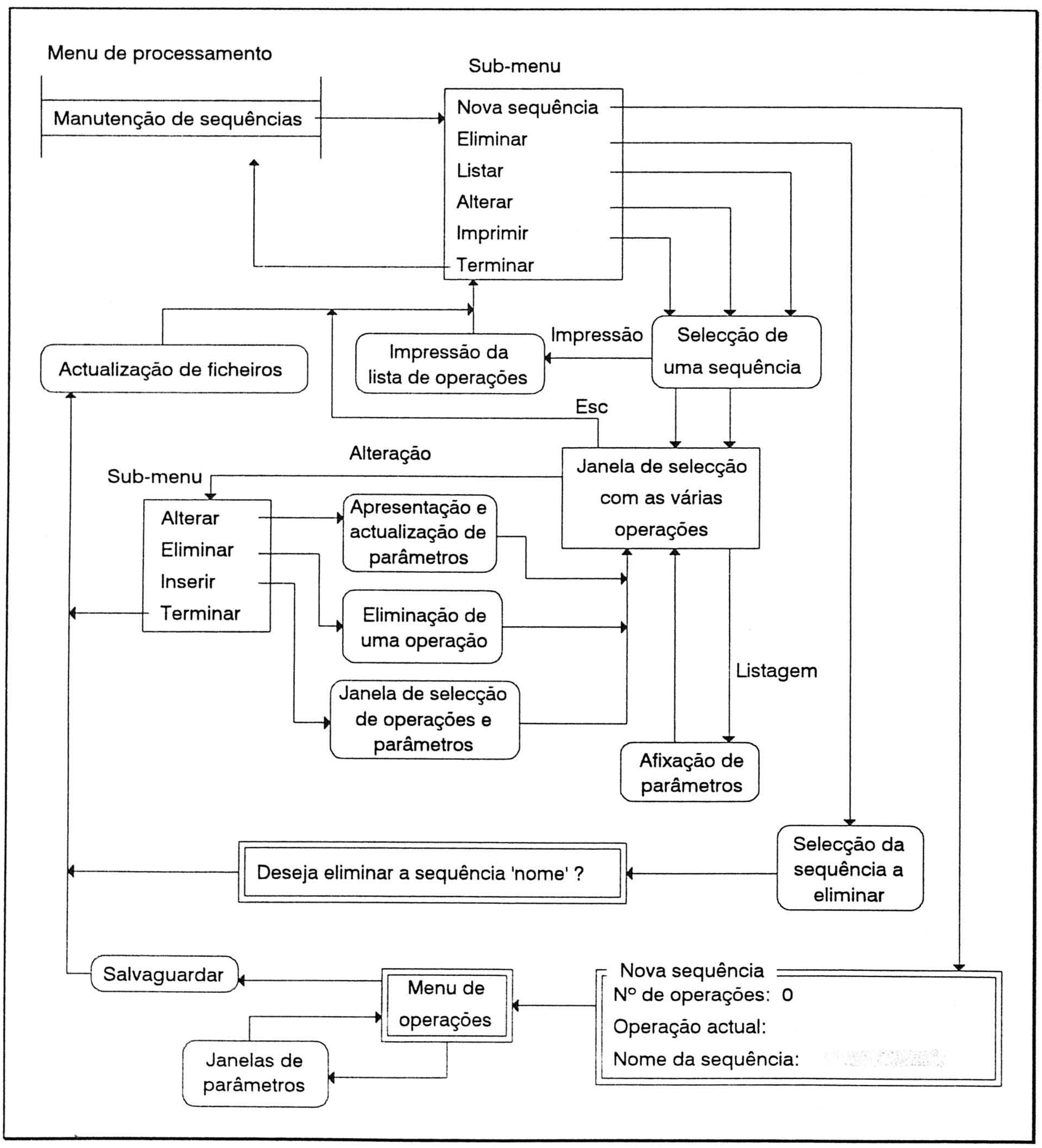


Figura 53 - Operações de manutenção de sequências

Quando se invoca esta opção, directamente do menu do módulo de processamento, surge no écran um sub-menu, indicando as várias alternativas possíveis. Na figura anterior apresenta-se o fluxo de execução desta opção e respectivas operações.

6.5.1. Criação de novas sequências

Ao invocar-se esta opção surge no écran a janela desenhada na parte final da figura anterior. Através desta janela, é necessário, antes de tudo, indicar o nome que a sequência irá tomar, no único campo de edição aí existente. Trata-se de um nome com o máximo de 8 caracteres, que será também utilizado para nomear o ficheiro que irá conter a descrição da sequência[78], e também aparecerá, posteriormente, nas janelas de selecção de sequências.

A janela atrás referida serve também como janela de estado, mostrando durante a definição da sequência o número de operações já completamente entradas e o nome da operação actual, ainda por aceitar.

Depois de se ter preenchido o campo relativo ao nome da nova sequência e validado o seu conteúdo[79], aparecerá um menu contendo o nome de todas as operações que o sistema suporta. Escolhida uma operação de entre as que aí figuram, é necessário de seguida especificar os seus parâmetros. Essa especificação é efectuada numa janela de entrada de dados própria, onde os vários campos aparecem já preenchidos com os valores por defeito.

Eventualmente alterados e validados os parâmetros da operação, dever-se-ão repetir estas acções até à conclusão da definição da sequência. Na figura 54 pode ver-se um exemplo de uma janela de definição de parâmetros.

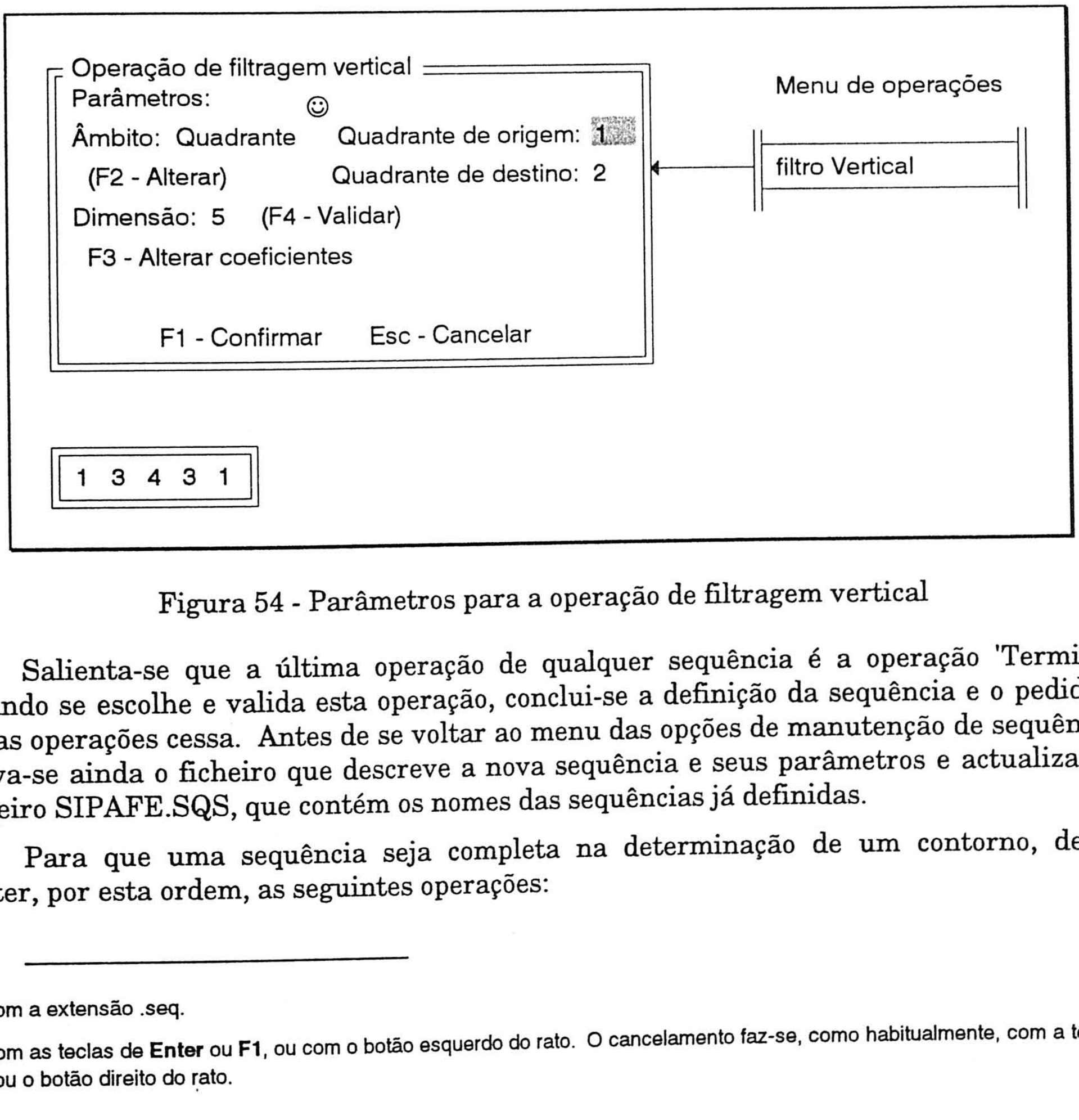


Figura 54 - Parâmetros para a operação de filtragem vertical

Salienta-se que a última operação de qualquer sequência é a operação 'Terminar'. Quando se escolhe e valida esta operação, conclui-se a definição da sequência e o pedido de novas operações cessa. Antes de se voltar ao menu das opções de manutenção de sequências, grava-se ainda o ficheiro que descreve a nova sequência e seus parâmetros e actualiza-se o ficheiro SIPAFE.SQS, que contém os nomes das sequências já definidas.

Para que uma sequência seja completa na determinação de um contorno, deverá conter, por esta ordem, as seguintes operações:

---

78 Com a extensão .seq.

79 Com as teclas de **Enter** ou **F1**, ou com o botão esquerdo do rato. O cancelamento faz-se, como habitualmente, com a tecla de **Esc** ou o botão direito do rato.

- Mascaramento
- Centróide
- Contorno
- Parâmetros

Se a sequência for invocada pela opção de processamento automático ou pela de processamento individual para uma imagem de exame, e se as duas últimas operações anteriores estiverem presentes, os resultados obtidos poderão ser gravados no ficheiro de exame. Assim, quando se conclui a execução da sequência com sucesso, será perguntado ao utilizador se pretende guardar os resultados. No caso afirmativo[80], actualizar-se-á o ficheiro de exame, substituindo eventuais resultados já aí contidos.

Durante a execução de uma sequência, esta pode ser interrompida pressionando a tecla de **Esc** na mudança de uma operação para outra.

6.5.2. Eliminar sequências

Qualquer sequência criada pelo utilizador pode ser posteriormente eliminada. A eliminação consiste no apagamento do ficheiro com a definição das operações e seus parâmetros e na actualização do ficheiro de sequências.

Quando se selecciona esta opção no menu de manutenção, começa por ser apresentada, numa janela de selecção, a lista das sequências activas no sistema[81]. Escolhida a que se pretende eliminar, surgirá então uma janela de confirmação inquirindo se se pretende mesmo eliminar aquela sequência. Responde-se afirmativamente actuando na tecla **S.** Qualquer outra tecla cancela a eliminação. Após a actualização dos ficheiros regressa-se ao menu de manutenção.

6.5.3. Listar sequências

A listagem de uma sequência produz no écran uma janela de selecção contendo, por ordem e numeradas, todas as operações que fazem parte da sequência. Escolhendo uma operação apresentam-se os seus parâmetros.

