

Universidade Estadual de Campinas
Faculdade de Engenharia Elétrica
Departamento de Engenharia Biomédica

SISTEMA COMPUTADORIZADO PARA O MAPEAMENTO ELÉTRICO DO MIOCÁRDIO

Carlos Eduardo Cianflone \bar{n} / 482

Este exemplar corresponde a eleição final da tese
defendida por CARLOS EDUARDO CIANFLONE
e aprovada pela Comissão
Julgadora em 29 / 04 / 94.

Dr. Orientador Lincoln de Assis Moura Jr.
Diretor do Serviço de P. & D.

Orientador: Lincoln de Assis Moura Jr \bar{n}
Co-orientador: Eduardo Tavares Costa t

Dissertação apresentada à Faculdade de
Engenharia Elétrica como parte dos
requisitos para obtenção do grau de Mestre
em Engenharia Elétrica.

Abril - 1994

482

Dedicatórias

- À instituição da Família.
- Ao meu pai, Cláudio Cianflone, expressão da sabedoria máxima durante toda minha infância e seguramente o motivo de meu interesse pela aquisição incessante do conhecimento.
- À minha mãe, Yvonne Alalou Cianflone, modelo de bom-senso que espero seguir por toda a vida.
- À memória do bisavô Nicola Cianflone, o Italiano (☆ 1887, † 1973).

Apoio

Esta tese não teria sido completada sem o apoio material dos seguintes indivíduos e entidades:

- Sr. Cláudio Cianflone
- Prof. Hisashi Suzuki
- FAPESP
- FUNDAP
- IBM do Brasil
- CAPES
- Prof. György Miklós Böhm - Fundação Faculdade de Medicina
- Dr. Lincoln de Assis Moura Jr - Fundação EJ Zerbini - InCor
- CNPq
- UCSF - Governo do Estado da Califórnia - EUA (pesquisa bibliográfica)
- Prof. Eduardo Massad - Disciplina de Informática Médica da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (DIM - FMUSP)

Agradecimentos

Agradeço em especial aos mestres que acreditaram em mim e que me estimularam no ingresso ao campo acadêmico e científico:

- Osmar Antônio Ferraz (Colégio Bandeirantes)
- Koichi Sameshima (DIM - FMUSP)
- Hisashi Suzuki (FMUSP)
- Lincoln de Assis Moura Jr (InCor)
- Eduardo Tavares Costa e Alberto Cliquet Jr (DEB - FEE - Unicamp)

E também a um batalhão de amigos, os inevitáveis críticos, revisores e palpiteiros, ou apenas os que ficaram na torcida, participando de algum modo:

Roberto & Beatriz Rocha, Ruy & Lucila Ohno-Machado, Goytá Fernandes Villela Jr, Paulo Felipe Jr, Wagner Tetsuji Tamaki, João Miranda Aires, Marcos Campos Taveira, Marcelo Averbach, Ruberval da Silva, Marcelo Fiszman, Jorge Futoshi Yamamoto, Paulo Sérgio Panse Silveira, Hyun Mo Yang, Eduardo Massad, Prof. György Miklós Böhm, Prof. César Timo-Iaria, Prof. Euclides Marques, Raymundo Soares de Azevedo Neto, Antônio Carlos Bianco, Sérgio Santos Mühlen, panela Frehna e agregados, José Otávio Corread Teixeira, Marco Antônio Gutierrez, Sérgio Furuie, Umberto Tachinardi, Silvia Sirota Palma, Marina Rebelo, Rosa Piva.

E àqueles que não se encontram citados nesta breve lista, as minhas sinceras desculpas pelo inadvertido esquecimento.

Conteúdo

Dedicatórias	ii
Apoio	iii
Agradecimentos.....	iv
Convenções utilizadas nesta tese.....	vi
Resumo	vii
Abstract	viii
1. Introdução.....	1
1.1. Bases anatômicas e fisiológicas da atividade cardíaca	1
1.2. O eletrocardiograma.....	3
1.3. Fisiopatologia das arritmias	4
1.4. A taquicardia ventricular recorrente (TVR)	5
1.5. Objetivos	6
2. Mapeamento do sistema de condução	9
2.1. Revisão histórica	9
2.2. Aspectos técnicos do mapeamento cardíaco	10
2.3. Aquisição: unipolar versus bipolar	14
2.4. Processamento: analógico versus digital	16
2.5. Apresentação do resultado do mapeamento.....	16
2.6. Validação da detecção.....	19
3. Sistema proposto.....	21
3.1. Organização geral do software	21
3.2. Preparação do exame	22
3.3. Edição e apresentação do conjunto de sinais.....	37
3.4. Determinação da frente de onda de despolarização	38
3.5. Apresentação dos mapas tridimensionais	43
4. Resultados.....	51
4.1. Teste das rotinas da fase off-line.....	51
4.2. Teste dos subsistemas de aquisição e amostragem	52
4.3. Teste da rotina de detecção	52
4.4. Teste do apresentador de mapas tridimensionais	52
4.5. Utilização em cirurgia experimental.....	53
4.6. Utilização em cirurgia	53
5. Conclusões.....	54
5.1. Contribuição dada.....	54
5.2. Crítica aos resultados obtidos.....	54
5.3. Proposta de continuidade do trabalho.....	55
5.4. O trabalho multidisciplinar: relato de um caso	55
6. Bibliografia.....	57

Convenções utilizadas nesta tese

Esta dissertação está dividida em duas seções. A primeira, contendo a página de rosto, resumo, *abstract*, tabela de conteúdo e outros prolegômenos, tem as páginas numeradas utilizando-se algarismos romanos em caixa baixa (i, ii, iii...). A segunda, contendo os diversos capítulos da tese está numerada com algarismos arábicos (1, 2, 3...).

As tabelas, figuras, sentenças matemáticas e equações possuem numeração distinta, contínua através dos diversos capítulos, e estão posicionadas, à medida do possível, próximas ao ponto do texto onde são citadas pela primeira vez.

Foi evitado ao máximo o uso de termos em língua estrangeira, procurando-se sempre a melhor tradução. Os poucos termos que não puderam ser traduzidos, seja por falta de correspondência em nosso vernáculo, seja por questão de clareza (por se tratar de termos originariamente forjados em língua estrangeira e de uso consagrado), estão escritos em tipo *itálico*. Em itálico estão também termos das equações e sentenças matemáticas citados em texto livre. Palavras cujo significado está intencionalmente alterado são colocadas "entre aspas". Alguns termos que merecem destaque no texto por sua importância no entendimento do assunto estão sublinhados.

O material bibliográfico citado no texto está referenciado pelo sobrenome do primeiro autor ou editor seguido do ano de publicação. A citação pode ocorrer em texto livre, como em "Moura Jr, em 1992 descreveu...", ou entre colchetes, aparecendo, neste caso, como [Moura Jr 1992]. No caso da ocorrência de citações homônimas, a diferenciação é feita com o uso de letras em caixa baixa, após o ano de publicação, entre parênteses, como por exemplo, [Moura 1992(a)]. As referências estão listadas em ordem alfabética pelo sobrenome do primeiro autor ou editor, no capítulo Bibliografia.

O sistema métrico decimal foi usado em toda a dissertação, exceto onde a utilização de outro sistema tornou a explanação mais clara. As casas decimais estão separadas dos algarismos inteiros por uma vírgula.

As especificações de quantidade de memória são feitas em *bytes*. Os múltiplos são o *kbyte*, equivalente a 2^{10} ou 1024 *bytes*, e o *Mbyte*, equivalente a 2^{20} ou 1048576 *bytes*. Embora pecando pela falta de precisão, estes termos são usados em algumas situações nesta dissertação com o significado de 10^3 e 10^6 *bytes*, respectivamente, como é corrente na literatura especializada.

Resumo

A correção cirúrgica da taquicardia ventricular recorrente (TVR) - um tipo de arritmia que pode levar à morte súbita - envolve inicialmente o mapeamento das superfícies cardíacas (endocárdio e epicárdio) à procura do foco ectópico, o local que apresenta a mais precoce ativação elétrica no ciclo de despolarização.

O mapeamento convencional é feito durante cirurgia a peito aberto, pelo uso de um único eletrodo manipulado pelo cirurgião. O estudo completo da superfície cardíaca pode durar mais que uma hora. Isto significa que a TVR deve ser mantida durante toda a investigação, além de exigir a realização de uma incisão na parede ventricular (ventriculotomia) como acesso ao endocárdio, configurando este tipo de mapeamento como um procedimento de alta morbidade para o paciente.

Está em desenvolvimento no InCor-HCFMUSP um método baseado em microcomputador destinado à leitura da atividade elétrica em até 256 pontos espalhados na superfície epicárdica e endocárdica. Por meio deste sistema espera-se que o processo de mapeamento elétrico do coração seja menos deletério ao estado hemodinâmico do paciente em relação ao método convencional.

O objetivo deste trabalho foi desenvolver um conjunto de programas que amostra o sinal elétrico e identifica o evento "despolarização elétrica" num conjunto de até 256 trechos de sinais (correspondentes a 256 canais) captados simultaneamente por eletrodos de superfície (montados em balões infláveis intra-ventriculares para o endocárdio, e em malha flexível para o epicárdio). O conjunto de sinais é processado em função do atraso da onda de despolarização relativo a um referencial distante, gerando uma tabela de tempos de despolarização.

A partir desta informação temporal e da informação anatômica relativa à distribuição espacial dos eletrodos, são construídos mapas de potenciais da superfície monitorada. Estes mapas, que consistem em imagens digitalizadas do sensor utilizado, têm uma representação do atraso da onda de despolarização em cada região pelo uso de escala de cores. A cada mapa de potenciais é sobreposta a "animação" da frente de onda de despolarização, permitindo o reconhecimento imediato da área cardíaca de onde se originou o estímulo elétrico.

Abstract

Surgical correction of Recurrent Ventricular Tachycardia (RVT) - a condition that can lead to sudden death - involves mapping the whole heart surface (epicardium and endocardium) in the search for the ectopic focus, the site that shows the earliest electrical activation.

The mapping is usually performed under open-heart surgery and typically involves the use of a single probe electrode placed onto the surgeon's fingertip. Scanning the whole heart surface can take more than an hour. This process not only requires RVT to be sustained throughout the investigation but also requires a ventricle incision (ventriculotomy) so that the surgeon can access and map the endocardium.

At InCor - São Paulo Heart Institute - a microcomputer-based system that can read the electrical activation of up to 256 points of the heart simultaneously is under development. Such a system includes two sets of electrodes: a sock for mapping the epicardium and a balloon for mapping the left ventricle's endocardium. The LV balloon is inserted into the ventricle via atrium and then inflated thus avoiding ventriculotomy.

The electrical signal generated at the sets of electrodes is input to the microcomputer through a fast analog-to-digital converter at a rate of up to 1,000 samples per second per channel.

This thesis deals with the design and implementation of all software routines used by InCor's mapping system after signal acquisition.

The software developed and described in this thesis, allows signals to be viewed, selected and processed so that the depolarization wave at every electrode is automatically detected.

From this data set, 3D maps showing the timing of the electrical activation are generated and displayed under user interaction, allowing the fast and accurate localization of the ectopic focus.

The system includes facilities for viewing and processing selected sets of channels as well as generating dynamic maps of electrical activation (animation).