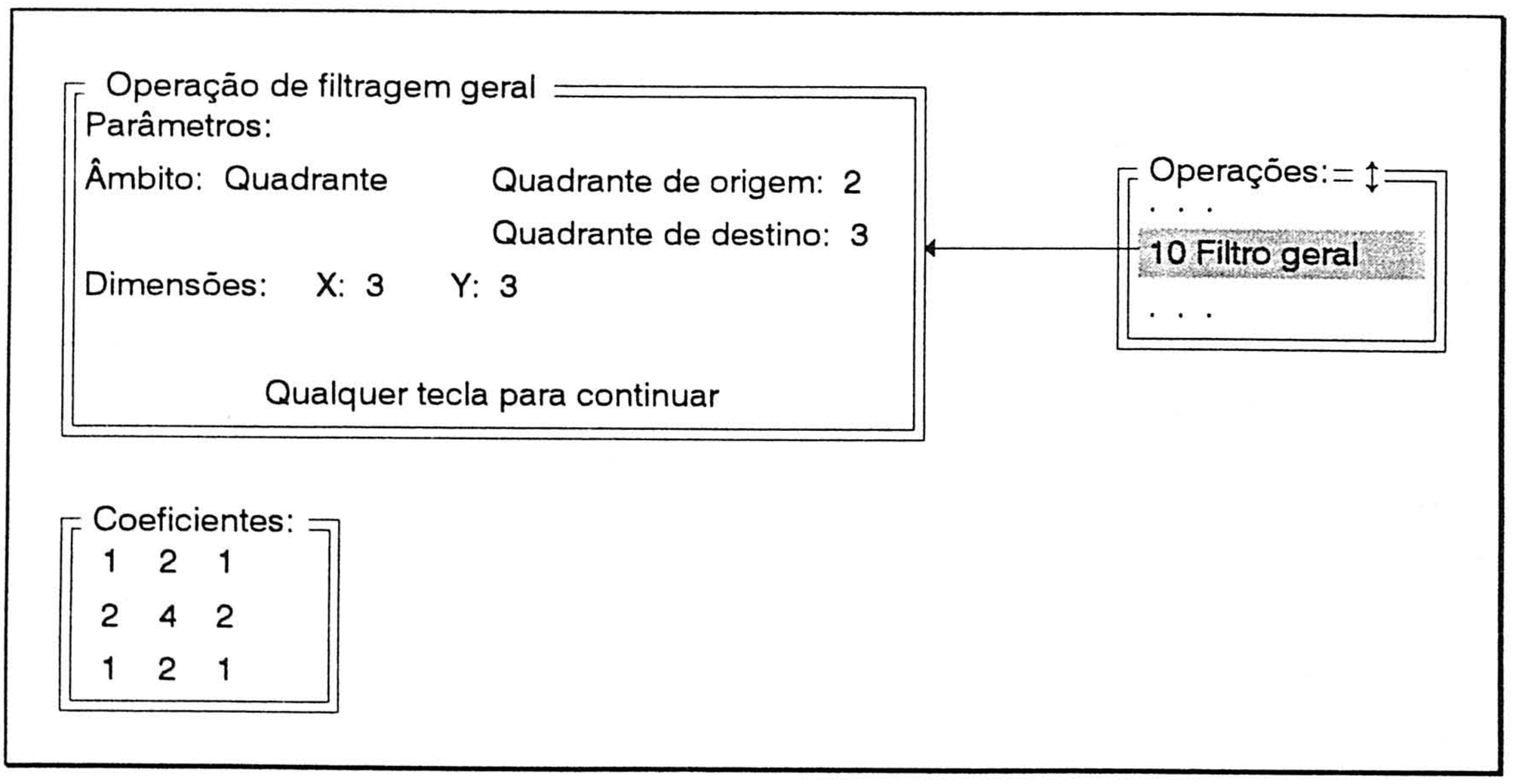


Figura 55 - Parâmetros de uma operação na listagem de sequências

---

80 Indicado com a tecla **S** ou **F1** ou ainda com o botão esquerdo do rato.

81 Com a excepção da sequência de defeito, que não pode ser eliminada.

Assim, começa-se por escolher a sequência a listar de entre todas as presentes no sistema[82]. Só então surgirá a janela de selecção com as suas operações. Por cada operação que se accione nessa janela, afixar-se-á uma outra contendo os parâmetros respectivos. Regressa-se ao menu de manutenção actuando na tecla de **Esc** na janela de selecção de operações.

Pode observar-se na figura da página anterior um exemplo de uma janela de apresentação de parâmetros.

6.5.4. Alteração de sequências

Com esta operação é possível a alteração dos parâmetros, a eliminação de operações ou a inserção de novos passos de uma sequência já definida e operacional.

À semelhança da operação anterior começa-se por escolher a sequência a alterar numa janela de selecção apropriada. Notar que a sequência de defeito não figura nessa janela.

Seguidamente, e ainda de forma idêntica à operação anterior, surge uma nova janela de selecção contendo agora as operações que fazem parte da sequência escolhida. Seleccionando desta última janela uma das suas operações, aparecerá agora um sub-menu com as três acções que é possível efectuar sobre essa operação: alterar os seus parâmetros, eliminá-la ou inserir uma nova operação na posição imediatamente anterior[83]. Após a execução de uma destas opções volta-se à selecção de operações.

Regressa-se ao menu das operações de manutenção, com a actualização do ficheiro de sequência, seleccionando a opção de 'Terminar' deste último sub-menu, ou com a tecla de **Esc** na janela de selecção de operações.

Alterar operação

A alteração de uma operação executa-se por intermédio de uma janela onde são afixados os seus parâmetros actuais e se permite alterá-los. Essa janela é em tudo idêntica à que surge para a entrada de parâmetros de uma operação quando se está a definir uma nova sequência[84].

Eliminar operação

Quando se acciona esta opção, pura e simplesmente se retira da sequência a operação seleccionada. Não se pede qualquer confirmação.

A janela de selecção de operações reflecte imediatamente a alteração verificada. É de notar que não é possível eliminar a última operação da sequência, que deverá ser sempre a operação 'Terminar'.

Inserir operação

Ao escolher-se esta opção vai acrescentar-se uma nova operação à sequência na posição anterior à da operação seleccionada. Tudo se passa como se tratasse da definição de uma nova operação na opção de nova sequência, surgindo inicialmente um menu com todas as operações disponíveis e, de seguida, a janela para a entrada dos seus parâmetros. Após a completa definição da operação e sua validação, esta aparecerá, no local certo, na janela de selecção de operações da sequência.

6.5.5. Imprimir uma sequência

A operação de impressão de uma sequência produz uma lista em papel de todos os passos e seus parâmetros de uma dada sequência.

---

82 Incluindo a sequência de defeito.

83 Ver o desenrolar da operação na figura 53.

84 Ver um exemplo na figura 54.

Como habitualmente começa-se por escolher a sequência a imprimir numa janela de selecção criada para o efeito. Para esta operação a sequência de defeito pode ser a escolhida. Feita a escolha, surgirá no écran uma janela advertindo o utilizador para ligar a impressora. Logo após a resposta a essa advertência, através de qualquer tecla, é enviada a lista de operações para a impressora[85].

Na figura 56 pode ver-se a impressão que é produzida para a sequência de defeito. As operações estão numeradas e os respectivos parâmetros aparecem logo a seguir de forma resumida.

```
*****  Listagem de sequências

Sequência:  default

 1 Salvaguarda de imagem
 2 Mascaramento     i=0
 3 Redução     1
 4 Filtro de média     quadrante  1  2     3  3
 5 Normalização     quadrante  2  3     25  80
 6 Filtro vertical     quadrante  3  4     5
         1   3   4   3   1
 7 Expansão     4
 8 Centróide     i=1     11
 9 Relaxação     i=0     8.0   0.2   6.0
10 Contorno     i=0
11 Determinação de parâmetros
12 Plano gráfico on/off
13 Plano gráfico on/off
14 Troca de imagem
15 Reposição de imagem
16 Fim de sequência
```

Figura 56 - Impressão da sequência por defeito

---

85 A impressora deverá estar ligada ao dispositivo de saída LPT1: do computador.

7. ANÁLISE FUNCIONAL

Depois do processamento das imagens pertencentes ao exame de um paciente e a correspondente avaliação dos parâmetros físicos associados a cada imagem[86], é o módulo de análise funcional o encarregado de calcular outros parâmetros funcionais e apresentar os resultados. Também neste módulo é possível gerar uma imagem-relatório, apresentada no monitor de imagem, contendo duas imagens de um exame, os seus resultados e um comentário de cinco linhas a escrever pelo utilizador. Esta imagem pode depois ser passada para papel numa impressora de imagem.

Outra das principais funções deste módulo é a análise do movimento das paredes cardíacas. Essa análise é feita utilizando vários referenciais e vários métodos de medida da distância percorrida no movimento.

Os parâmetros funcionais actualmente calculados são apenas os volumes sistólico e diastólico e a derivada fracção de ejecção. Os volumes são determinados pela aplicação de 4 modelos matemáticos da forma do ventrículo esquerdo, já bastante utilizados e validados nos estudos angiográficos. A fracção de ejecção, calculada a partir dos volumes sistólico e diastólico, dá uma ideia global da função cardíaca.

7.1. Modelos para a determinação do volume do ventrículo esquerdo

Os quatro modelos utilizados para o cálculo do volume ventricular, quando a informação disponível é suficiente, são os seguintes:

- Modelo de Simpson modificado
- Modelo de Simpson estimado
- Modelo do elipsóide (biplano)
- Modelo do elipsóide modificado

Nos parágrafos que se seguem descreve-se cada um destes modelos.

7.1.1. Modelo de Simpson modificado

Este modelo é baseado na regra de Simpson para o cálculo do volume de um objecto sólido. No entanto, como num exame ecocardiográfico o número de secções transversais disponíveis é pequeno, torna-se necessário assumir algumas simplificações. Daí o termo modificado.

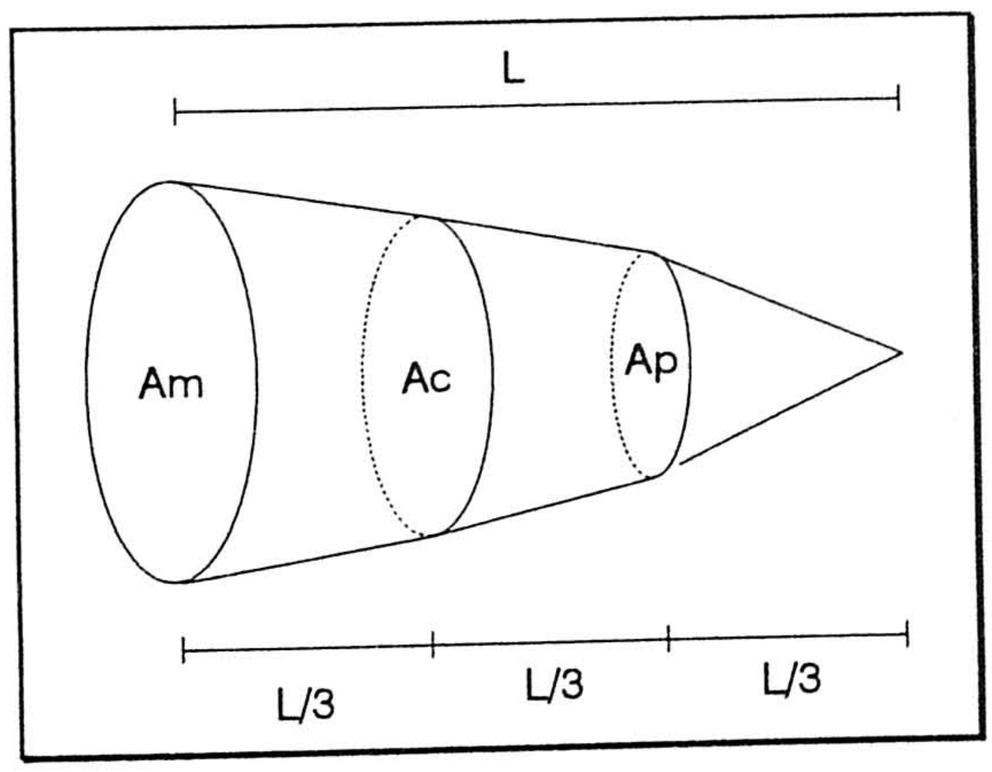


Figura 57 - Modelo de Simpson modificado

Assim, na sua aplicação ao cálculo do volume do ventrículo esquerdo, assume-se este

---

86 Que são a área, o perímetro e a distância axial de cada contorno.

dividido em apenas três secções, das quais se conhecem as áreas da base. Consideram-se as secções ao nível da válvula mitral, ao nível das cordas tendíneas e ao nível dos músculos papilares. Assume-se ainda que estes níveis estão igualmente espaçados, como se mostra na figura anterior.

Admitindo estas simplificações e considerando as duas primeiras secções como troncos de cone e a última como um cone, então o volume do ventrículo esquerdo será dado por:

$$V = \frac{1}{3}(A_m + A_c + \sqrt{A_m A_c})\frac{L}{3} + \frac{1}{3}(A_c + A_p + \sqrt{A_c A_p})\frac{L}{3} + \frac{1}{3}A_p\frac{L}{3}$$

onde A_m, A_c e A_p são as áreas das secções da válvula mitral, cordas tendíneas e músculos papilares respectivamente, e L é a distância axial da vista apical.

Não se conhecendo os valores de A_m ou de A_c, pode ainda assumir-se que são semelhantes e substituir um pelo outro.

Para ser possível aplicar este modelo são então necessárias no mínimo três imagens para a sístole e diástole: vista ao nível da válvula mitral ou cordas tendíneas, vista ao nível dos músculos papilares ou abaixo deles e uma vista apical de 2 ou 4 cavidades.

7.1.2. Modelo de Simpson estimado

Trata-se de um modelo semelhante ao anterior, onde se estima a distância axial L a partir das áreas das vistas ao nível da válvula mitral ou cordas tendíneas.

Deve aplicar-se este modelo quando não se dispõe das vistas apicais ou quando estas não são de boa qualidade.

Para a estimação do comprimento L do eixo maior, admite-se uma razão de 2:1 entre os eixos maior e menor do ventrículo, se este tiver um tamanho normal. Nos ventrículos mais pequenos, de forma mais elongada, aquela razão é maior, enquanto que nos de maior tamanho, de forma mais esférica, a razão torna-se mais pequena.

Tomando em consideração as características anteriores, uma fórmula de estimação do eixo maior do ventrículo esquerdo, já utilizada em exames angiográficos, poderá ser:

$$L \cong 2\frac{45 + A_c}{15 + A_c}\sqrt{\frac{A_c}{\pi}} \cong 2\frac{36 + A_p}{12 + A_p}\sqrt{\frac{A_p}{\pi}}$$

onde A_c é a área da vista ao nível da válvula mitral ou cordas tendíneas e A_p ao nível dos músculos papilares.

7.1.3. Modelo do elipsóide (biplano)

O modelo do elipsóide é também bastante utilizado para a estimação dos volumes ventriculares, em exames angiográficos. Exige apenas o processamento de dois planos normais entre si, o de pequeno eixo ao nível da válvula mitral ou cordas tendíneas e o de grande eixo apical.

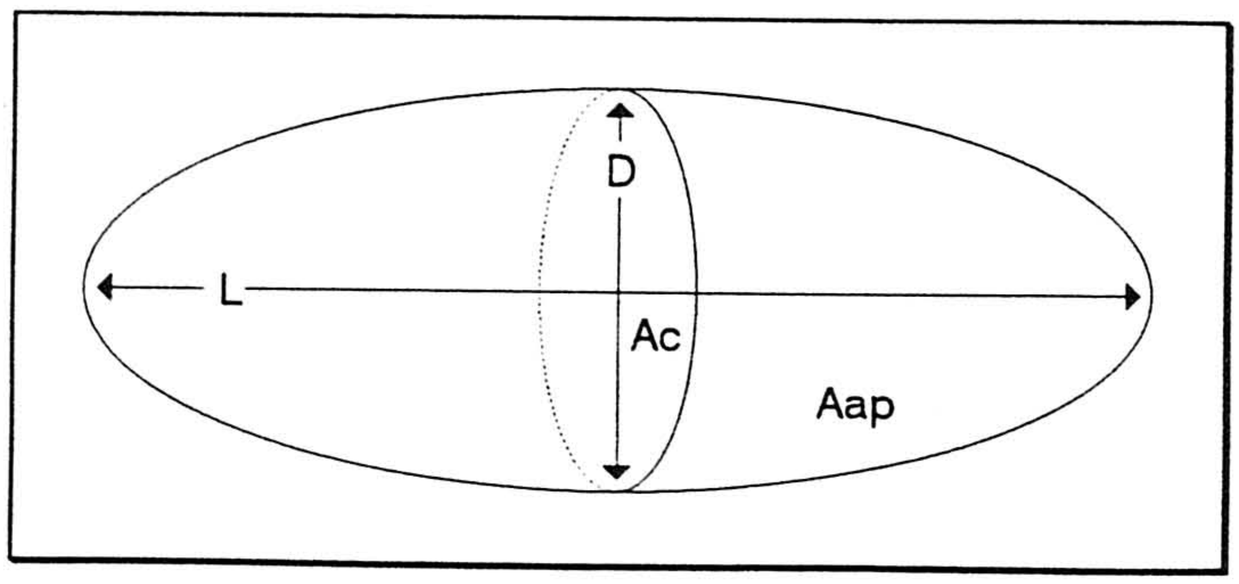


Figura 58 - Modelo do elipsóide (biplano)

Veja-se a figura anterior, onde se mostram os elementos necessários ao cálculo do volume de um elipsóide.

Com este modelo admite-se ser a forma do ventrículo esquerdo um elipsóide e portanto o seu volume dado por V = 4/3 π a b c, onde a, b e c são os três semieixos.

Com alguma manipulação chega-se à seguinte expressão:

$$V = \frac{\pi}{6} L \frac{4 A_c}{\pi D} \frac{4 A_{ap}}{\pi L}$$

onde os vários parâmetros estão indicados na figura anterior.

7.1.4. Modelo do elipsóide modificado

Com este último modelo assume-se uma relação conhecida entre as dimensões das secções transversais e axiais do ventrículo esquerdo, com base em estudos já efectuados para a técnica da angiografia. Torna-se então possível, com base apenas numa vista de pequeno eixo estimar, de forma aproximada, o volume da cavidade.

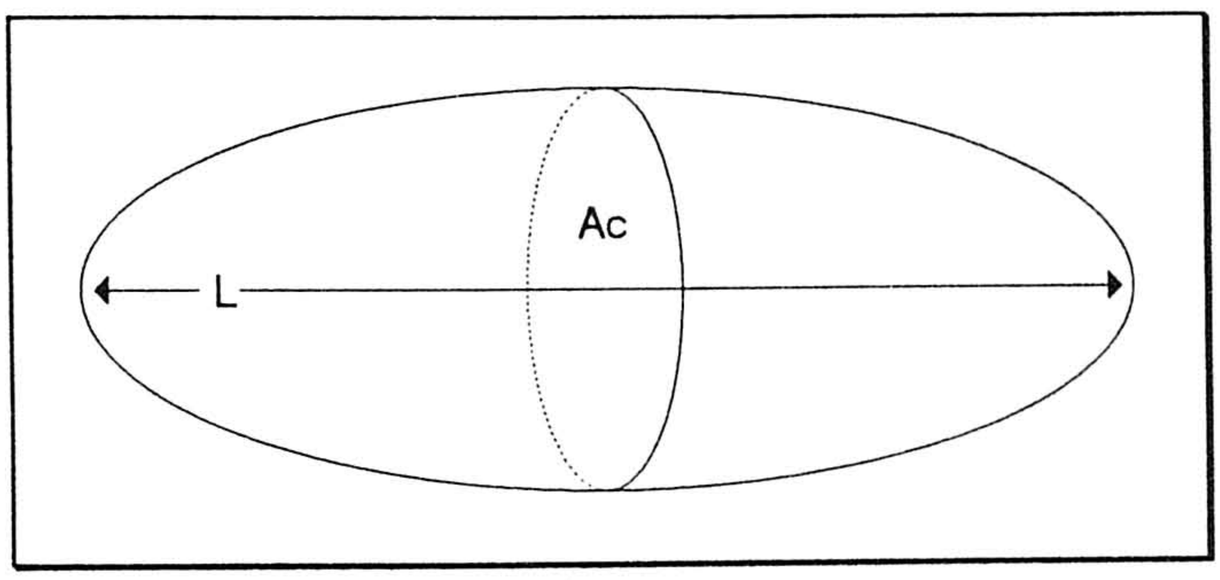


Figura 59 - Modelo do elipsóide modificado

Da mesma forma ao já efectuado para o modelo de Simpson modificado, estima-se o valor da distância axial L a partir da área de uma vista de pequeno eixo. O volume do elipsóide será então dado por V = 2/3 A L.

A área de pequeno eixo deverá ser ao nível da válvula mitral ou das cordas tendíneas.

7.1.5. Fracção de ejecção

Calculados os volumes do ventrículo esquerdo para a sístole e para a diástole, resta agora o cálculo do índice conhecido por fracção de ejecção (FE), que mede a eficiência ou rendimento do ventrículo esquerdo e que é dado por:

$$FE\ \% = \frac{V_D - V_S}{V_D} \times 100\%$$

onde V_D e V_S são respectivamente os volumes diastólico e sistólico.

7.2. A análise funcional

Quando se selecciona esta opção do menu principal do SIPAFE[87], começa por surgir um outro menu com as opções relativas a este módulo[88]. Essas opções permitem por um lado a determinação dos volumes e fracções de ejecção e por outro uma análise do movimento das paredes ventriculares, utilizando vários tipos de referencial e vários modelos para a determinação da amplitude do movimento. Como habitualmente, existe também a opção de 'Terminar', permitindo voltar ao menu anterior.

---

87 Ver a figura 3.

88 Ver a primeira parte da figura 60.

7.2.1. Volumes e fracção de ejecção

Seleccionando a opção de estimação dos volumes e fracção de ejecção, começa por ser pedido ao utilizador a indicação de um paciente e a escolha de um seu exame presente no sistema. Essa indicação e escolha são efectuadas da forma já descrita para as operações de 'novo exame' e 'alteração de exame', tratadas no parágrafo 5.1.2.[89].

Efectuada a validação de um paciente e exame, surgirá então o menu do módulo contendo os vários modelos de cálculo do volume do ventrículo esquerdo já descritos. Após a selecção de um destes modelos serão apresentados, numa janela de resultados, os vários parâmetros calculados para o exame e modelo escolhidos, se as imagens necessárias estiverem presentes e processadas.

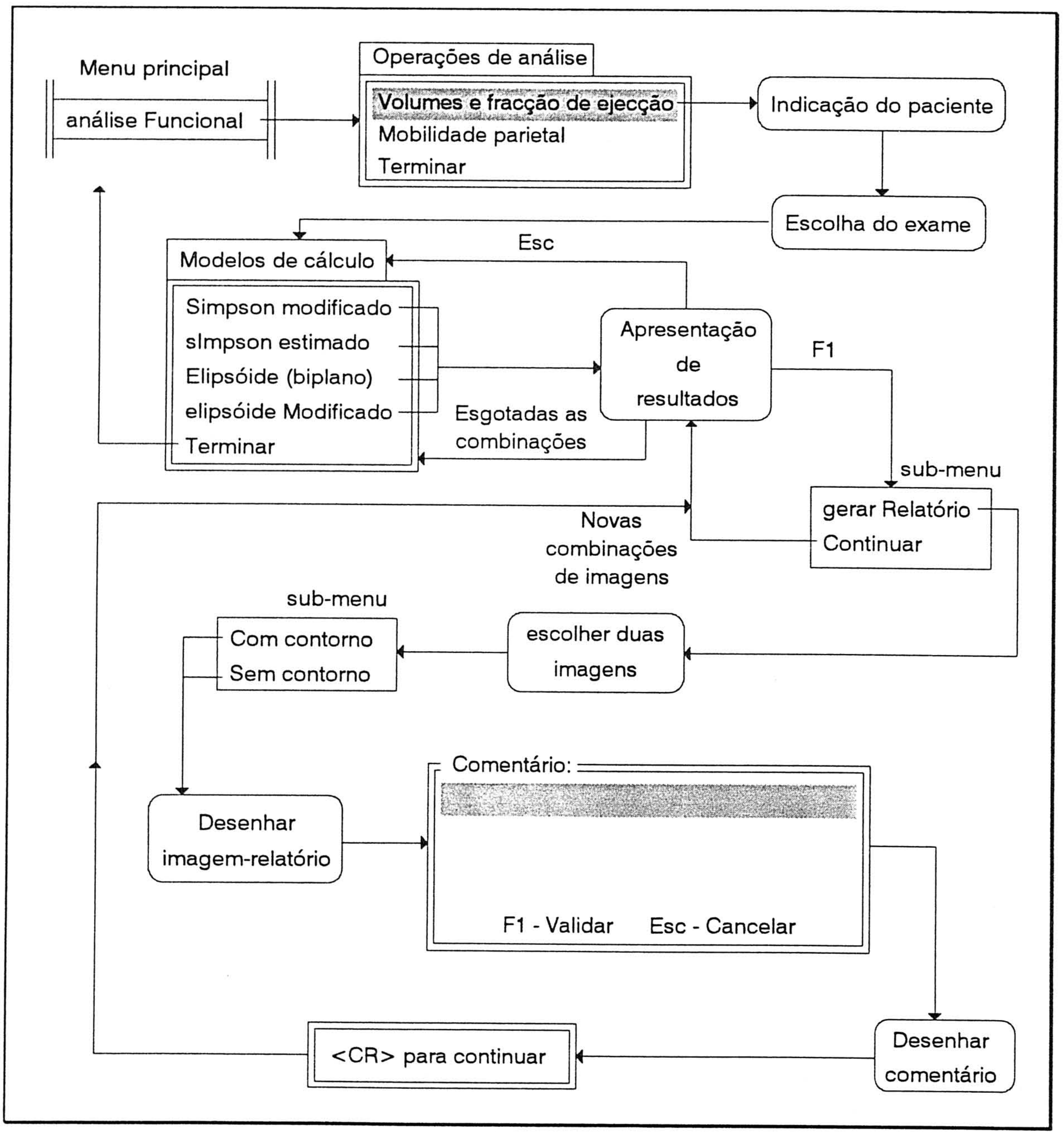


Figura 60 - Execução da opção de estimação de volumes e fracção de ejecção

---

89 Ver também a primeira parte da figura 24.

Para cada janela de resultados, e se esta for validada, é dada ainda a possibilidade de gerar uma imagem-relatório, com o objectivo de ser impressa através de uma impressora de imagem. Essa imagem-relatório poderá conter um comentário de 5 linhas a fornecer pelo utilizador.

Se o número e tipo das imagens presentes no exame permitir várias combinações para o cálculo de parâmetros segundo o modelo seleccionado, os resultados dessas outras combinações também serão apresentados em sequência.

Na figura anterior mostra-se o fluxo de execução completo da operação de estimação de volumes e fracção de ejecção.

Apresentação de resultados

Como já se disse, a apresentação dos resultados desta análise faz-se numa janela própria no écran do computador. Essa janela contém, além do nome do paciente, data do nascimento e data do exame, a identificação do modelo utilizado para o cálculo, a apresentação gráfica e numérica dos volumes sistólico e diastólico do ventrículo esquerdo e ainda a apresentação gráfica e numérica da fracção de ejecção.

Na figura 61 pode apreciar-se um exemplo dessa apresentação.