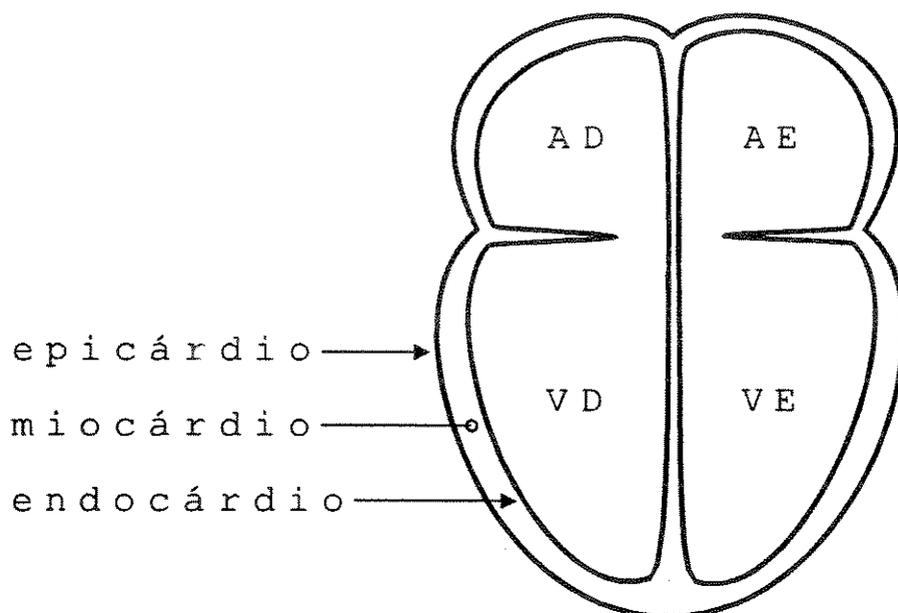
1. Introdução

1.1. Bases anatômicas e fisiológicas da atividade cardíaca

O coração foi considerado o centro da vida durante séculos de prática médica e científica. Esta fama encontra uma explicação moderna por ser este órgão o principal dispositivo propulsor do sangue através dos diversos vasos do sistema circulatório. Para esta função ser exercida, o coração atua como bomba alternativa (ou pulsátil), dividida em quatro câmaras: átrios e ventrículos direito e esquerdo [Guyton 1981].

O coração pode ser descrito de uma forma simplista como sendo uma massa muscular oca, o miocárdio, limitada em sua face interna pelo endocárdio e na sua face externa pelo epicárdio, como representado na figura 1 [Junqueira 1985]. O endocárdio é o tecido que normalmente entra em contato com o sangue e sua função principal é evitar que este coagule enquanto é bombeado. O epicárdio, por ser um tecido extremamente liso e lubrificado, diminui o atrito do coração com os órgãos adjacentes durante o batimento cardíaco. O miocárdio é o tecido muscular propriamente dito, responsável pelo movimento contrátil que impulsiona o sangue.

Figura 1: Estrutura simplificada do coração. AD: átrio direito, AE: átrio esquerdo, VD: ventrículo direito, VE: ventrículo esquerdo.

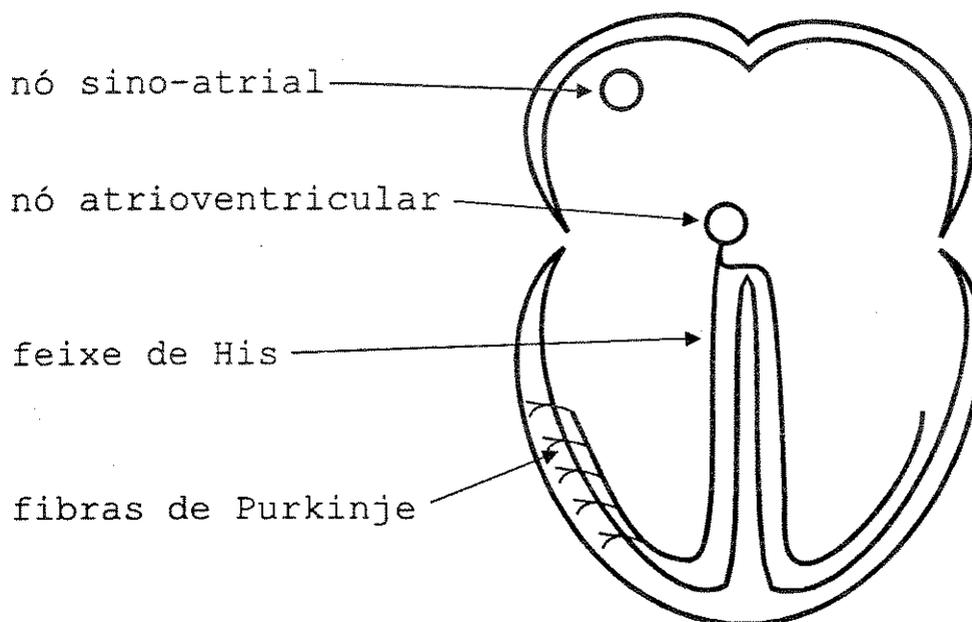


A contração miocárdica é um fenômeno mecânico, porém deflagrado pela passagem, no tecido muscular, de um impulso de natureza elétrica. A contração cardíaca, para ser efetiva, depende de uma complexa sincronia entre as diversas regiões do miocárdio, que só pode ser obtida com uma perfeita interação entre as células miocárdicas especializadas na geração e condução do estímulo elétrico e que constituem o chamado sistema condutor do coração [Mountcastle 1978].

O sistema condutor do coração é formado por estruturas especializadas distribuídas pelas diversas cavidades cardíacas [Warwick 1984]. O nó sino-atrial (ou nó de Keith-Flack), localizado na parede do átrio direito, é que gera o estímulo contrátil nos indivíduos sadios. Este estímulo, de natureza elétrica, é transmitido através do átrio direito e atinge o nó atrioventricular (ou nó de Aschoff-Tawara), localizado junto ao anel fibroso, entre os átrios e os ventrículos. O átrio esquerdo é estimulado por contiguidade. É importante ressaltar que o tecido atrial está isolado eletricamente dos ventrículos.

O estímulo passa aos ventrículos através do feixe atrioventricular (ou feixe de His), que se bifurca nos ramos direito e esquerdo. Estes ramos, que correm junto ao endocárdio, emitem os feixes intramurais de Purkinje, que transmitem à grande massa ventricular o estímulo contrátil. Um diagrama do sistema de condução poder ser visto na figura 2.

Figura 2: O sistema de condução do coração [Ferner 1984].



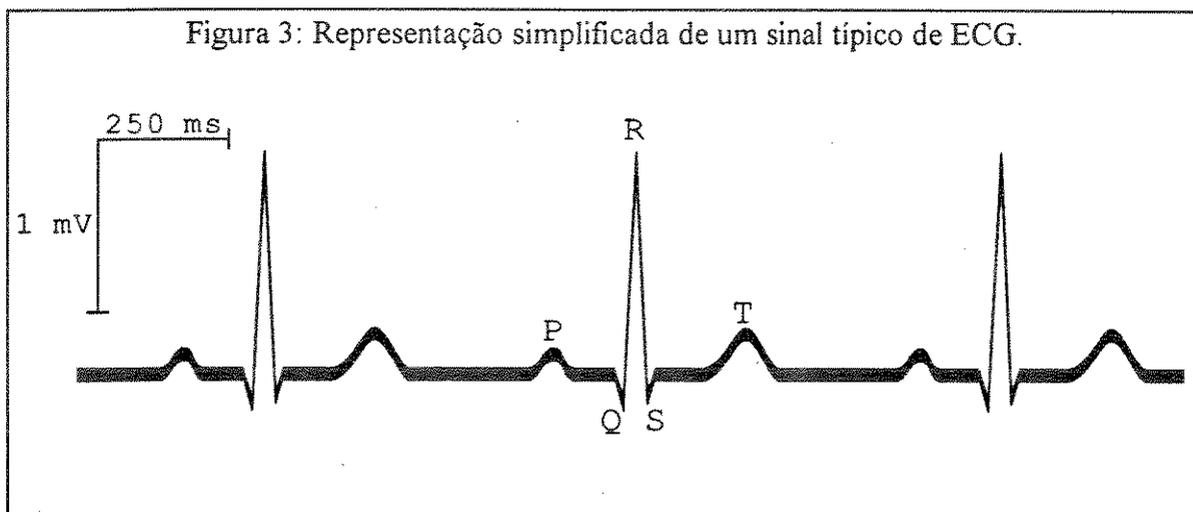
1.2. O eletrocardiograma

O ciclo descrito acima é repetido em cada contração normal. Os fenômenos elétricos inerentes à ativação cardíaca podem ser percebidos ao nível da superfície corpórea. O registro cutâneo da atividade elétrica do miocárdio por de eletrodos de superfície é denominado eletrocardiograma, ou simplesmente ECG. O sinal de ECG corresponde ao registro da somatória vetorial da atividade elétrica de cada célula miocárdica.

A morfologia deste sinal é variável, dependendo principalmente do estado elétrico do coração e da derivação estudada, ou seja, quais os pontos da superfície corpórea utilizados para a aquisição deste sinal [Myerburg 1987]. Um exemplo de sinal de ECG pode ser visto na figura 3. Alguns pontos de referência no sinal são identificados com letras. Assim, a onda P corresponde à despolarização atrial. O complexo QRS corresponde à despolarização ventricular maciça e a onda T corresponde à repolarização ventricular. A repolarização atrial não é normalmente percebida no sinal de ECG, pois este fenômeno é mascarado pelo complexo QRS, mais intenso. Em alguns traçados encontra-se ainda uma onda U, de explicação ainda não elucidada.

O ECG é considerado fundamental para o acompanhamento de algumas entidades patológicas e pela de sua análise pode-se diagnosticar arritmias e distúrbios da condução elétrica ventricular [Greenfield 1985], entretanto o estudo profundo da fisiopatologia da ativação cardíaca em alguns tipos de arritmia requer freqüentemente o uso de exames mais invasivos.

Figura 3: Representação simplificada de um sinal típico de ECG.



1.3. Fisiopatologia das arritmias

Algumas alterações patológicas subvertem a harmonia eletrofisiológica da propagação do estímulo elétrico, causando uma desorganização na seqüência natural da ativação cardíaca e caracterizando as chamadas arritmias.

Todas as células miocárdicas possuem quatro características eletrofisiológicas [Gallagher 1985]:

- 1) Automaticidade: a capacidade da célula de se despolarizar, automaticamente e independente de estímulo externo.
- 2) Condutibilidade: a capacidade da célula em conduzir um estímulo elétrico, por propagação da frente de despolarização da membrana celular.
- 3) Excitabilidade: a capacidade da célula em responder de alguma forma ao recebimento do estímulo.
- 4) Contratilidade: a capacidade da célula em sofrer contração quando excitada.

Em um organismo sadio, o equilíbrio entre estas características nas células miocárdicas determinam o correto funcionamento do tecido. Assim, as células que compõem o nó sino-atrial têm automaticidade marcante (embora esta automaticidade possa ser modulada por fatores externos), as do feixe de His e ramos de Purkinje são boas condutoras de estímulo elétrico e a grande maioria das células miocárdicas apresenta boa excitabilidade e contratilidade.