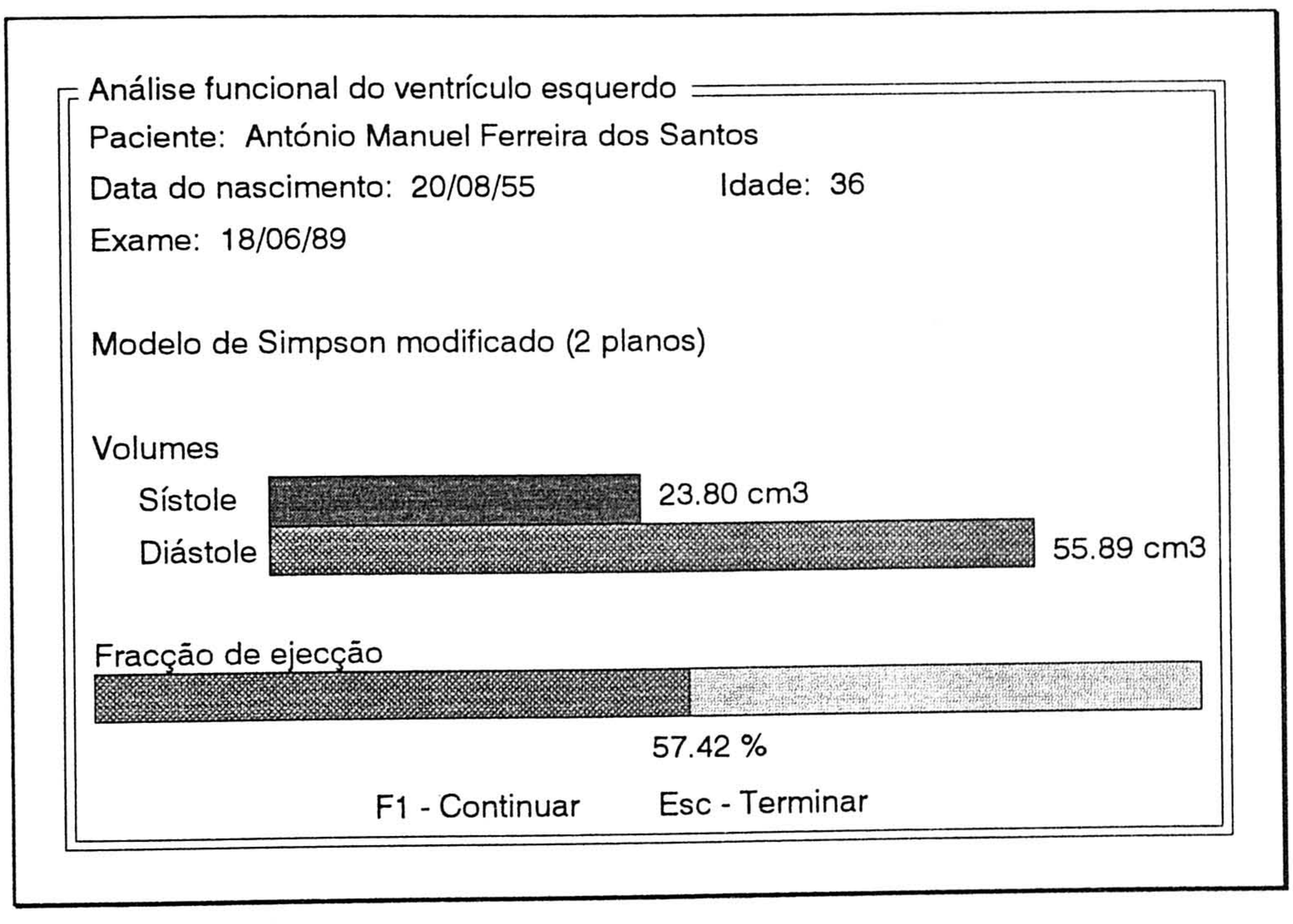


Figura 61 - Resultados da estimação de volumes e fracção de ejecção

A imagem-relatório

A imagem-relatório é gerada no monitor RGB e destina-se a ser passada para papel através de uma impressora de imagem, eventualmente ligada ao sistema.

Afixa-se a imagem por selecção num sub-menu que aparece após a validação da janela de resultados para um dado modelo de cálculo. Caso não se pretenda gerar esta imagem, deverá activar-se a opção 'continuar' desse sub-menu[90].

A imagem-relatório contém nos dois quadrantes superiores duas imagens pertencentes ao exame em análise e seleccionadas pelo utilizador, com ou sem o contorno sobreposto,

---

90 Ver a figura 60.

enquanto que na metade inferior do écran aparecerá a identificação do paciente e exame, a identificação do modelo utilizado para o cálculo dos volumes ventriculares, o valor destes, o valor da fracção de ejecção e ainda um comentário de 5 linhas que o utilizador deverá escrever na altura da geração.

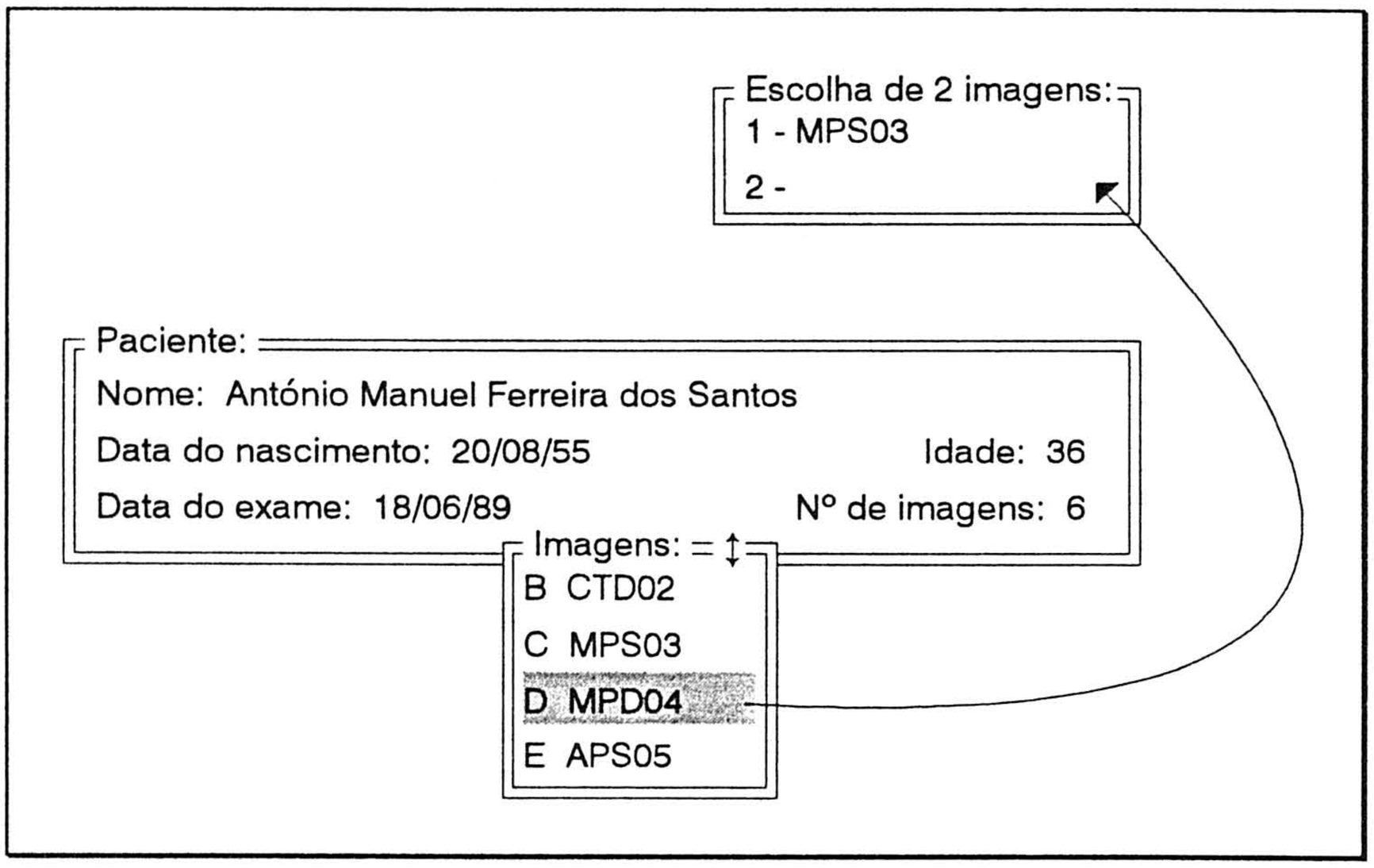


Figura 62 - Escolha de duas imagens

A selecção das duas imagens para visualização efectua-se através de uma janela de selecção idêntica à que se utiliza, por exemplo, na escolha de uma imagem durante a operação de alteração de características de uma imagem[91]. Na figura anterior relembra-se o modo de efectuar essa selecção.

Feita a selecção, surgirá um novo sub-menu permitindo que a visualização se faça com ou sem o contorno sobreposto à imagem original.

Segue-se um primeiro desenho da imagem-relatório, onde apenas falta o comentário que o utilizador poderá escrever. Este é solicitado e fornecido com o auxílio de uma janela de entrada de dados contendo apenas 5 linhas em branco de comprimento igual a 60 caracteres. Depois de escrito e validado é transferido para o monitor de imagem para o local apropriado, ao mesmo tempo que surge uma janela que adverte o utilizador que se continuará o processamento depois de se accionar qualquer tecla. Observa-se na figura 63 um exemplo de uma imagem-relatório.

Dada ordem para prosseguir, regressar-se-á ao menu do módulo, se não existirem outras combinações de imagens pertencentes ao exame, e capazes de proporcionarem um novo cálculo para o modelo escolhido. No caso contrário afixar-se-ão os resultados para uma nova combinação.

7.2.2. Mobilidade parietal

A operação de análise da mobilidade parietal compara dois contornos homólogos de imagens de um mesmo exame e afixa, no écran do sistema, um gráfico da amplitude do movimento ou da contractilidade de cada ponto da periferia do contorno.

De forma idêntica à opção anterior, a primeira acção necessária para esta operação é a indicação de um paciente e a escolha de um seu exame. Tudo isso se processa da forma já

---

91 Ver de novo o parágrafo 5.1.3.

indicada em operações anteriores.

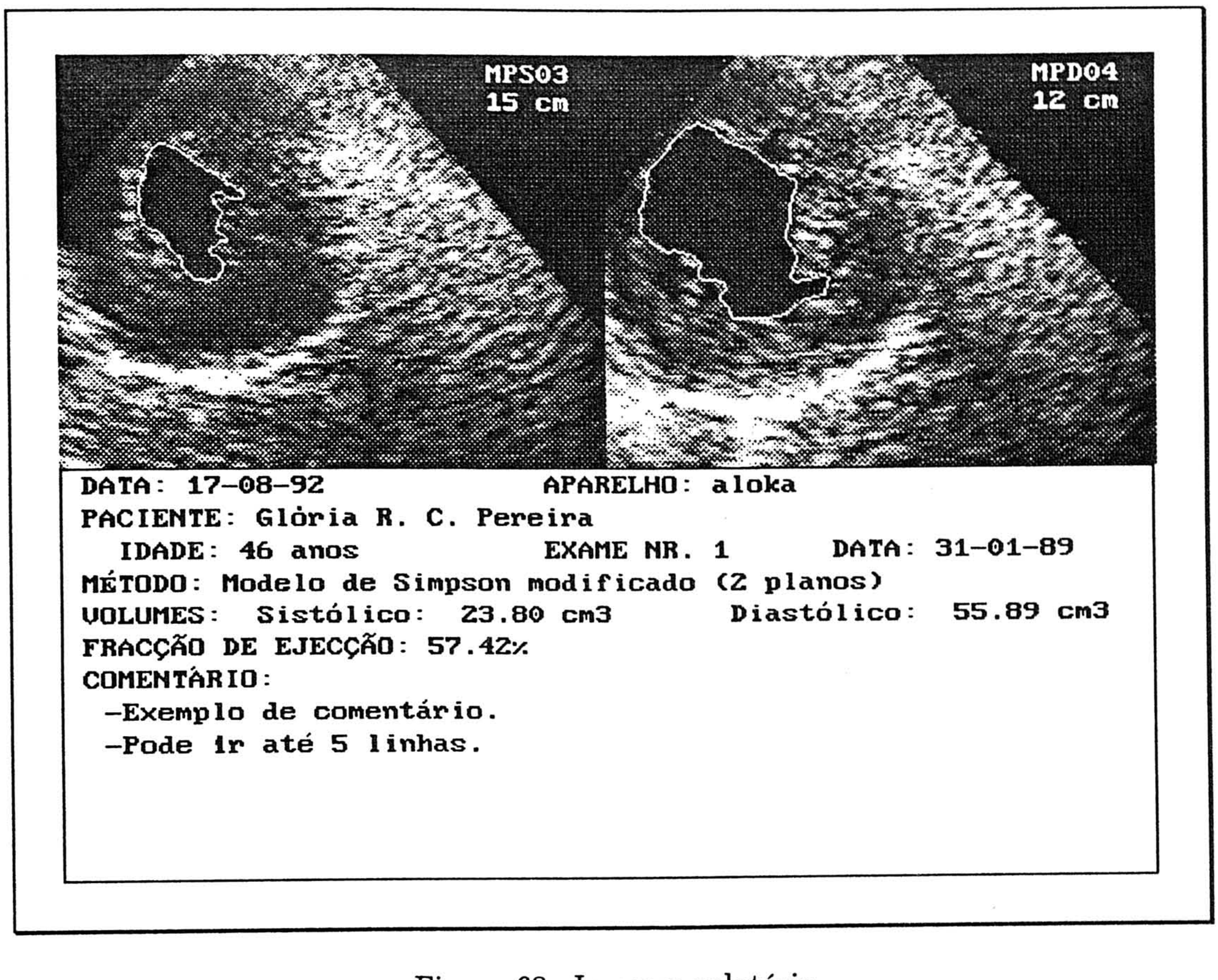


Figura 63 - Imagem-relatório

Seguidamente é necessário indicar as duas imagens utilizadas na análise, imagens essas que deverão ter sido já processadas e o seu contorno salvaguardado. A indicação dessas imagens executa-se do modo descrito na secção anterior[92]. As imagens seleccionadas deverão ser da mesma vista, sendo a primeira sistólica e a segunda diastólica. Se não se verificarem estas condições afixar-se-á uma mensagem indicativa e a operação é interrompida.

Após a escolha e validação das duas imagens, prossegue-se com a indicação do tipo de referencial a ser utilizado na análise. Essa indicação efectua-se numa janela contendo botões de selecção mutuamente exclusivos cuja operação se encontra descrita na secção 6.3.10. As três hipóteses possíveis são:

- referencial fixo - onde se consideram os contornos tal qual foram determinados quando das operações de processamento, sem nenhuma espécie de correcção;
- referencial flutuante com translação - onde se desloca o contorno sistólico por forma a haver coincidência entre os centros de massa geométricos dos dois contornos;
- referencial flutuante com translação e rotação - além da correcção de translação, idêntica à do referencial anterior, também se efectua uma rotação do contorno sistólico em torno do seu centro de massa, por forma a maximizar o alinhamento de uma série de pares de pontos correspondentes anatomicamente nos dois contornos e indicados pelo utilizador.

---

92 Ver a figura 62.

A figura seguinte mostra a janela de selecção do referencial a utilizar na análise.

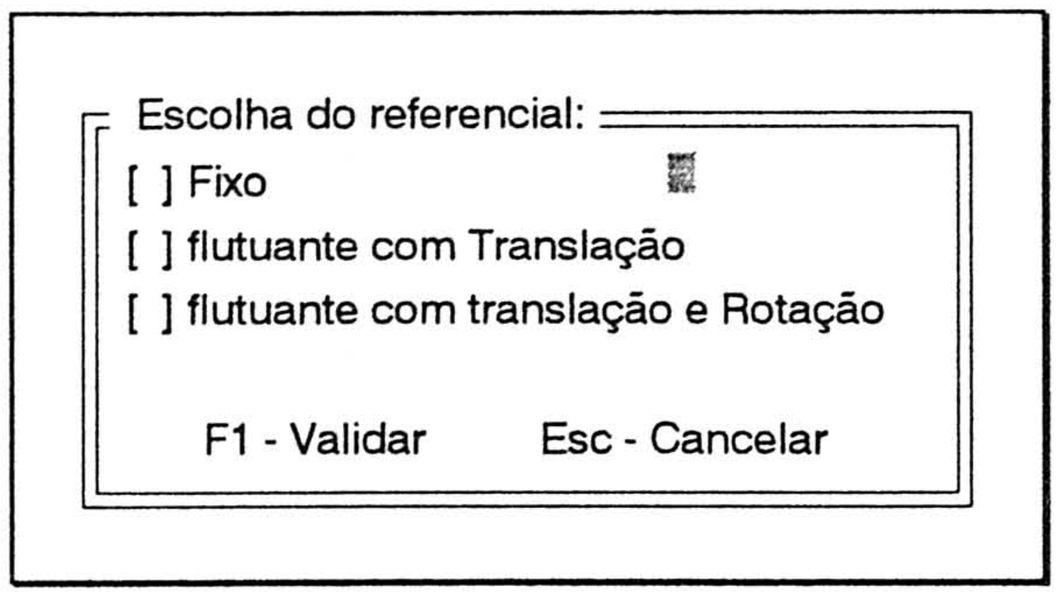


Figura 64 - Janela para a escolha do referencial

Após esta escolha é solicitado o método de medida da amplitude do movimento das paredes cardíacas. Novamente se utiliza uma janela com botões de selecção mutuamente exclusiva, permitindo escolher uma de três hipóteses possíveis, sendo:

- distância radial - onde se assume que o deslocamento das paredes é radial e com centro de movimento situado no centro de massa geométrico sistólico; a distância percorrida é medida segundo os raios emanando desse centro;
- linha central - é determinada uma linha média entre os contornos sistólico e diastólico; a amplitude de movimento é medida segundo direcções perpendiculares a essa linha central; a determinação da linha média central é um processo iterativo, sendo executado por uma operação de erosão controlada da região situada entre os dois contornos; as direcções perpendiculares à linha central poderão ser corrigidas se derem origem a cruzamentos, originando assim situações absurdas;
- correspondência anatómica - o utilizador indica um conjunto de pares de pontos, situados no mesmo local anatómico em cada um dos contornos; a amplitude de movimento é medida através dos segmentos de recta que unem os pares de pontos correspondentes e os pontos que resultam da divisão equidistante dos segmentos de contorno situados entre os pares indicados. Observe-se a figura 65.

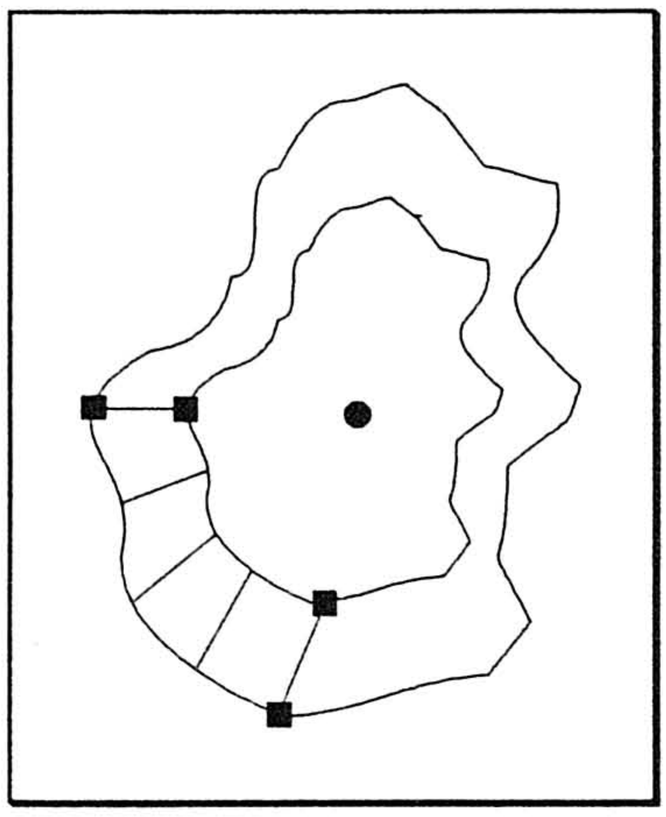


Figura 65 - Dois pares de pontos anatomicamente correspondentes e subdivisões

Na figura que se segue mostra-se a janela de selecção que permite a escolha do método de medida da amplitude do movimento.

No caso de se ter escolhido o referencial com correcção de rotação e/ou o método da correspondência anatómica, segue-se uma fase onde o utilizador terá de indicar pelo menos

um par de pontos correspondentes anatomicamente nos dois contornos.

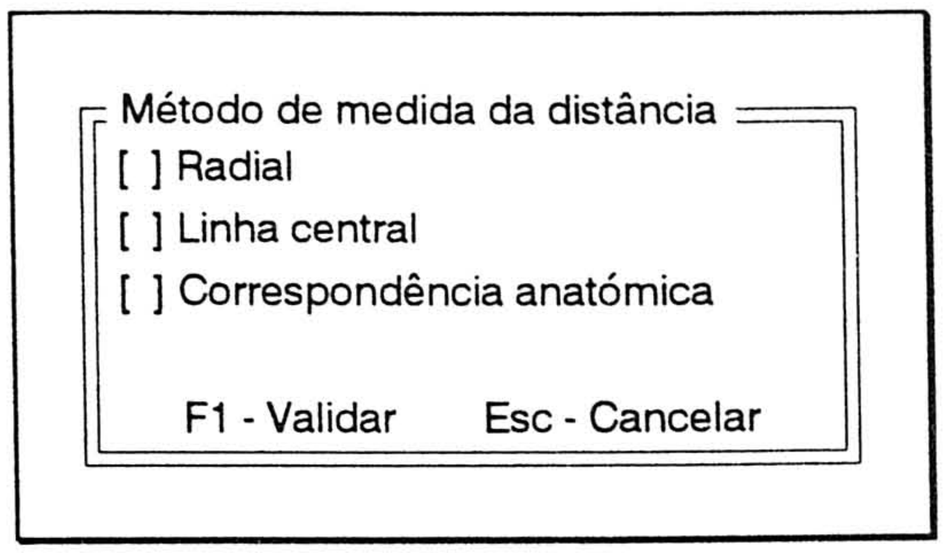


Figura 66 - Janela para a escolha do método de medida de distância

Para isso as imagens originais, com os respectivos contornos sobrepostos, são afixadas simultaneamente no monitor de imagem[93]. Com o auxílio do rato, o utilizador deverá indicar sobre o contorno de cada imagem, e alternadamente, os pares de pontos que entender situados na mesma posição anatómica.

A indicação de um ponto é efectuada actuando no botão esquerdo do rato. Fica registado o ponto do contorno mais próximo do cursor nesse momento. Termina-se a indicação destes pontos actuando no botão direito do rato quando o cursor se encontrar na metade esquerda do écran[94].

Após todas estas indicações é finalmente afixado no monitor do sistema o gráfico com a variação do grau do movimento ao longo de todo o contorno.

Para cada par de contornos o grau de movimento ao longo da periferia pode ser quantificado de três formas diferentes, sendo calculado para todas elas. No entanto só se apresenta um dos gráficos no monitor, sendo possível mudar essa apresentação posteriormente. Assim, antes da passagem ao modo gráfico, interroga-se o utilizador no sentido de escolher um dos métodos de medida da mobilidade de que pretende observar o respectivo gráfico. Para essa interrogação usa-se mais uma vez uma janela de selecção de opções mutuamente exclusivas, mostrada na figura seguinte.

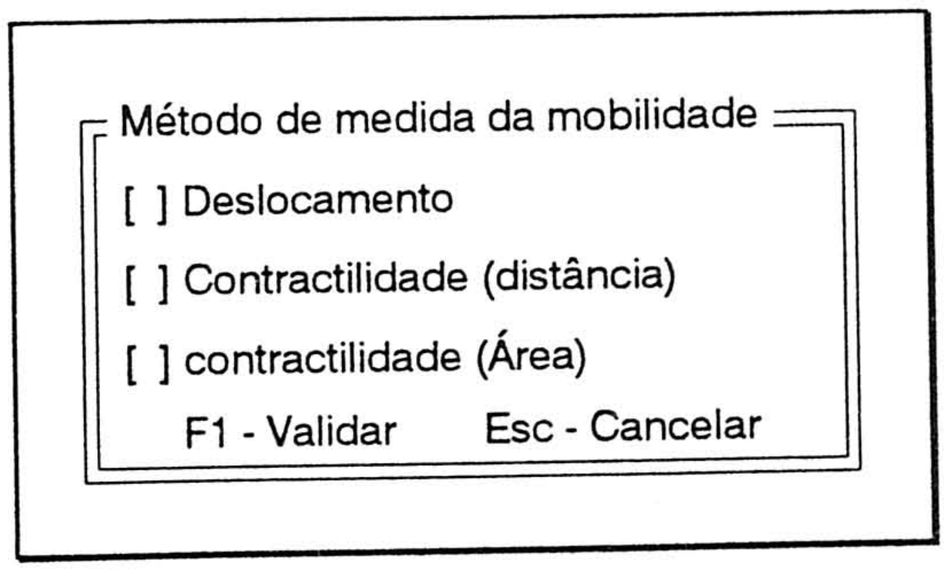


Figura 67 - Escolha do método de medida da mobilidade

Os três métodos apresentados caracterizam a mobilidade da seguinte forma:

- deslocamento - a mobilidade é caracterizada apenas pela amplitude do movimento dos pontos situados sobre o contorno, quando se deslocam da sístole para a diástole; usam-se para o seu cálculo o referencial e o modelo de movimento previamente escolhidos nas janelas de selecção anteriores;

---

93 A imagem sistólica na metade esquerda do écran e a imagem diastólica na metade direita.

94 Isto é, sobre a imagem sistólica, que é onde se indica o primeiro ponto do par correspondente.

- contractilidade (distância) - com este método a mobilidade é caracterizada por um quociente entre dois comprimentos: o valor da amplitude do movimento de um ponto do contorno, quando se desloca da sístole para a diástole, e a soma daquela amplitude com a distância ao centro de gravidade do mesmo ponto sobre o contorno sistólico; a amplitude do movimento é considerada negativa se o ponto diastólico se situar no interior do contorno sistólico;
- contractilidade (área) - aqui o parâmetro que caracteriza a mobilidade é também um quociente, mas entre duas áreas: a área delimitada pelos dois contornos e pelas trajectórias, consideradas rectilíneas, de dois pontos adjacentes, no seu movimento da sístole para a diástole, e a soma desta área com a área do sector definido pelo centro de gravidade e pelos dois pontos adjacentes situados no contorno sistólico; considera-se como negativa a área ou parte da área que constitui o numerador, se esta se situar no interior do contorno sistólico.