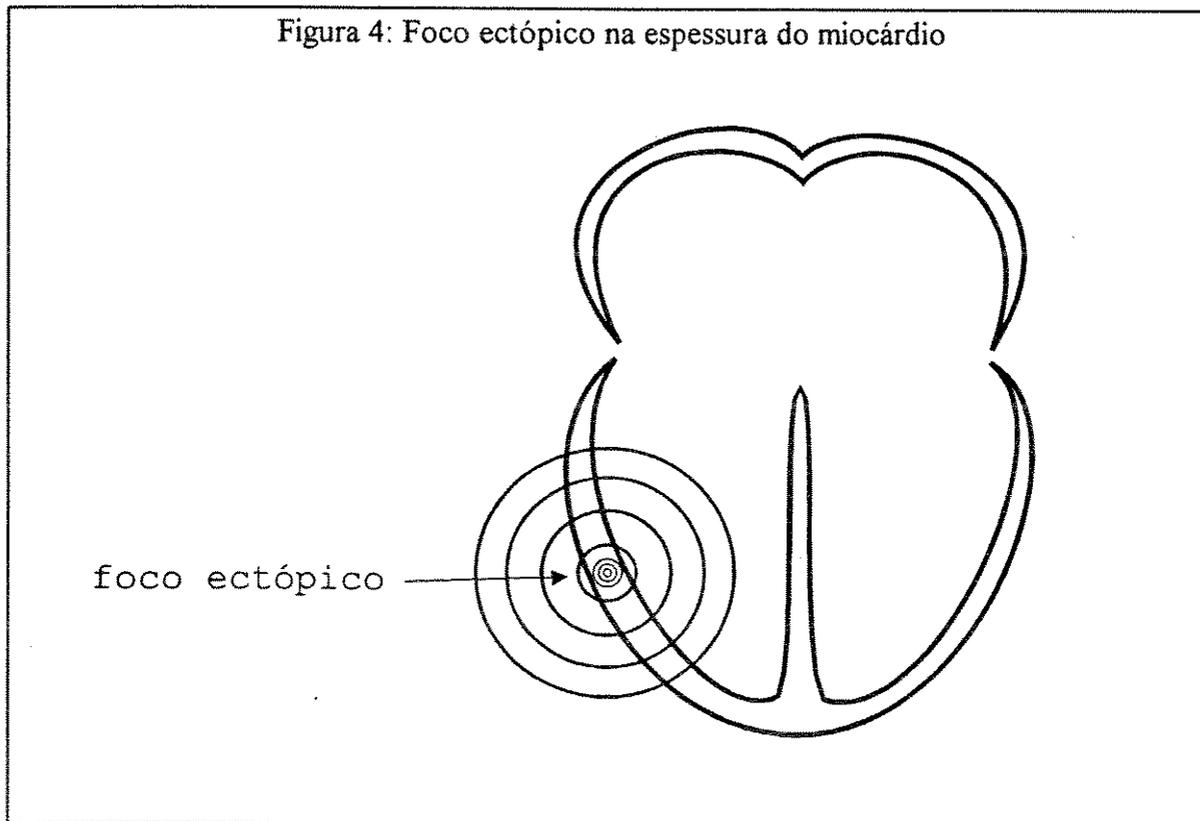
As arritmias surgem quando há anomalias nas características da célula miocárdica. Exemplificando, a perda de condutibilidade das células que formam o feixe de His leva a uma condição de bloqueio atrioventricular; a alteração na automaticidade pode levar às bradicardias (quando o intervalo entre os disparos aumenta) ou às taquicardias (quando este intervalo diminui e o ritmo cardíaco aumenta).

Em algumas situações, um ou mais grupos de células miocárdicas localizados nos ventrículos despolarizam-se, iniciando estímulos contráteis independentemente do sistema de condução. Isto pode ocorrer devido a um aumento na automaticidade daquelas células, assim tornando-se marca-passos ectópicos. Além deste mecanismo (alteração da automaticidade), existe uma segunda explicação para a instalação de uma arritmia: o fenômeno de reentrada. Nesta situação, o que está alterado na célula é

a sua condutibilidade. A diferença na velocidade de condução do estímulo contrátil em feixes miocárdicos paralelos "aprisiona" este estímulo e estimula de forma recalcitrante o tecido sadio adjacente [Ganong 1983].

A microrregião onde se origina o estímulo (independente do mecanismo envolvido) é chamada de foco ectópico (figura 4) e o batimento resultante desta ativação anômala é denominado extra-sístole. Para efeito clínico, a sintomatologia, o diagnóstico e o procedimento terapêutico são similares em ambos casos.

Figura 4: Foco ectópico na espessura do miocárdio



1.4. A taquicardia ventricular recorrente (TVR)

A taquicardia ventricular é definida, classicamente, pela presença de pelo menos três extra-sístoles a uma frequência de 100 ou mais batimentos por minuto. Estes períodos de taquicardia podem demorar de alguns poucos segundos a vários minutos, ocorrem numa frequência geralmente maior que 120 batimentos por minuto e, não raro, entre 150 e 210 batimentos por minuto. A taquiarritmia pode cessar sozinha por esgotamento ou devido a intervenção médica, mas é comum o seu reaparecimento inadvertido, causado pelo mesmo grupo de células - daí a designação recorrente.

Dentre as diversas condições que podem causar alteração das propriedades eletrofisiológicas celulares e, conseqüentemente, a TVR, podemos citar infarto agudo do

miocárdio, isquemia cardíaca crônica (estas duas causas podem estar ou não associadas com aneurisma ventricular), miocardiopatias e doença reumática. Em pacientes jovens pode-se não encontrar causa orgânica evidente [Deal 1986].

A importância da TVR é proporcional aos efeitos hemodinâmicos que ela acarreta, marcadamente a diminuição do débito cardíaco - que pode levar à perda de consciência e morte ou predispor à fibrilação ventricular, condição de total perda de sincronismo da atividade contrátil e de alta letalidade.

A TVR pode ser revertida temporariamente em ambiente hospitalar por cardioversão com corrente direta de baixa intensidade ou com a administração venosa de lidocaína ou procainamida. O controle a longo prazo é feito com a administração via oral de drogas antiarrítmicas como sulfato de quinidina, procainamida, propranolol e fentoina, isoladas ou em combinação. Alguns casos são refratários ao tratamento com drogas. Nestes casos, a solução terapêutica invariavelmente envolve procedimento cirúrgico [Harken 1983, Sosa 1983, Ostermeyer 1984, Tonet 1985], seja pela recuperação da função fisiológica do coração (cirurgia de revascularização miocárdica quando aplicável) ou da ablação do foco ectópico (interrupção do circuito de reentrada ou eliminação física do marca-passo ectópico).

Nos casos onde a alteração celular é irreversível e, conseqüentemente, o foco ectópico considerado persistente, este deve ser eliminado. Para que o foco ectópico seja cirurgicamente removido, é mister conhecer a posição do mesmo com a maior exatidão possível [Waldo 1981].

1.5. Objetivos

Este trabalho está inserido no "Sistema Computadorizado para Mapeamento Elétrico do Miocárdio em Tempo Real Durante Cirurgia", um projeto apoiado pelo PADCT/SINST/CNPq (nº 70.1069/89.9), em desenvolvimento no InCor-HCFMUSP. O objetivo deste sistema é oferecer um método baseado em microcomputador destinado à localização no miocárdio de áreas de deflagração de estímulos elétricos ectópicos, para posterior ablação cirúrgica. O sistema completo compreende quatro subsistemas:

- 1) Os sensores, que são os conjuntos de eletrodos de superfície captadores do sinal. Para a captação da atividade elétrica cardíaca são confeccionados dois balões intraventriculares (para ventrículo direito e esquerdo) e uma malha epicárdica, com até 256 eletrodos cada. Os dois

conjuntos de eletrodos são extensíveis, recobertos por uma malha biocompatível. Os eletrodos são de prata em forma de gota que estão ligados, por meio de fios multifilamentares revestidos, ao sistema de registro.

- 2) O amplificador multicanal. A unidade básica do módulo amplificador consiste num circuito para amplificação de tensão entre um par de eletrodos do sensor. Este módulo amplificador fornece como saída um conjunto de até 256 canais analógicos devidamente amplificados e condicionados, prontos para serem amostrados. O ganho deste subsistema de amplificação pode ser definido manualmente pelo operador, ou automaticamente pelo programa de aquisição.
- 3) O multiplexador e o conversor analógico-digital, necessário para converter a informação analógica em informação numérica digital, armazenando-a no computador para processamento posterior. Este módulo é capaz de amostrar 256 canais a uma frequência de 1000 Hz por canal em 12 *bits*. Isto significa que este subsistema trabalha a uma taxa de conversão efetiva de 256 kHz, que é obtida usando-se conversores analógico-digitais rápidos, como os utilizados para a amostragem de imagens. Este módulo permite a configuração da frequência de amostragem, do número e da seleção dos canais, bem como do número de *bits* utilizados na amostragem, possibilitando sua aplicação em outros tipos de mapeamento.
- 4) O sistema de processamento do sinal. Por meio deste sistema o sinal é tratado de modo a possibilitar a identificação do evento despolarização elétrica e a construção dos mapas de despolarização que vão indicar ao cirurgião a localização do foco ectópico. A entrada para este sistema de processamento consiste em trechos de até 10 segundos de sinal, amostrados a 1000 Hz, para 256 canais, obtidos pelos módulos anteriormente descritos.

Os subsistemas 2 e 3 acima citados são descritos em profundidade por [Furuie 1992] e [Oshiro 1992].

O objetivo desta tese é apresentar o *software* deste sistema, correspondente ao item 4 descrito acima. O desenvolvimento deste *software* implica na pesquisa e implementação de métodos para:

- 1) Detecção automática da despolarização miocárdica,
- 2) Armazenamento permanente e recuperação dos dados,
- 3) Implementação da interface com usuário,
- 4) Descrição computacional da superfície dos balões e da malha epicárdica,
- 5) Definição e implementação dos tipos de mapas,
- 6) Construção dos mapas de despolarização.

2. Mapeamento do sistema de condução

2.1. Revisão histórica

Os primeiros relatos de mapeamento cardíaco foram feitos por Rothberg em 1913 e Lewis em 1915. Estes mapeamentos foram feitos em cães e apenas a superfície epicárdica foi explorada. Barker, em 1930, descreveu técnica de mapeamento epicárdico em um paciente acometido de pericardite purulenta, sendo este o primeiro mapeamento cardíaco descrito realizado em humanos. A primeira aplicação clínica das técnicas de mapeamento cardíaco foi feita por Durrer em 1967, na exploração elétrica da síndrome de Wolf-Parkinson-White.

Até então, todo mapeamento era feito apenas no epicárdio, mesmo sabendo-se que o fenômeno de despolarização ocorria em toda espessura do miocárdio. Durrer, em 1970, apresentou o primeiro estudo transmural em clássico experimento utilizando coração humano isolado. Neste experimento foram definidos alguns padrões técnicos de mapeamento cardíaco que persistiram por décadas, como por exemplo apresentação dos dados em mapas de isócronas (explicado no decorrer desta tese).

Petitier, em 1971, utilizou pela primeira vez técnicas de mapeamento para o tratamento cirúrgico da taquicardia ventricular recorrente.

A grande maioria das técnicas de mapeamento descritas são altamente invasivas, freqüentemente envolvendo exposição do coração durante cirurgia a peito aberto. Isto não representa um problema técnico, pois estes chamados estudos intra-operatórios normalmente precedem a correção cirúrgica da TVR, que é essencialmente invasiva [Anderson 1983]. Mesmo assim, há uma corrente de autores que busca técnicas não-invasivas para o mapeamento, baseados no fato de que o trauma de um procedimento invasivo é fator de aumento da morbi-mortalidade do tratamento. Diversos métodos menos invasivos foram propostos para a realização do mapeamento cardíaco em casos de TVR. Morady em 1987 e Evans em 1988 propuseram um método por de catéter que permite a eliminação do foco arritmogênico após sua detecção, com precários resultados. Outros autores propõem a localização do foco por métodos completamente não-invasivos, como o uso de mapeamento de potenciais na superfície corpórea por eletrocardiograma [SippensGroenewegen 1990, Lux 1993], embora considerem que este método não substitui o mapeamento intra-operatório [Kuchar 1989]. Outras técnicas de mapeamento não-invasivas envolvem estudos magnéticos [Moshage 1991, Reichenberger 1992],

estudos em medicina nuclear [Links 1985, Weissmuller 1990] e outros [Yuan 1991]. Diversos autores são definitivos em afirmar que o mapeamento intra-operatório é mandatório para o caso de pacientes candidatos à intervenção cirúrgica corretiva [Harken 1983, Wyndham 1988].

2.2. Aspectos técnicos do mapeamento cardíaco

As técnicas de mapeamento cardíaco podem ser divididas em convencionais (ou monocanal) [Gallagher 1982] e não-convencionais (ou multicanais) [Ideker 1987]. A técnica convencional consiste em utilizar sinais elétricos provenientes de um único eletrodo de exploração manipulado pelo cirurgião e por um eletrodo de referência fixo. É importante que a manipulação do eletrodo de exploração seja feita de forma sistematizada, ou seja, o mapeamento deve seguir uma ordem específica e bem determinada, balizado pelos acidentes anatômicos do coração. O sinal sofre uma amplificação diferencial e pode ser gravado em fita magnética, projetado em osciloscópio ou traçado em papel, por um polígrafo. Geralmente, uma ou mais derivações de sinal de eletrocardiograma de superfície são apresentadas junto ao sinal captado. De posse desta informação, o eletrofisiologista que integra a equipe médica pode determinar em que regiões específicas do coração tem início o ciclo de despolarização, procurando no registro em papel a ocorrência mais prematura do evento de despolarização. O resultado do mapeamento pode ser documentado pela construção de um mapa de isócronas, desenhado à mão ou por computador [Barr 1980]. Este método pode ser aplicado à exploração epicárdica, endocárdica e transmural (neste caso utilizando-se eletrodos em agulha).

Nos métodos de mapeamento multieletrodo, as tomadas de sinal correspondentes aos diversos pontos anatômicos são feitas simultaneamente, pela montagem de vários eletrodos num suporte. Este suporte pode ser uma placa flexível, malha (tipo "meia"), balão inflável ou rígido (oliva). O suporte dos eletrodos é colocado em contato com a região cardíaca a ser mapeada (endocárdio ou epicárdio) e a aquisição do sinal é feita simultaneamente utilizando todos os eletrodos. O conjunto de sinais resultante pode ser processado manualmente ou por meio de equipamentos eletrônicos (analógicos ou digitais). Assim como no mapeamento convencional, os dados podem ser apresentados em mapa de isócronas, mas torna-se cada vez mais comum a utilização de meios mais sofisticados, como mapas dinâmicos de ativação tridimensionais.

Tanto o método convencional como o multicanal precisam ser utilizados em pacientes sofrendo um ataque de taquicardia ventricular no exato momento da

aquisição do sinal, sem o que o mapeamento dificilmente revelaria o foco ectópico associado àquela taquicardia. Isto implica que a taquicardia deve ser induzida durante o processo de mapeamento, por drogas arritmogênicas ou por estímulos elétricos programados. Uma série de considerações precisa ser feita em relação a este fato:

- 1) Nem sempre é possível iniciar um episódio de taquicardia ventricular durante o ato do mapeamento, dadas as alterações do meio fisiológico no ato intra-operatório: anestesia (por drogas eletrofisiologicamente ativas), exposição do miocárdio ao ar ambiente (o que altera a temperatura do órgão), alteração do nível de catecolaminas circulantes pelo estresse cirúrgico, alteração na tensão da parede ventricular pela alteração da pré e pós-carga ventricular (por instalação de circulação extracorpórea).
- 2) Para o mapeamento endocárdico necessita-se de uma via de acesso ao interior do ventrículo, o que é feito na maior parte das vezes por uma ventriculotomia, uma incisão na parede ventricular. Este procedimento provoca substancial alteração no equilíbrio eletrofisiológico do miocárdio impossibilitando o início da taquicardia em boa parte dos casos.
- 3) A taquicardia deve ser mantida durante todo o processo de mapeamento. No caso do mapeamento convencional isto pode significar até 40 minutos de taquicardia contínua, com todas as implicações deletérias para o coração que este estado de hipoxia tissular pode acarretar (incluindo a degeneração da taquicardia para fibrilação ventricular, com lesão irreversível do músculo cardíaco e grande chance de morte do paciente no período pós-cirúrgico).
- 4) A taquicardia, quando induzida, deve ser estável e apresentar-se monomórfica, ou seja, deve ser causada, em todos os ciclos, pelo mesmo foco arritmogênico.

O mapeamento multicanal tende a ser mais bem suportado pelo paciente, devido à curta exposição do paciente à taquicardia ventricular e ao ato cirúrgico como um todo. Este fato constitui a principal vantagem dos sistemas não-convencionais sobre os convencionais. O aspecto negativo dos métodos não-convencionais é a sua complexidade e custo, tanto em termos de equipamento como em material humano necessário à sua execução. A tabela 1 apresenta estas diferenças.

Tabela 1: Quadro comparativo entre técnicas de mapeamento convencionais e não-convencionais.

	sistemas de mapeamento	
	convencional (monocanal)	não-convencional (multicanal)
material	equipamento padrão de eletrofisiologia: eletrodo montado em luva, amplificador monocanal, osciloscópio e polígrafo	sistemas complexos: grade de eletrodos, amplificador multicanal, sistema de processamento de sinal
equipe	eletrofisiologista	eletrofisiologista, profissionais de engenharia eletrônica e de informática
taquicardia	milhares de ciclos (40 minutos): a) maior estresse cirúrgico b) maior estresse eletrofisiológico c) mais hemólise	poucos ciclos (alguns segundos): a) menor estresse cirúrgico b) menor estresse eletrofisiológico c) menos hemólise

As técnicas de mapeamento cardíaco intra-operatório não-convencionais já descritas diferem entre si segundo diversos aspectos:

- 1) Localização dos eletrodos: pode-se estudar o comportamento elétrico epicárdico, endocárdico, intramural ou misto.
- 2) Aquisição do sinal: o sinal elétrico pode ser captado por de eletrodo unipolar, bipolar ou combinação destes; os eletrodos podem ser utilizados isoladamente, mas são geralmente presos numa montagem tipo placa, meia ou balão.
- 3) Processamento do sinal: o sinal adquirido pode sofrer processamento analógico ou digital.
- 4) Método de apresentação dos resultados: os mapas de potenciais podem ser isocronais, isopotenciais ou de ativação; estáticos ou dinâmicos; bidimensionais ou tridimensionais.

A tabela 2 apresenta as características básicas de sistemas de mapeamento multieletrodos completos, descritos nos últimos dez anos.

Tabela 2: Quadro sinóptico dos métodos não-convencionais de mapeamento cardíaco descritos nos últimos dez anos.

autor	localização	eletrodos	processamento	mapas
de Bakker, 1983, 1984	endocárdio	64 unipolares, balão ou placa	digital	isócronas, estático, 2-D
Witkowski, 1984	transmural	240 bipolares em placa	digital	isócronas, estáticas, 2-D (estratificado)
Fann, 1985	endocárdio	32 bipolares em balão	analógico	isócronas, estático, 2-D
Bonneau, 1987	epicárdio	64 unipolares em meia	digital	isócronas, estático, 2-D
Mickleborough, 1988	endocárdio	112 unipolares em balão	analógico	ativação, dinâmico, 2-D
Thomas, 1989	epicárdio	192 unipolares em meia	digital (paralelo)	isopotencial e isócronas, estático, 2-D
Tweddel, 1989	endocárdio e epicárdio	180 unipolares em meia e balão	digital	isócronas e de ativação, dinâmico, 2-D
Buckles, 1990	endocárdio e epicárdio	2 eletrodos bipolares	digital	isócronas, estático, 2-D
Massé, 1991	endocárdio e epicárdio	336 unipolares 112 bipolares, meia e balão	analógico	ativação, dinâmico, 3-D
Pieper, 1991	endocárdio e epicárdio	120 bipolares em placa, meia e balão	digital	ativação, dinâmico, 3-D
Macchi, 1992	endocárdio	109 unipolares em balão rígido	digital	isócronas, estático, 2-D

2.3. Aquisição: unipolar versus bipolar

Há uma controvérsia na literatura entre as vantagens e desvantagens da aquisição monopolar ou bipolar [Ideker 1989]. Alguns autores preferem utilizar eletrodos unipolares, outros utilizam eletrodos bipolares, como pode ser verificado na tabela 2.

A aquisição unipolar é feita medindo-se a variação de tensão entre um eletrodo de exploração colocado sobre um ponto da superfície cardíaca em estudo e um eletrodo de referência colocado a uma certa distância deste. Morfológicamente distinguem-se dois componentes neste sinal: um componente lento, correspondente à atividade em regiões distantes do local estudado e um componente rápido, uma deflexão negativa correspondente à despolarização no trecho de tecido cardíaco contíguo ao eletrodo de exploração. Um sinal unipolar típico é representado na figura 5. Por conter componentes de baixa frequência, o sinal unipolar deve ser registrado com equipamentos que ofereçam boa resposta na faixa entre 0,1 e 500 Hz (ou até 1200 Hz, em alguns casos). O sinal é de boa amplitude, entre 20 e 45 mV.

Na aquisição bipolar é feita a amplificação diferencial entre dois eletrodos montados a curta distância (entre 0,5 e 2 mm). O sinal produzido apresenta apenas uma breve deflexão, correspondente à atividade elétrica entre os dois eletrodos. Geralmente neste tipo de sinal há interesse apenas pelos componentes de alta frequência, assim a aquisição pode ser feita na faixa de 5 a 1000 Hz. O sinal não apresenta amplitude tão expressiva como na aquisição monopolar, atingindo geralmente metade daqueles valores.

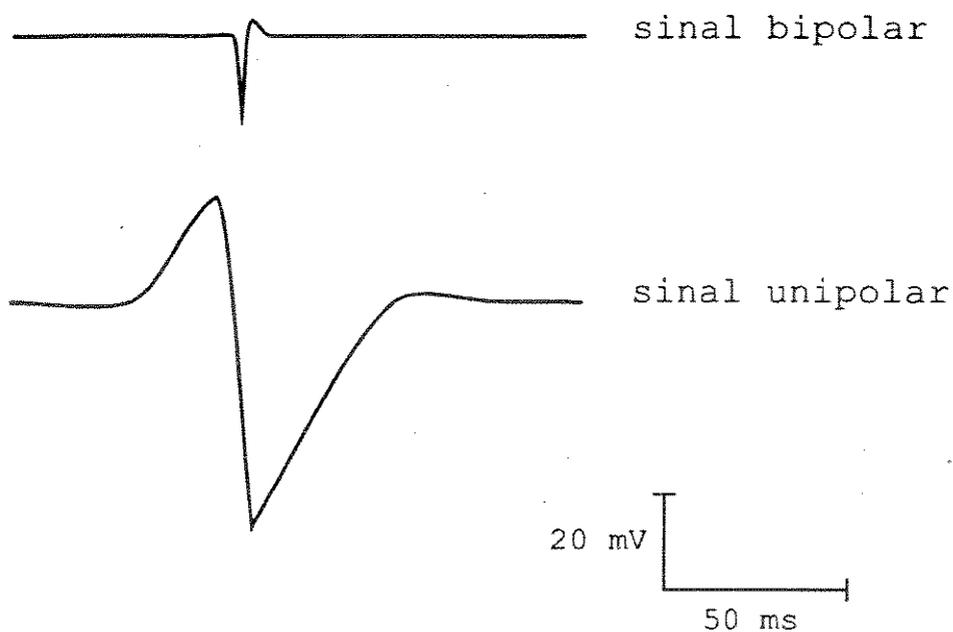
A tabela 3 apresenta as vantagens e desvantagens da aquisição unipolar e bipolar.