Na figura que se apresenta a seguir pode ver-se esquematicamente a definição das duas contractilidades.

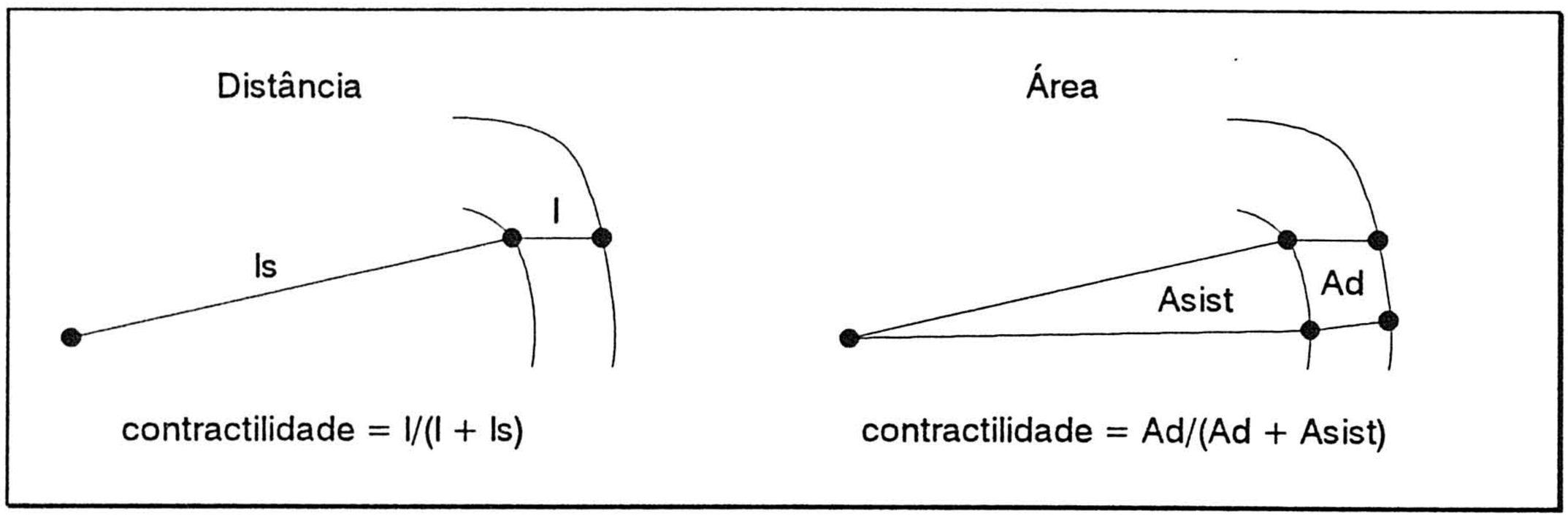


Figura 68 - As contractilidades utilizadas no SIPAFE

Apresentação dos resultados da análise de movimento

O resultado da análise de movimento, segundo o referencial e o método de medida escolhido, é apresentado no écran do sistema, ilustrando-se um exemplo dessa apresentação na figura 69.

A amplitude do movimento da parede ventricular é calculado em 100 pontos distintos ao longo de todo o contorno, utilizando o método escolhido. É possível conhecer o valor dessa amplitude, assim como a posição de cada ponto e as contractilidades, deslocando um cursor que se encontra sobre o gráfico escolhido, na parte de baixo do écran. O movimento do cursor é feito com o auxílio das teclas de deslocamento horizontal.

À medida que se desloca este cursor sobre o gráfico também se marca, sobre o desenho dos contornos que se encontra na parte central do écran, a posição dos dois pontos considerados no cálculo da amplitude de movimento cujo valor se indica.

A amplitude de movimento é indicada em mm a partir dos valores de calibração, enquanto que a posição indica o ângulo que o raio que vai do centro de gravidade ao ponto diastólico considerado faz com o eixo dos xx, no sentido horário. As contractilidades medem-se em percentagem, a partir dos valores dos quocientes que as definem.

Pressionando a tecla **G** é possível seleccionar outro método de caracterização da mobilidade para ser apresentado na forma gráfica. A selecção é efectuada, utilizando a janela anterior, mostrada na figura 67.

Associado a cada um dos métodos de caracterização da mobilidade existe um limiar de separação entre os pontos considerados normais e hipocinéticos. Esse limiar poderá ser

modificado pelo utilizador através da tecla L. O limiar é expresso em mm para o primeiro método e em percentagem para as contractilidades.

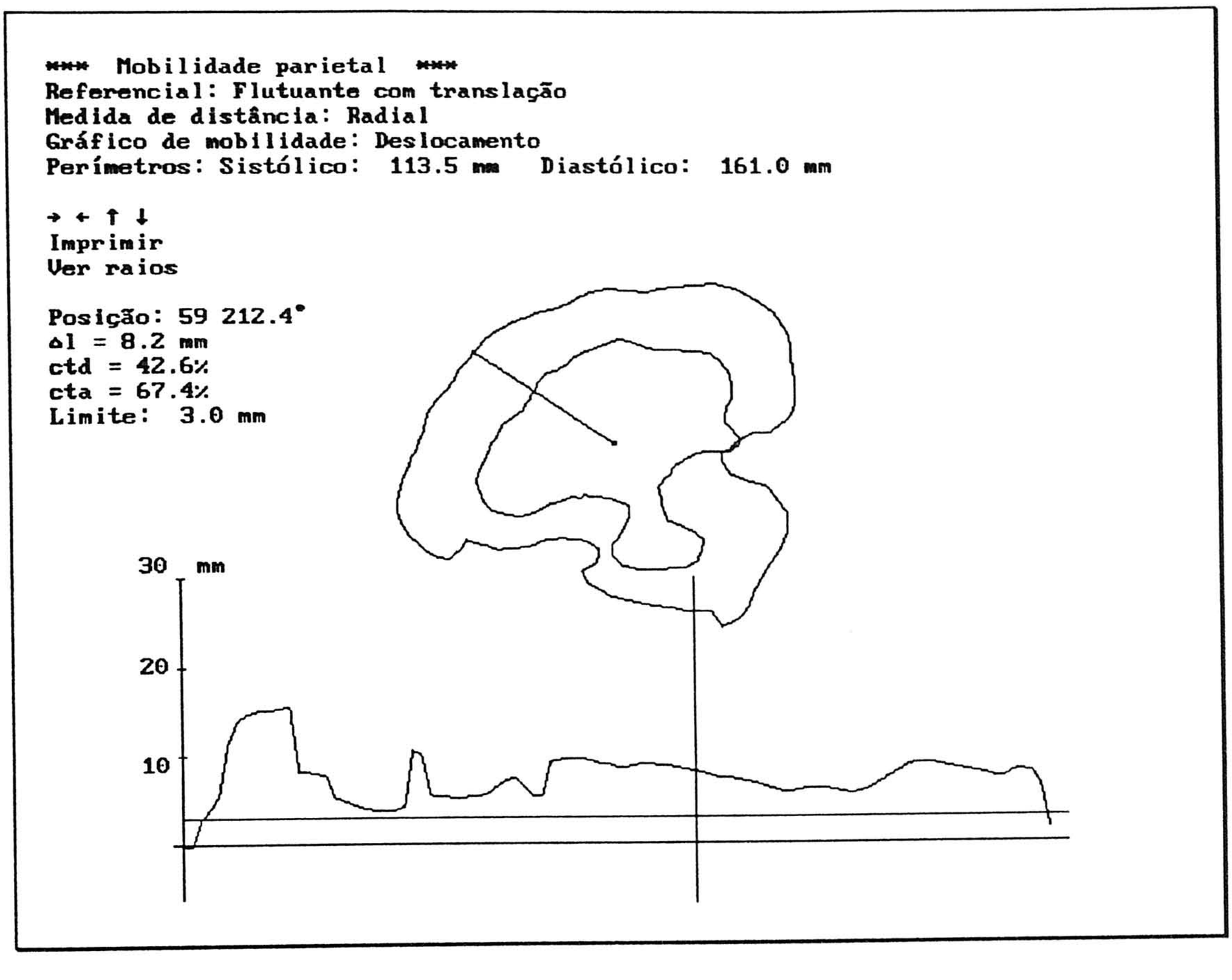


Figura 69 - Resultado de uma análise do movimento parietal

É possível visualizar quais os segmentos do contorno considerados normais, hipocinéticos ou acinéticos e ainda os considerados discinéticos, através do desenho dos contornos, codificado em cores. Os segmentos normais são desenhados a verde, os hipocinéticos ou acinéticos a amarelo e os discinéticos a vermelho. Faz-se o desenho do contorno sistólico pressionando a tecla de deslocamento vertical ↓, enquando que o contorno diastólico será desenhado se se pressionar a tecla ↑. Regressa-se ao écran anterior através da actuação de qualquer tecla.

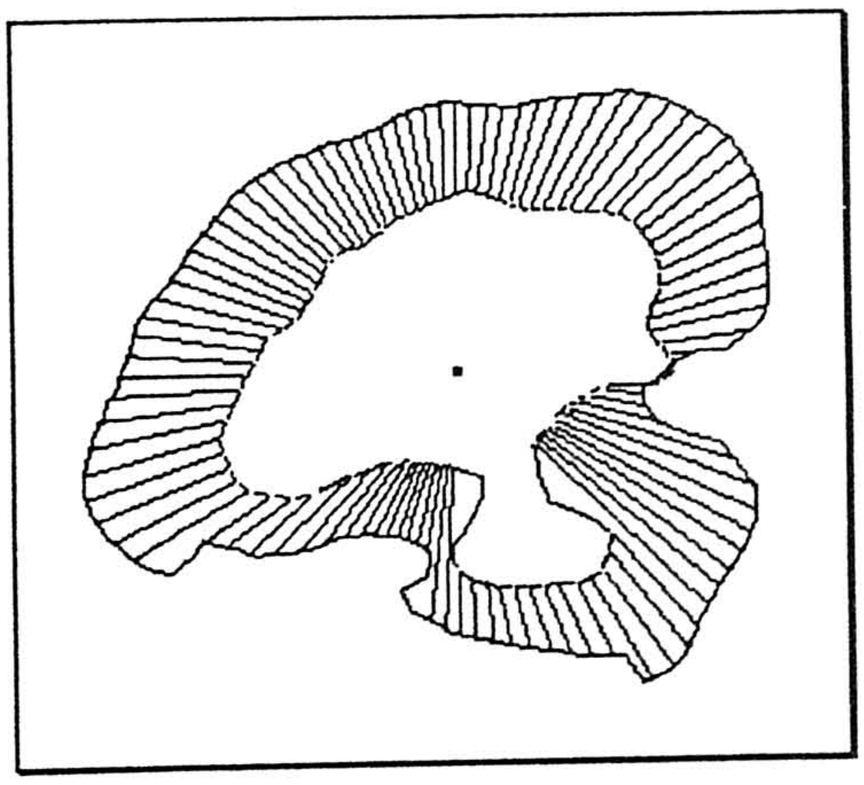


Figura 70 - Os 100 segmentos utilizados na medida da amplitude do movimento

Actuando a tecla **V** são desenhados todos os 100 segmentos utilizados na medida da amplitude do movimento ao longo do contorno, como no exemplo da figura da página anterior. Volta-se atrás pressionando qualquer tecla.

A tecla **I** produz uma impressão em papel, contendo uma tabela com os valores descritos no parágrafo anterior, nos 100 segmentos utilizados na sua medida. Mostra-se na figura seguinte um extracto de uma impressão.

***** Mobilidade parietal *****

Paciente: António Manuel Ferreira dos Santos

Data do nascimento: 15-04-44

Exame nr. 1 Data: 13-02-88

Imagens: CTS01-CTD02

Referencial: Flutuante com translação Método: Radial

Perímetros: Sistólico: 113.5 mm Diastólico: 161.0 mm

Pos	Desl mm	Ct(d) %	Ct(a) %	Pos	Desl mm	Ct(d) %	Ct(a) %
0.0º	-0.2	-1.6	-4.3	180.0º	8.7	37.8	61.8
3.6º	-0.4	-2.8	19.7	183.6º	8.6	38.5	62.9
7.2º	2.7	21.8	46.0	187.2º	8.8	39.7	64.6
.....	.....	.....	.....	.....	.....	.....	.....