Alguns autores, cientes das vantagens inerentes a ambos os métodos, adotaram como padrão a aquisição nos dois modos [Massé 1991, Sevapsidis 1992].

Tabela 3: Quadro comparativo entre aquisição unipolar e bipolar.

unipolar	bipolar
signal de maior amplitude	signal de menor amplitude
sujeito à influência elétrica de todo miocárdio	menos sensível a alterações elétricas distantes
critérios bem definidos para detecção da ativação	localização mais precisa do potencial de ativação
não necessita de contato íntimo entre eletrodo e o tecido estudado	necessita de bom contato elétrico entre eletrodos e tecido
aquisição omnidirecional	aquisição depende do eixo do bipolo
construção do equipamento de aquisição é mais simples	utiliza o dobro dos canais em relação à aquisição monopolar

Figura 5: Sinal unipolar e bipolar (baseado em Gallagher, 1982).



2.4. Processamento: analógico versus digital

Os amplificadores de todos os sistemas de mapeamento listados na tabela 2 são analógicos. Há ainda certa controvérsia entre os autores quanto ao tipo ideal de processamento do sinal após o estágio de amplificação. Com efeito, sistemas completamente analógicos ainda convivem com sistemas digitais nas descrições dos diversos autores.

Os sistemas analógicos oferecem algumas vantagens sobre os sistemas digitais, como o preço mais acessível, a simplicidade no desenvolvimento (não requer programação), a rapidez na apresentação do resultado, a possibilidade de aquisição de um número maior de canais. Por sua vez os sistemas digitais são mais flexíveis, podem fazer análises quantitativas do sinal, oferecem apresentação mais sofisticada dos dados. Em contrapartida, são, no presente momento, mais onerosos, tanto em equipamento quanto na necessidade de pessoal especializado em engenharia e programação dos algoritmos.

A tabela 4 apresenta de forma resumida as vantagens e desvantagens do processamento analógico e digital.

Tabela 4: Diferenças entre sistemas de processamento analógicos e digitais.

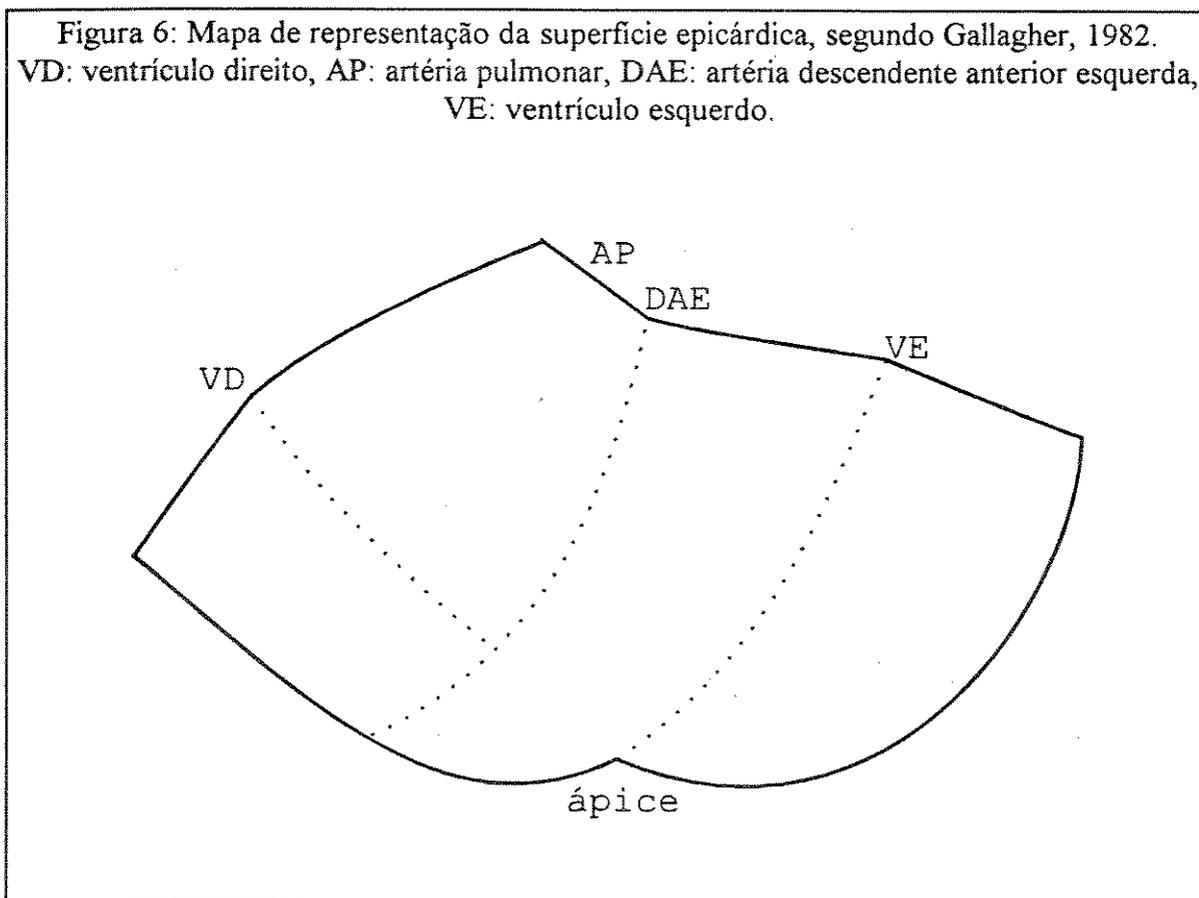
sistemas analógicos	sistemas digitais
custo mais acessível	custo de desenvolvimento elevado
não requer programação	requer equipes de programação
características estáticas após definição e implantação do sistema	mais flexível, possibilita melhoramento nos algoritmos
apresenta resultados imediatos	requer tempo para processamento do sinal
facilidade em trabalhar com muitos canais	número de canais restrito
processamento do sinal é pobre, utiliza critérios não-numéricos para detecção da despolarização	processamento complexo, análises quantitativas no sinal registrado; utiliza critérios configuráveis para detecção
confecção de mapas de ativação toscos	apresentação de mapas sofisticados

2.5. Apresentação do resultado do mapeamento

O resultado do mapeamento deve ser apresentado ao cirurgião de modo que este possa localizar no coração o foco ectópico causador da TVR.

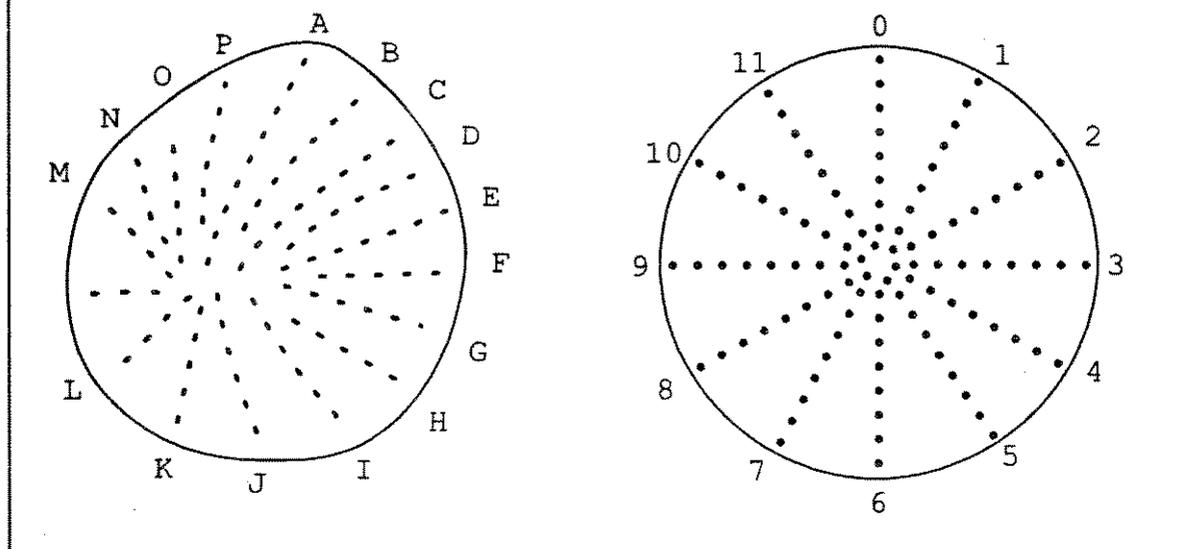
A forma mais comum de apresentação desta informação é o mapa de isócronas. Neste tipo de mapa é feita uma representação simplificada da superfície cardíaca estudada, na verdade é uma projeção bidimensional de uma estrutura tridimensional que é o coração.

Estes mapas de isócronas são muito similares entre os diversos autores. Geralmente os detalhes referentes aos acidentes geográficos do coração estão demarcados no mapa, o que permite ao cirurgião identificar qualquer região no mapa e relacionar com o órgão real. Os pontos de referência mais usados são artérias coronárias, a inserção dos grandes vasos, músculos papilares e o ápice cardíaco. Um exemplo da utilização deste tipo de mapa pode ser visto na figura 6.



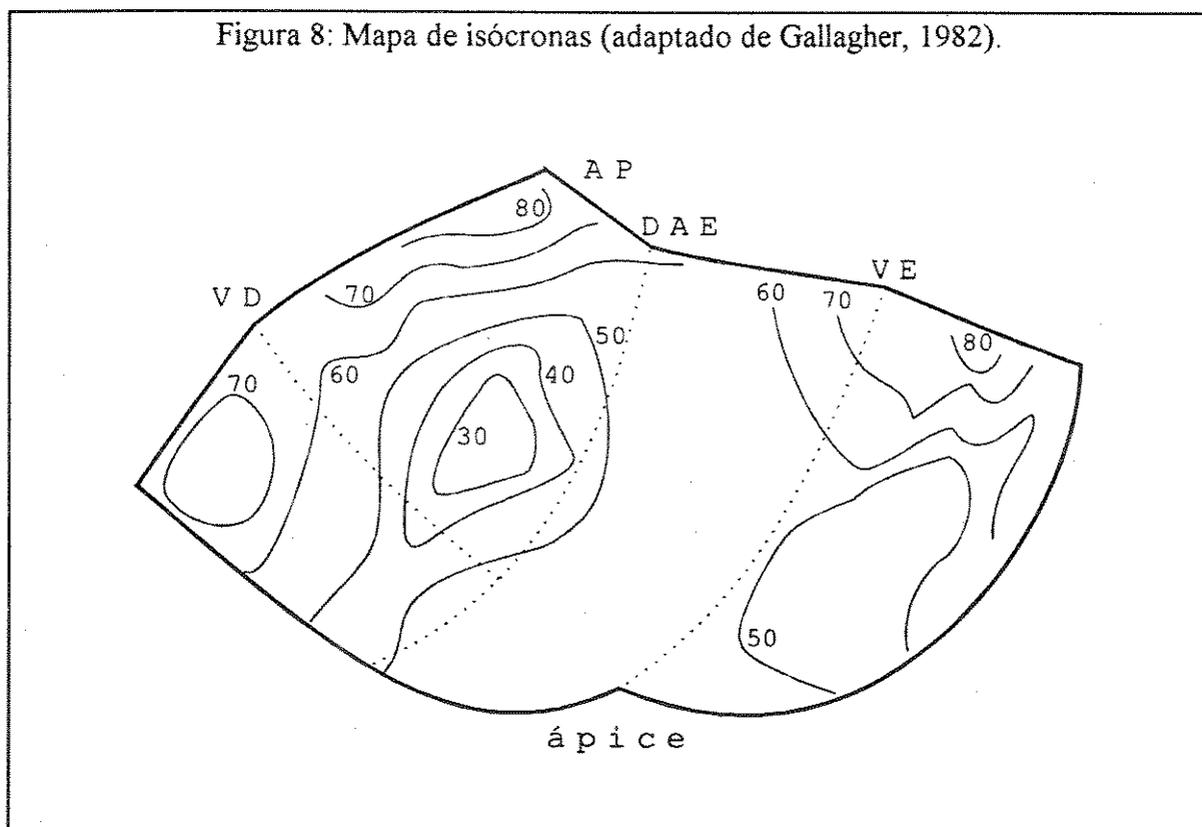
A maior parte dos autores utiliza uma projeção planisférica, em que a superfície é projetada em uma área aproximadamente retangular como num mapa geográfico, enquanto outros preferem usar uma projeção polar, na forma típica de uma "tampa de laranja esmagada", como na figura 7.