Figura 71 - Impressão da análise do movimento parietal

8. INSPECÇÃO DE IMAGENS

Através do módulo de inspecção é possível as imagens originais com o contorno sobreposto, individualmente, um par ou quatro simultaneamente, escolhidas a partir do conjunto pertencente a um exame. Evidentemente só é possível essa visualização para imagens previamente processadas.

Outra possibilidade é a visualização alternada de um par de imagens, usualmente da mesma vista na sístole e diástole, com o contorno sobreposto. Este tipo de visualização dá uma ideia da evolução do ciclo cardíaco.

A última operação de inspecção permitida é a visualização 'melhorada' de imagens pertencentes a um exame, ou directamente do sinal vídeo, em tempo real. Os 'melhoramentos' consistem num aumento de contraste e selecção de uma gama de níveis de cinzento a ser visualizada e/ou na adição de pseudo-cor, codificando seis gamas de valores de cinzento. Estes dois tipos de efeitos podem ser activados ou inibidos durante a visualização, e os seus valores de controlo alterados de forma interactiva.

Logo após a selecção da operação de 'Inspecção' do menu principal surge no écran o menu contendo as operações do módulo. Esse menu pode observar-se na figura 72.

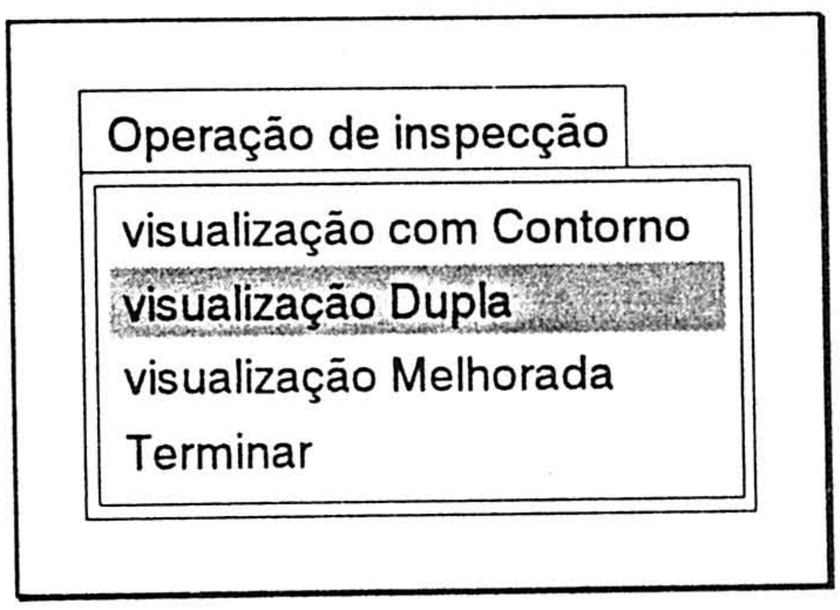


Figura 72 - Menu das operações de inspecção

8.1. Visualização com contorno

Nesta operação, que como já se disse, permite afixar no monitor de imagem, com contorno sobreposto e simultaneamente, uma, duas ou quatro vistas de um dado exame, começa exactamente por solicitar ao utilizador o número de imagens a afixar, com o auxílio de um sub-menu.

Segue-se a escolha do paciente, exame e imagens em número igual àquele que foi indicado. Essas operações de escolha são em tudo idênticas às já descritas para as operações de alteração de exame e imagens[95]. Na figura 73 pode seguir-se a sequência de acções que conduzem à visualização das imagens escolhidas.

Para que essas imagens possam ser lidas e afixadas é necessário ter ocorrido anteriormente o seu processamento, com salvaguarda do contorno final.

Quando se seleccionam duas imagens para visualização simultânea, estas são afixadas lado a lado, enquanto que se forem quatro, aparecerão em cada um dos quadrantes do monitor RGB.

No caso de se optar pela visualização de uma única imagem esta ocupará todo o écran, afixando-se no monitor do sistema uma janela com os principais dados do paciente, exame e imagem. Esses dados incluem o nome, data do nascimento e exame, assim como o número de

---

95 Ver novamente os parágrafos 5.1.2. e 5.1.3.

imagens, a vista, o aparelho e a profundidade a que a imagem foi adquirida. Pode ver-se essa janela de identificação na figura 74.

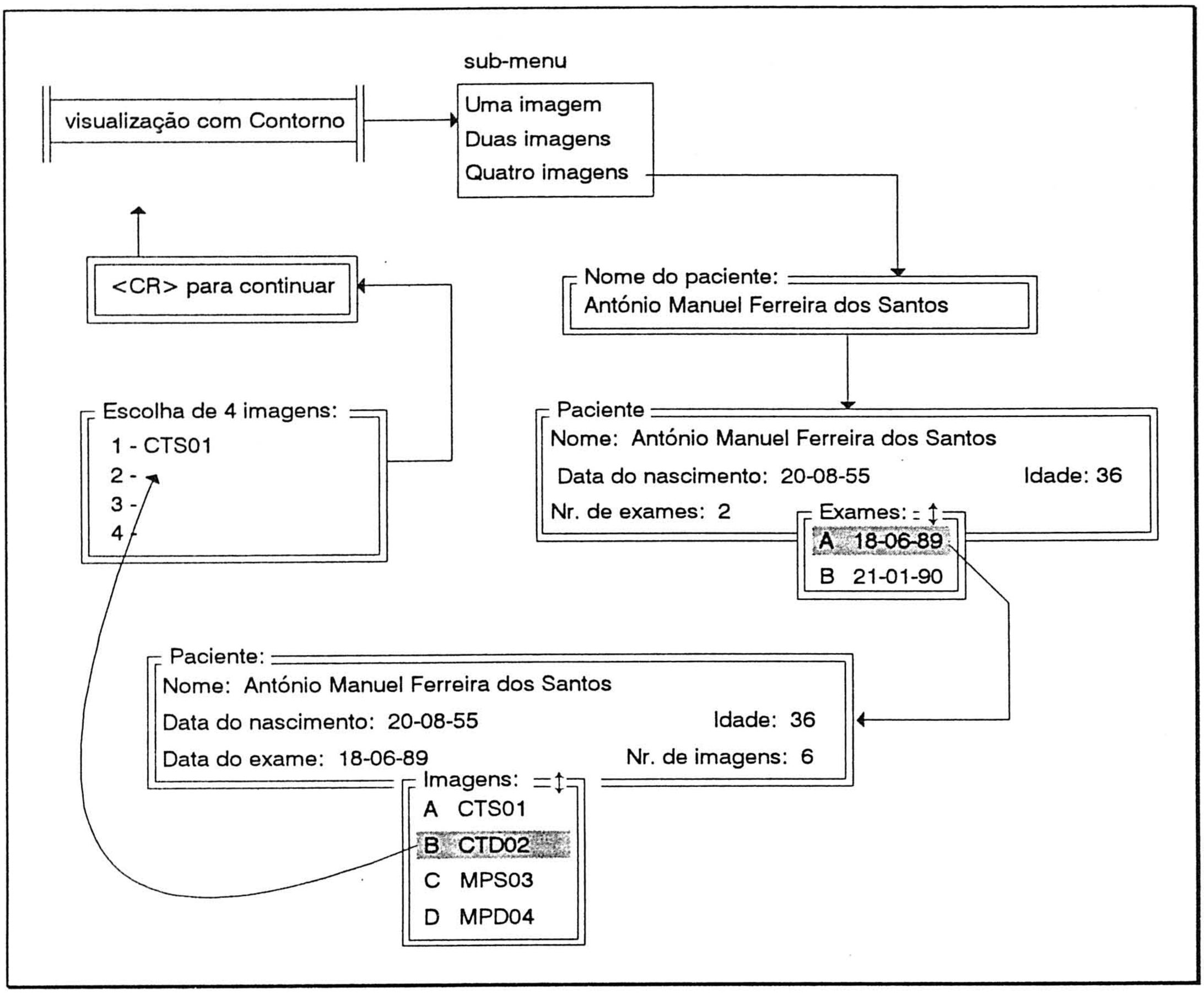


Figura 73 - Visualização de imagens com contorno

8.2. Visualização dupla

Nesta segunda operação de inspecção mostram-se duas imagens alternadamente, com os respectivos contornos sobrepostos, e a uma cadência correspondente a 0.5 s por imagem.

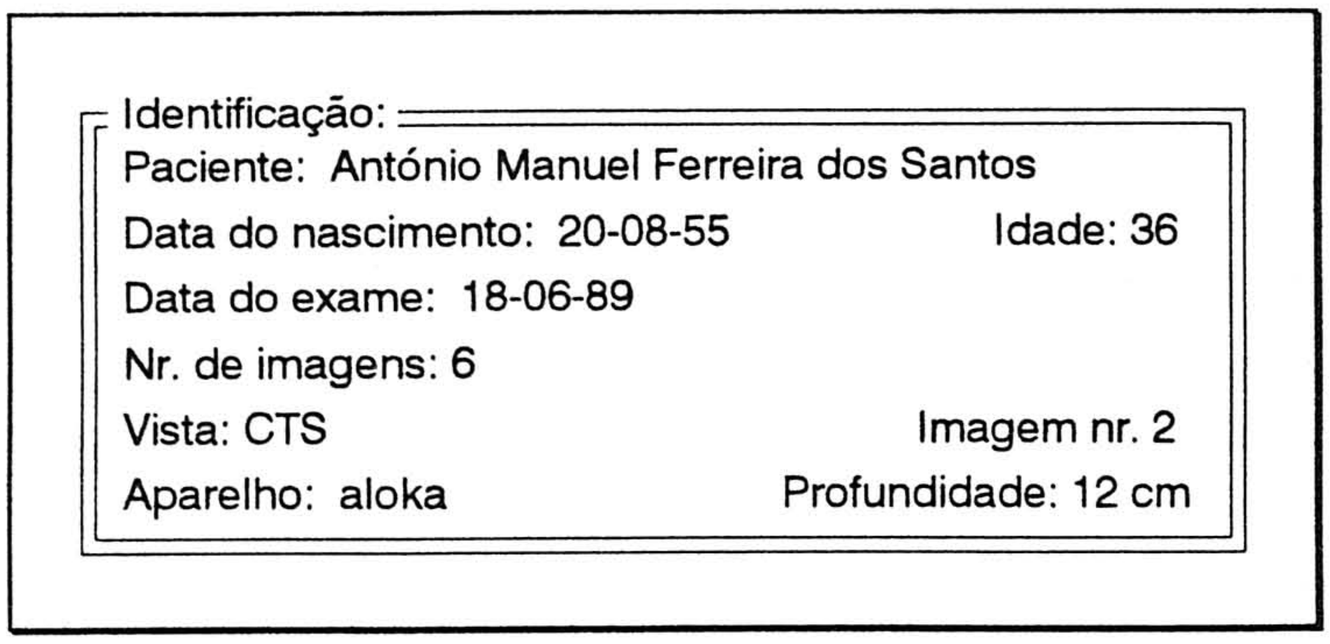


Figura 74 - Identificação do paciente, exame e imagem a visualizar

Logo que a operação é invocada solicita-se ao utilizador a escolha do paciente, exame e duas imagens do mesmo, de forma semelhante ao referido na operação anterior[96]. As imagens escolhidas deverão ter sido processadas e os respectivos contornos salvaguardados.

Termina-se esta visualização alternada pressionando qualquer tecla, ou accionando o botão esquerdo do rato.

8.3. Visualização melhorada

É possível visualizar de forma dita 'melhorada' imagens paradas, já adquiridas e salvaguardadas e pertencentes a um exame, ou imagens provenientes do sinal de vídeo em tempo real.

No caso das imagens já adquiridas a operação de melhoramento consiste, num primeiro passo, na aplicação à imagem total de uma operação de suavização por filtragem de média. Seguidamente poderá ser aplicada uma operação de normalização e a adição de pseudo-cor simultânea ou separadamente.

No caso da visualização directa do sinal de vídeo não é possível efectuar a suavização prévia, mas apenas a operação de normalização e a adição de cor, ambas em tempo real e opcionalmente.

Logo depois de invocada esta operação o utilizador terá de escolher, através de um sub-menu, o tipo de visualização: imagem parada ou sinal de vídeo. No primeiro caso segue-se a escolha do paciente, exame e imagem a visualizar da forma habitual[97]. Feita a escolha é afixada uma janela com a principal informação sobre a imagem, aparecendo um exemplo na figura 74. Seguidamente procede-se à leitura da imagem escolhida e à sua suavização através da aplicação de um filtro de média de tamanho 3x3.

Surge agora a janela que permite a activação ou desactivação, em separado, das duas operações de melhoramento possíveis. Nesta janela permite-se ainda, através das teclas de função **F2** e **F3**, modificar os valores dos parâmetros que controlam a normalização e a adição de pseudo-cor. A activação das acções de melhoramento é feita com o auxílio do rato actuando o botão esquerdo nas caixas que antecedem cada uma das legendas de descrição das acções[98], ou actuando a tecla de **espaço** quando o cursor se encontrar sobre elas. O cursor pode ser deslocado entre os botões actuando nas teclas de **Tab** ou **Shift-Tab** ou nos caracteres assinalados na legenda de cada botão. A desactivação é feita de modo semelhante. É possível activar cada acção separadamente, as duas simultaneamente ou nenhuma.