Figura 7: Dois mapas de representação polar da superfície endocárdica, segundo Mickleborough, 1987.



Independentemente do tipo de projeção usada no mapa, as linhas isócronas são desenhadas em seguida. Estas linhas mostram o tempo, em milissegundos, que a frente de despolarização demorou para atingir determinada região no coração. Assim fica fácil identificar a região originadora do estímulo ectópico: basta procurar a isócrona de menor valor. Um mapa de isócronas é representado na figura 8.

Figura 8: Mapa de isócronas (adaptado de Gallagher, 1982).



Para que o mapa de isócronas possa ser utilizado na detecção do foco ectópico, algumas premissas compiladas por Ideker em 1989, e listadas na tabela 5, devem ser respeitadas.

Tabela 5: Premissas para o correto mapeamento usando mapas de isócronas.

- 1) A localização dos eletrodos em relação à superfície cardíaca deve ser conhecida e acurada.
- 2) Um único tempo de ativação pode e deve ser assinalado para cada eletrodo.
- 3) Quando a um eletrodo não puder ser atribuído um tempo de ativação, este eletrodo deve ser excluído do resultado final.
- 4) Os eletrodos devem estar presentes em número elevado e colocados a pequena distância.

O mapa de isopotenciais é construído de maneira similar ao do mapa de isócronas, mas neste caso as linhas isopotenciais delimitam, num instante específico, as regiões que apresentam o mesmo potencial elétrico. Pode-se fazer mapas isopotenciais para diversos instantes do ciclo cardíaco. O resultado final é um conjunto de mapas que mostra a mesma informação do mapa de isócronas.

Com o mapa de ativação mostra-se a frente de onda de despolarização e a evolução desta através de diversos instantes no ciclo cardíaco. É, então, um conjunto de mapas. Se estes mapas forem apresentados em um monitor de vídeo em rápida seqüência, o resultado é uma mapa dinâmico de ativação, que simula o espalhamento da onda de despolarização pela superfície cardíaca estudada.

As versões tridimensionais destes mapas visam melhorar a fidelidade da representação das estruturas cardíacas, mas são pouco utilizadas, dada a complexidade de sua confecção.

2.6. Validação da detecção

Alguns métodos não-convencionais de mapeamento cardíaco oferecem alternativas para a validação da detecção do foco ectópico. Este é o ponto em que os sistemas propostos sofrem mais críticas, pois nem sempre o foco determinado pelo sistema corresponde ao foco ectópico real, principalmente quando:

- 1) As premissas listadas na tabela 5 não podem ser seguidas.
- 2) O mapa padrão usado pelo sistema não consegue representar com precisão as variações anatômicas inerentes a cada indivíduo.
- 3) O sinal contém artefatos elétricos que impedem a detecção da frente de depolarização.

Os métodos de validação podem ser divididos em estimulação, inibição e marcação.

Os métodos de validação por estimulação podem ser empregados quando existe registro prévio da atividade elétrica do coração em TVR (eletrocardiograma de superfície ou eletrograma intracardiaco). O princípio deste método consiste em usar um eletrodo de estimulação para efetuar pequenas descargas elétricas na região considerada foco ectópico, enquanto o sistema faz o mapeamento. Quando o foco ectópico real for estimulado pelo eletrodo espera-se que o conjunto de sinais conseguido seja igual ou similar ao registrado durante a TVR [Curry 1979, Fann 1985, Moshage 1991, Macchi 1992].

Os métodos de inibição ou mapeamento criotérmico são utilizados durante um episódio de TVR e promovem a diminuição da temperatura do tecido considerado foco ectópico até aproximadamente 0°C. Caso se verifique a cessação da taquicardia, a região resfriada é considerada como contendo o foco ectópico e então a ablação é realizada. O resfriamento a temperaturas moderadas (como 0°C) não causa lesão ao tecido. Este método foi descrito por Camm em 1980.

Os métodos de marcação apenas confirmam a posição do foco ectópico detectado, para posterior ablação pelo cirurgião após a retirada dos eletrodos. Um dos métodos consiste em aplicar, pelo eletrodo mais próximo do foco detectado, um pulso de radiofrequência de baixa potência incapaz de eliminar o foco, para produzir lesão facilmente identificável pelo cirurgião no momento da ablação cirúrgica [Pollak 1992]. Outro utiliza um "esqueleto" de metal, contruído especialmente para cada paciente, que é inserido junto com um catéter de eletrodos na cavidade ventricular. O conjunto "esqueleto mais catéter" é radiografado em diversas projeções e a localização exata é feita matematicamente [Hauer 1986].

3. Sistema proposto

A proposta deste sistema é oferecer ao médico um conjunto de imagens que indique com precisão a posição do foco ectópico. Isto pode ser conseguido com a identificação do evento despolarização elétrica num conjunto de até 256 trechos de sinais captados simultaneamente por um sensor, composto de eletrodos de superfície montados em balões infláveis intraventriculares para o endocárdio ou malha flexível para o epicárdio. Este conjunto de sinais é, então, classificado em função do atraso da onda de despolarização relativo a um referencial distante. A partir desta informação temporal e da informação anatômica relativa à distribuição espacial dos eletrodos, mapas de potenciais da superfície monitorada são construídos.

Os mapas apresentados neste sistema são imagens digitalizadas do sensor utilizado na captação do sinal. As imagens mostram o sensor sob vários ângulos e o médico que utiliza o sistema pode escolher a mais adequada para a representação da área miocárdica em estudo. A fidelidade da imagem é suficiente para, em conjunto com a capacidade de escolha das diversas imagens, dar ao usuário a nítida impressão de estar trabalhando com o sensor real, tridimensional. A informação concernente à atividade elétrica é sobreposta à imagem do sensor na forma de escala de cores, por uma máscara de posição de eletrodos. Esta máscara de eletrodos é feita durante o processo de digitalização do sensor (explicado adiante). Para cada mapa, a "animação" da frente de onda de despolarização pode ser sobreposta, permitindo o reconhecimento imediato da área cardíaca de onde se originou o estímulo elétrico.

3.1. Organização geral do *software*

O "Sistema Computadorizado para Mapeamento Elétrico do Miocárdio em Tempo Real Durante Cirurgia" é composto de quatro subsistemas: sensores; amplificador multicanal; multiplexador e conversor analógico-digital; e programas de tratamento dos dados (*software*). O *software* proposto interage com todos os outros subsistemas para a realização de um exame completo. Este *software* é na verdade um conjunto de programas que executam as diversas tarefas de:

- 1) Preparação do exame (construção dos mapas tridimensionais);
- 2) Edição e apresentação do conjunto de sinais adquiridos;

- 3) Determinação automática da frente de onda de despolarização neste sinal;
- 4) Apresentação dos mapas tridimensionais;

Os programas que compõem o sistema proposto atuam em dois momentos distintos e são utilizados por pessoal com qualificação distinta:

- I) Fase *off-line* ou de preparação do exame: compreende procedimentos que são efetuados fora do ambiente cirúrgico, antes da realização do exame. Nesta etapa é feita a digitalização das imagens dos sensores que são utilizados durante o exame de mapeamento, correspondendo ao item 1 listado acima. A atuação de pessoal médico não é necessária nesta fase. A fase *off-line* realiza-se apenas uma vez para cada modelo de sensor fabricado.
- II) Fase *on-line* ou de realização do exame. A fase *on-line* é a que ocorre durante o exame, em ambiente cirúrgico. Compreende a colocação do sensor junto ao miocárdio pelo cirurgião, a aquisição dos dados, processamento do sinal e apresentação, na tela do microcomputador, do resultado, na forma de mapas. Corresponde aos itens 2, 3 e 4 listados acima. Nesta fase os programas são utilizados pelo cirurgião ou pelo eletrofisiologista da equipe.

Os programas foram escritos em linguagem C, utilizando compilador Microsoft® versão 5.1, e necessitam do sistema operacional Microsoft® DOS versão 3.3 (ou posterior) instalado no microcomputador. O computador utilizado para a compilação dos programas e nas fases *off-line* e *on-line* do exame é um IBM® PC AT 386-compatível, equipado com microprocessador Intel® 80386DX-33MHz, co-processador aritmético 80387, 8 *Mbytes* de memória RAM, 80 *Mbytes* em disco rígido, unidades de disco flexível de 3,5 e de 5,25 polegadas, placa gráfica Willow-TV®, monitor de vídeo padrão VGA, dispositivo apontador tipo *mouse* e placa conversora analógico-digital ADC DT2821-G-16SE (Data Translation®).

3.2. Preparação do exame

A fase de preparação do exame compreende uma série de eventos relacionados com a construção dos mapas tridimensionais, ou seja, com o processo de filmagem do sensor, digitalização das imagens e construção das máscaras de posição dos eletrodos no sensor.

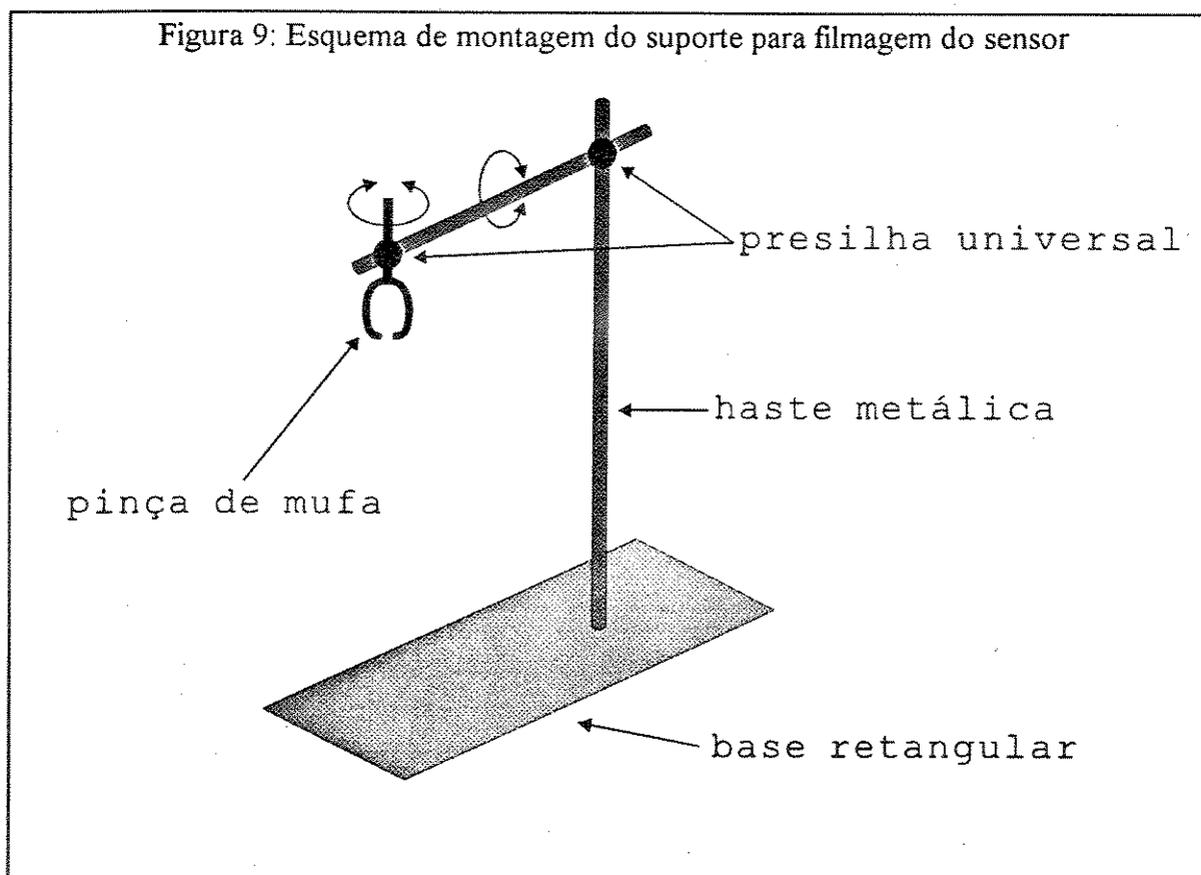
3.2.1. A tomada das imagens.

Uma diretiva clara presente no desenvolvimento deste sistema é que o resultado final (a apresentação dos mapas tridimensionais e de evolução da frente de onda de despolarização) seja o mais verossímil e confiável possível - principalmente para o usuário final, o cirurgião-eletrofisiologista.

Para a correta apresentação das imagens digitalizadas, pressupõe-se que sejam tomados certos cuidados durante a etapa de filmagem: as imagens obtidas devem ser geradas a partir de ângulos de visão padronizados. Torna-se necessária, então, a existência de um dispositivo que possibilite a filmagem do balão sensor a partir destes ângulos determinados.

O suporte para filmagem do sensor cumpre esta função. É constituído de peças encontradas em lojas de material científico: base retangular para montagem, duas hastes de aço, duas presilhas universais (que possibilitem a montagem das hastes em posição ortogonal) e uma pinça de mufa.

A montagem do material é feita de modo que, no final, a pinça de mufa apresente dois graus de liberdade: inclinação variável em relação à vertical e rotação sobre seu próprio eixo (figura 9).



O sensor é preso ao suporte através da pinça de mufa, pelo pedúnculo. Esta é a região do sensor por onde são exteriorizados os cabos multifilamentares isolados que levam o sinal elétrico proveniente dos eletrodos para o conjunto amplificador. No caso do sensor endocardial, o pedúnculo também é formado pelo catéter de silicone usado para inflar o balão.

No caso do sensor epicárdico (a malha de eletrodos) a fixação ao suporte é mais complicada e o processo de tomada de imagens requer alguns cuidados. Esta malha, por exemplo, não possui sustentação própria como o balão inflável, de modo que para ser filmada precisa estar vestindo um modelo cardíaco rígido. Para efeitos práticos este recheio pode ser um novelo de gaze e algodão, socado no interior da malha epicárdica.

Antes de fixar o sensor ao suporte, deve-se decidir previamente como será feita a tomada das imagens, definindo-se o número de imagens que serão feitas. Este número é determinado por um conjunto de fatores:

- 1) Se o ensaio é um teste ou uma aplicação clínica efetiva.
- 2) Espaço disponível na memória de massa.
- 3) O número de posições que se deseja na manipulação (rotação) da imagem.

Alguns esquemas básicos de filmagem estão definidos. É feita tomada de imagens do sensor em pontos específicos da superfície do sensor, situados a intervalos angulares definidos. Estes pontos utilizados como referência para a filmagem correspondem aos pontos da superfície do sensor que estão no centro do campo filmado. Os pontos são definidos, considerando-se o sensor filmado como sendo uma superfície de revolução, pelas intersecções de meridianos equidistantes (intervalos λ) com paralelos arbitrados na superfície deste sensor (figura 10).

Foram padronizados oito esquemas que pretendem cobrir as diversas necessidades apresentadas acima. A cada esquema corresponde um código especial ASCII, que deve ser passado em momento oportuno ao programa gerador dos mapas.

Tabela 6: Esquemas de filmagem padronizados.

(*) a memória necessária foi calculada considerando o tamanho de cada imagem igual a 64 *kbytes* (320 × 200)

Código ASCII	número de paralelos	número de meridianos	total de imagens	memória necessária(*)
–	3	4	12	768 <i>kbytes</i>
\$	3	5	15	960 <i>kbytes</i>
^	4	4	16	1024 <i>kbytes</i>
!	3	6	18	1152 <i>kbytes</i>
~	4	5	20	1280 <i>kbytes</i>
#	4	6	24	1536 <i>kbytes</i>
%	3	8	24	1536 <i>kbytes</i>
&	4	8	32	2048 <i>kbytes</i>

O sensor, já montado no suporte e pronto para aquisição dos sinais elétricos, é filmado utilizando-se câmera de videocassete doméstico, padrão NTSC, e seguindo o esquema explicado a seguir.

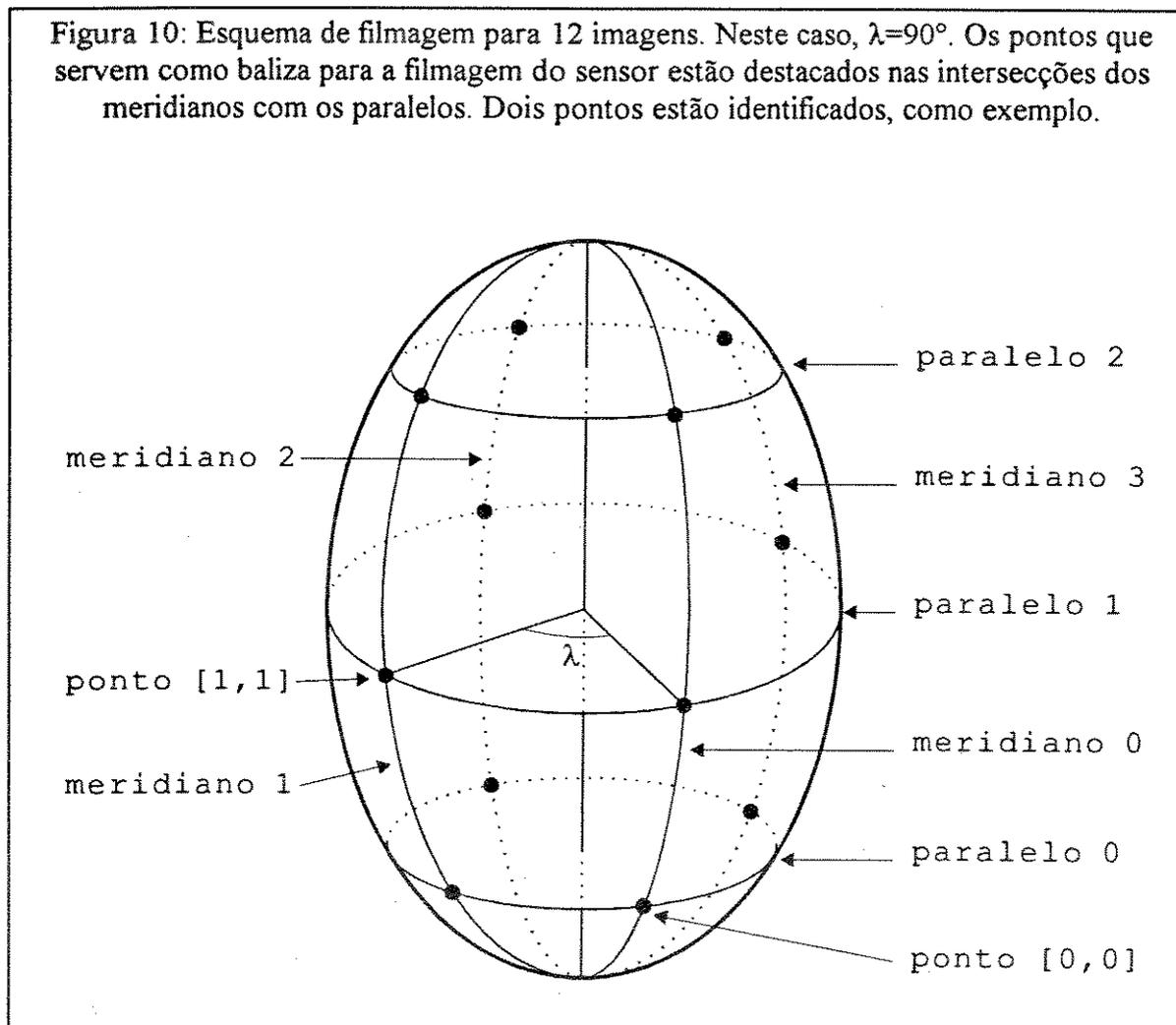
Para a filmagem de um sensor, escolhe-se um meridiano (imaginário) arbitrário para ser a origem do sistema de coordenadas esféricas. Os outros meridianos são definidos a intervalos angulares λ , correspondentes à relação $360^\circ/(\text{número de meridianos a serem filmados})$. Os paralelos a serem definidos não precisam seguir esta relação de simetria.

Ao ser escolhido o primeiro paralelo a ser filmado (inclinando-se o sensor em relação à vertical, de frente para a câmara), procede-se à filmagem dos diversos meridianos, aplicando-se movimento de rotação ao sensor. A cada intervalo λ faz-se a captura e digitalização de imagem e dá-se um nome para o arquivo gerado. Após ter sido completada uma volta completa do sensor, parte-se para a filmagem de um novo paralelo e repete-se a operação até que o esquema de filmagem escolhido seja completado.

É importante certificar-se que os diversos ângulos do objeto são registrados pelo equipamento, ou seja, qualquer ponto da superfície do sensor deve estar presente em pelo menos um "quadro" filmado. É dada ênfase às imagens que possam representar a maior área possível do sensor - isto diminui o número de imagens necessário para a construção dos mapas.

Na prática, é mais eficiente proceder à filmagem de todos os ângulos, gravando as imagens em fita e, numa segunda fase, realizar a digitalização em bloco. A figura 10 mostra um modelo de sensor elipsóide com os meridianos e paralelos representados em a sua superfície.

Figura 10: Esquema de filmagem para 12 imagens. Neste caso, $\lambda=90^\circ$. Os pontos que servem como baliza para a filmagem do sensor estão destacados nas intersecções dos meridianos com os paralelos. Dois pontos estão identificados, como exemplo.