Aplicam-se os melhoramentos seleccionados actuando em **Enter** ou **F1** ou ainda utilizando o rato. Termina-se esta operação de melhoramento actuando em **Esc** ou no botão direito do rato.

No caso da visualização directa do sinal de vídeo, após a colocação do sistema em aquisição contínua, surge imediatamente a janela de selecção das acções melhoramento, descrita atrás.

Na figura 75 apresenta-se o fluxo de execução desta operação.

8.3.1. Melhoramento por normalização

Na normalização executa-se um aumento do contraste da imagem mapeando uma pequena gama dos níveis de intensidade da imagem original para a gama total[99].

Quando se selecciona esta acção e se modificam os seus valores surge a janela da figura

---

96 Ver a figura 73.

97 Ver a figura 73.

98 Também chamadas botões de selecção.

99 Que vai de 0 a 255.

76, que permite a definição dos limites da primeira gama de intensidades com o auxílio de duas barras deslizantes. Estes valores modificam-se seleccionando uma das barras com a

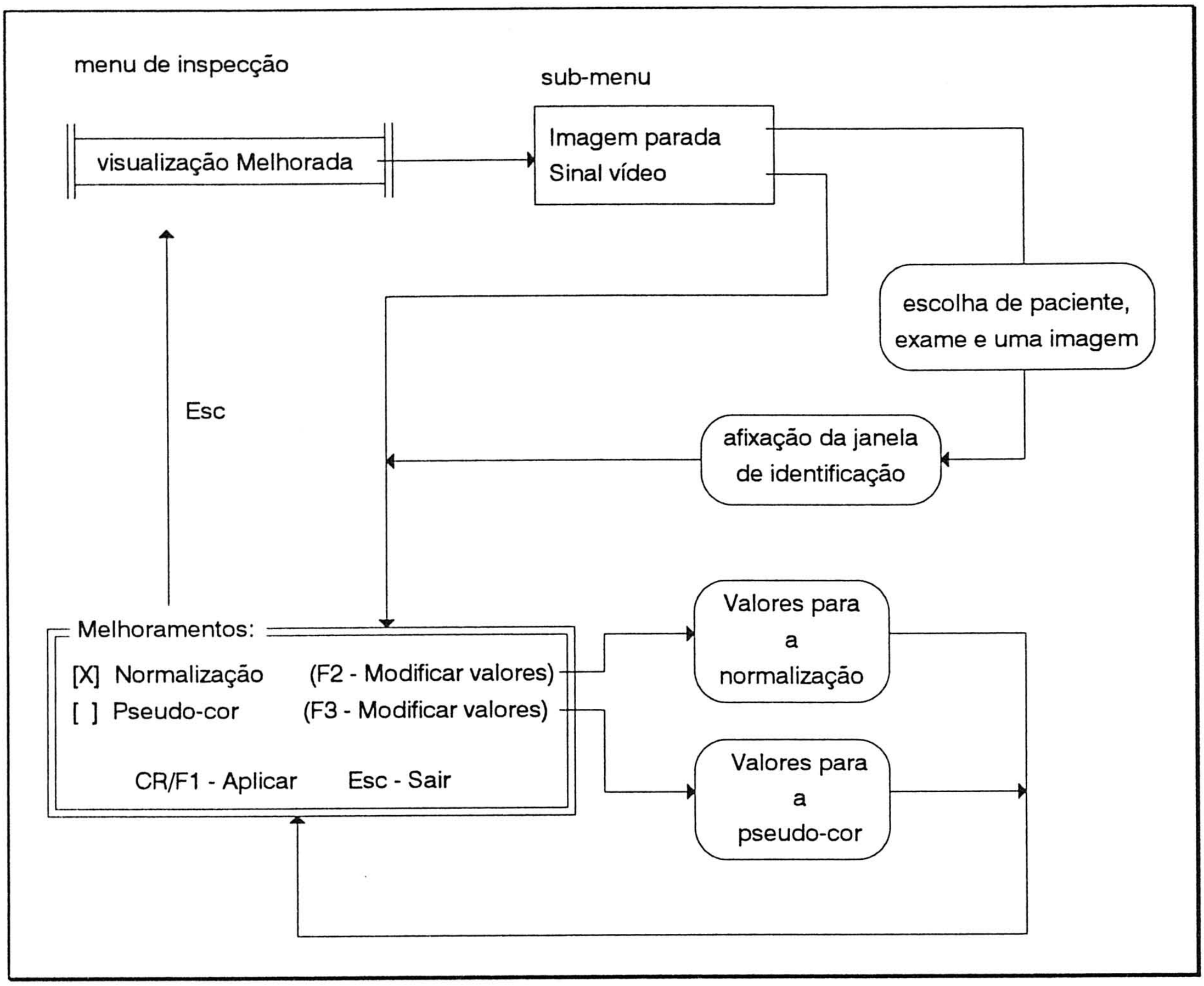


Figura 75 - A operação de visualização melhorada

tecla de **Tab** ou **Shift-Tab** ou com o rato, e depois actuando nas teclas de deslocamento horizontal ← e →. Os valores serão modificados de uma quantidade igual ao 'passo' que pode, por sua vez, ser alterado actuando em **P** e depois através de um campo de edição. Todas estas modificações também podem ser efectuadas com o auxílio do rato.

As alterações efectuadas são imediatamente visualizadas no monitor de imagem.

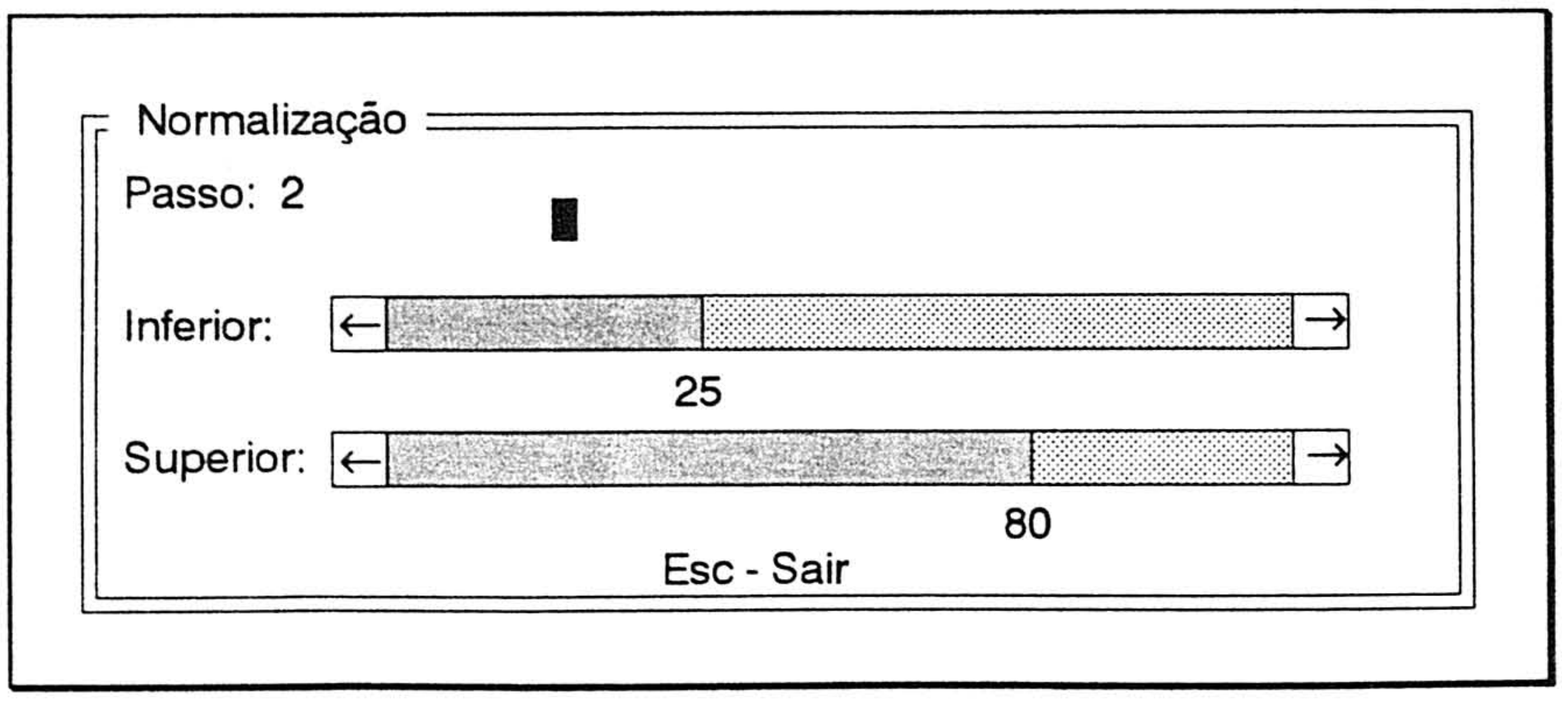


Figura 76 - Parâmetros para a acção de normalização

8.3.2. Melhoramento por adição de pseudo-cor

A adição de pseudo-cor consta da codificação de seis gamas de níveis de intensidade em seis cores distintas, cobrindo a gama total. As seis cores escolhidas são, por ordem crescente de intensidade: o preto, o azul, o ciano, o verde, o amarelo e o vermelho.

A modificação de valores permite, em janela própria reproduzida na figura 77, alterar as fronteiras que definem as seis gamas de intensidade mapeadas em cores. Essa alteração pode ser efectuada através do teclado actuando as teclas de deslocamento horizontal, ou com o auxílio do rato. A selecção de qual a fronteira a alterar faz-se actuando em **Tab** ou **Shift-Tab** ou também com o rato. Da mesma forma que na acção de melhoramento da secção anterior, os valores são modificados de uma quantidade que é a que consta de um campo denominado 'passo' e que também pode ser alterado.

O resultado de todas as modificações nas gamas de cada cor é observado, de forma imediata, no monitor de imagem.

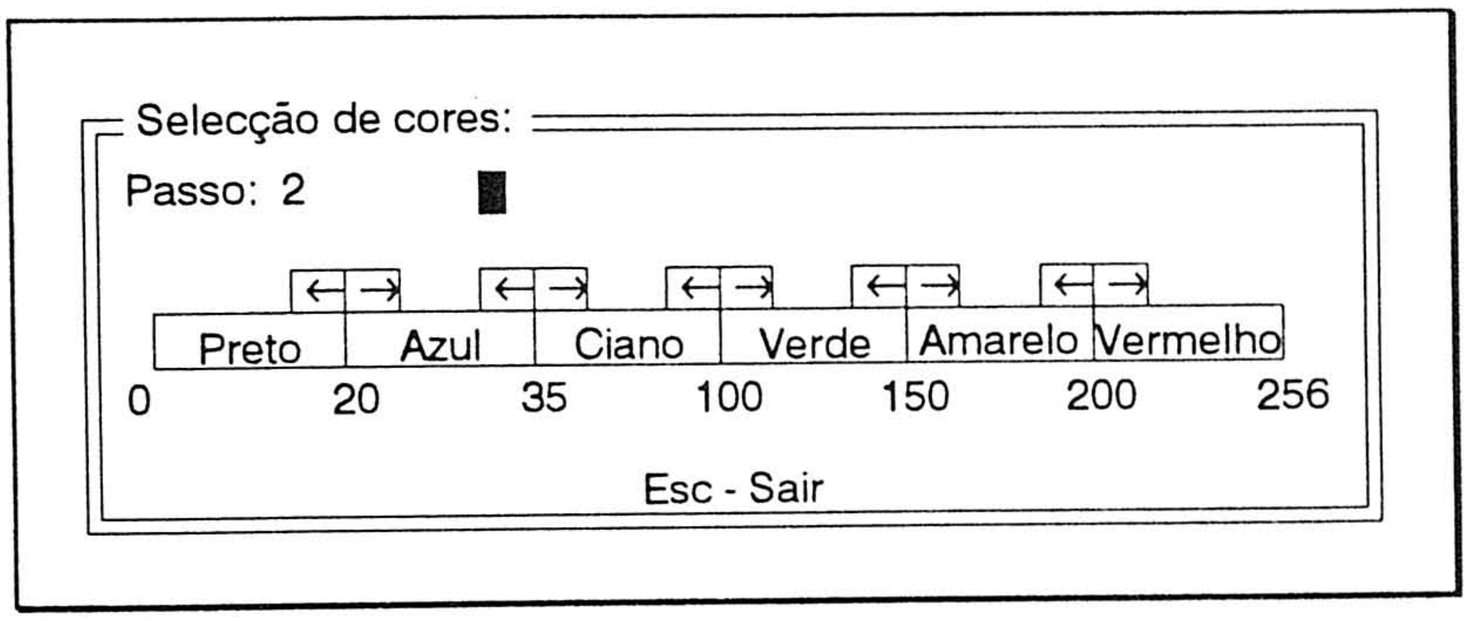


Figura 77 - Parâmetros para a acção de adição de pseudo-cor

FACULDADE DE ENGENHARIA
UNIVERSIDADE DO PORTO
BIBLIOTECA
0000002928