3.2.2. O processo de digitalização

Após a tomada das imagens do sensor é feita a digitalização das mesmas. O equipamento utilizado nesta etapa é uma placa gráfica marca Willow-TV® instalada em microcomputador tipo IBM-PC, que é capaz de receber uma imagem em sinal NTSC proveniente do equipamento de videocassete e digitalizá-la na resolução de 320 pontos na horizontal por 200 na vertical, atribuindo um valor em 8 *bits* para cada elemento da imagem, segundo sua intensidade luminosa (em preto-e-branco). Essa imagem "simula" o

modo 13H do adaptador gráfico VGA, que também apresenta uma resolução espacial de 320 por 200 pontos, com 256 cores disponíveis para exibição simultânea. A partir dessa imagem digitalizada, um programa proprietário cria um arquivo cujo formato pode ser escolhido entre alguns existentes no mercado. No caso deste projeto optou-se pela conversão dos arquivos para o formato PCX. O formato PCX de armazenamento de imagem foi escolhido, entre outros motivos, por ser compatível com diversos aplicativos gráficos disponíveis no InCor (é utilizado, por exemplo, no programa PaintBrush IV Plus®), característica esta que será explorada adiante. Um arquivo tipo PCX armazena imagens mapeadas *bit-a-bit* (*bitmapped*). Este formato é mais adequado para representação de imagens que sofreram digitalização, como é o caso das imagens do sensor neste projeto. Outros fatores influenciaram nesta decisão:

- 1) Faz parte do formato PCX a compressão da imagem pelo método RLL (*Run Length Limited*) [Lindlay 1991]. Neste método de compressão, *bytes* com o mesmo valor e que sejam adjacentes numa mesma linha da imagem são representados no arquivo compactado por apenas 2 *bytes*: o primeiro indica o número de *bytes* iguais e o segundo indica o valor destes *bytes* na imagem original. Este método de compressão diminui o tamanho das imagens de 64 *kbytes* (320x200x1) para aproximadamente 14 *kbytes* (nas imagens testadas).
- 2) O formato PCX inclui na sua definição a tabela estendida de cores necessária para a apresentação da imagem (ver discussão adiante).

Outro formato de arquivo de imagem cuja utilização foi cogitada para uso no sistema é o TIFF (*Tagged Image File Format*). Este formato apresenta as mesmas vantagens do formato PCX, aceitando inclusive métodos mais eficientes de compressão de imagem, como o LZW (Lempel-Ziv & Welch), Huffman e o PackBits (este último utilizado em microcomputadores Macintosh®). Este é, também, um formato mais flexível que o PCX. Entretanto, o uso do formato TIFF fica prejudicado pela sua extrema complexidade: trechos de programas capazes de "ler" o formato TIFF são até 5 vezes maiores que os capazes de "ler" um arquivo PCX [Lindlay 1991]. A descompressão do arquivo torna-se proporcionalmente mais lenta e a velocidade de resposta é fundamental na praticidade e aceitabilidade deste sistema.

Cada arquivo é identificado por um algoritmo que gera um nome (especificação-de-arquivo) a partir da indicação, feita pelo usuário, da região do sensor que está sendo representada pelo arquivo de imagem.

3.2.3. Nomenclatura dos arquivos de imagem

Um certo cuidado deve ser tomado durante o processo de filmagem e digitalização das imagens, principalmente no que se refere ao nome atribuído aos arquivos de imagem que são gerados. É pelo nome que se pode mostrar uma imagem durante a apresentação dos mapas de despolarização. O nome permite também posicionar uma determinada imagem em relação às suas imagens vizinhas. Se não for seguida uma estrita padronização, o resultado é uma apresentação caótica de imagens digitalizadas.

Cada imagem do conjunto filmado tem um nome de oito caracteres composto da maneira descrita a seguir.

- 1) Os cinco primeiros caracteres especificam o modelo de sensor que está sendo filmado. Espera-se que cada sensor que vier a ser construído tenha uma especificação própria. Todas as imagens de um mesmo sensor filmadas a qualquer tempo terão a mesma especificação. Exemplo: sensor endocárdico, para ventrículo esquerdo, tamanho 3, contendo 128 eletrodos. Especificação: "XYVE3". Todas as imagens feitas com este sensor terão estes cinco caracteres em seu nome.
- 2) O sexto caractere corresponde ao código do esquema sob o qual foi feita a filmagem do sensor, conforme a tabela 6. Todas as imagens feitas numa mesma sessão terão o mesmo código nesta sexta posição. Exemplo: utilizando o sensor especificado no parágrafo anterior num esquema de filmagem de 15 imagens, acrescenta-se o caracter "\$". Todas as imagens feitas segundo este esquema e com este sensor terão em seu nome a seqüência "XYVE3\$". Pode-se utilizar o mesmo sensor para fazer um outro conjunto (independente do anterior) composto de, por exemplo, 20 imagens. Estas 20 imagens terão em seu nome a seqüência "XYVE3~".
- 3) O sétimo caractere corresponde ao paralelo do sensor em que foi filmada aquela determinada imagem. É um número natural entre 0 e o número de paralelos filmados (exclusive). A paralelo 0 corresponde ao primeiro paralelo a ser filmado. O número máximo de paralelos filmados fica limitado a 10 (nos esquemas propostos de filmagem este número não ultrapassa 4).
- 4) O oitavo caractere é um número correspondente ao meridiano do sensor em que foi filmada a imagem. É um número natural que varia

entre 0 e o número máximo de meridianos filmados (exclusive). O número máximo de meridianos filmados fica limitado a 10 (nos esquemas propostos este número não ultrapassa 8).

Utilizando estas regras pode-se montar um conjunto de imagens de um mesmo sensor, sabendo-se exatamente quão extenso é este conjunto e qual a relação de vizinhança que as imagens mantêm entre si. Deste modo o programa gerador dos mapas pode apresentá-los corretamente.

A tabela 7 exemplifica a relação de vizinhança existente entre todas as imagens de um fictício sensor XYVE3, segundo um esquema de filmagem para 12 imagens. O processo é minuciosamente explicado a seguir: o sensor é montado no suporte e é escolhido um meridiano arbitrário para ser a "origem". O suporte aplica uma inclinação ao sensor de modo que a câmara de vídeo enquadre o primeiro paralelo a ser filmado. É feita uma tomada de imagem e roda-se o sensor 90° para a direita. Este passo é repetido mais três vezes, até que o sensor volte à posição inicial. Muda-se a inclinação do sensor para a tomada das imagens sob novo paralelo. Com a rotação do sensor conseguem-se quatro novas imagens. O mesmo procedimento é feito para o último paralelo a ser representado, perfazendo as 12 imagens previstas no esquema, com relação de vizinhança estritamente determinada entre si.

Tabela 7: Exemplo de um esquema de nomenclatura de arquivos de imagens.

XYVE3 23	XYVE3 22	XYVE3 21	XYVE3 20
XYVE3 13	XYVE3 12	XYVE3 11	XYVE3 10
XYVE3 03	XYVE3 02	XYVE3 01	XYVE3 00

O arquivo formato PCX fornecido pela placa Willow-TV® e seu programa não é exatamente o proposto pela ZSoft (que criou a especificação deste formato), principalmente devido à ausência da tabela estendida de cores, que é necessária para a correta representação de cores (e da escala de cinza) neste modo gráfico. A figura 15 mostra uma imagem digitalizada pela placa Willow-TV®, sem a tabela de cores. A tabela estendida é uma lista das 256 cores correspondentes aos valores que os elementos da imagem podem assumir. Assim, torna-se necessária a inclusão da mesma no arquivo, o que é descrito a seguir.



3.2.4. A tabela estendida de cores

Para serem utilizadas na confecção dos mapas de despolarização, as imagens digitalizadas sofrem algumas alterações. Inicialmente, promove-se a diminuição do número de tons de cinza, dos 256 disponíveis na imagem digitalizada para apenas 64, porque este é o número máximo de tons de cinza suportado pelos adaptadores VGA. Pode parecer paradoxal que um modo gráfico capaz de suportar o uso simultâneo de até 256 cores esteja limitado a 64 tons de cinza. Isto é explicado pela maneira como estas cores são constituídas.

Cada cor utilizada nos adaptadores gráficos VGA é definida (numa região específica da memória do computador reservada às operações de vídeo) pela soma de três registros que representam as cores básicas vermelho, verde e azul. É o chamado sistema RGB (*red, green, blue*) de composição de cores. Cada um destes registros tem uma palavra de 6 bits, podendo assumir 2^6 (ou seja, 64) valores diferentes. Os tons de cinza são obtidos misturando-se "quantidades" rigorosamente iguais dessas três cores básicas. Assim, a cor definida pelo trio [0,0,0] é o preto puro; pelo trio [63,63,63] é o branco puro; e entre estes dois extremos tem-se 62 tons intermediários de cinza. O adaptador VGA, embora tenha uma capacidade de gerar 262144 cores (correspondentes às possíveis combinações dos registros básicos), apresenta apenas 64 tons de cinza, que são utilizados na sua totalidade para representar a imagem digitalizada do sensor.

Com isto sobram na tabela estendida 192 entradas que são utilizadas para a colorização artificial do sensor, para a escala de cores (durante apresentação da onda de despolarização) e para o funcionamento dos diversos programas que compõem o sistema. Uma tabela estendida específica para o sistema de mapeamento é criada por um programa especialmente escrito para este fim, o BLD256. Esta tabela é composta de:

- 1) 32 cores-padrão do sistema operacional para uso do sistema (entrada de dados, mensagens ao usuário, cursor, montagem de janelas, etc...);
- 2) 64 cores que são eventualmente utilizadas para a colorização artificial da imagem;
- 3) 64 tons de cinza da imagem digitalizada;
- 4) 32 tons em amarelo e vermelho que servem para representar o atraso da frente de despolarização na superfície do sensor.

Sobram ainda 64 cores que não estão sendo utilizadas no momento, completando então as 256 cores permitidas pela tabela. A figura 16 mostra esta tabela de cores montada pelo programa BLD256.

O programa BLD256 foi originalmente escrito de modo que a confecção da escala de cinza levasse em conta o fator gama [Lindlay 1991]. Este é um fator de correção introduzido na confecção de uma escala de cinza que pretende compensar a não-linearidade existente na projeção dos tons de cinza no monitor do microcomputador e a não-linearidade da percepção dos mesmos pelo olho humano. A correção por fator gama tenta estabelecer uma relação linear entre o valor numérico de um registro de cor (correspondente a uma entrada da tabela estendida) e a luminância resultante da aplicação deste valor na tela do monitor. A aplicação do fator gama é feita da seguinte maneira:

Seja x o valor original de um registro e γ o valor do fator de correção. Pode-se achar o respectivo valor corrigido t com a aplicação da fórmula:

$$t = e^{\frac{\ln(x)}{\gamma}} \quad (1)$$

Para a obtenção de uma tabela de tons de cinza corrigida, aplica-se esta fórmula para as entradas correspondentes da tabela estendida. O valor do fator de correção varia geralmente entre 1 (sem correção) e 2,2 (correção máxima).

3.2.5. O processamento da imagem

Freqüentemente há necessidade de se processar a imagem obtida com o objetivo de melhorar sua qualidade. Por exemplo, pode ser feito um *histogram-stretching* que aumenta o contraste da imagem, corrige falhas de iluminação que porventura possam ocorrer na fase de filmagem do sensor e elimina variações no *background* da imagem.

O *histogram-stretching*, literalmente traduzido por "esticamento de histograma", também referido simplesmente por "aumento de contraste na imagem", é um procedimento básico no processamento clássico de imagens, incluído no subgrupo processamento de ponto [Lindlay 1991]. Dentre os diversos tipos de transformação de imagem que podem ser incluídos neste subgrupo tem-se: ajuste de brilho, negação da imagem, colorização por limiar e aplicação de pseudo-cor. O que há de comum a todos estes procedimentos (e o que define este subgrupo) é que os algoritmos envolvidos alteram o valor de um *pixel* (elemento de imagem) baseados apenas no seu valor original. Algoritmos incluídos em outro subgrupo, denominado processamento de área (ou de grupo), modificam o valor de um *pixel* na imagem baseados no valor original deste e nos

valores dos *pixels* ao redor do mesmo, na sua vizinhança. Neste subgrupo podem ser encontradas técnicas para filtragem espacial da imagem, convolução e detecção de bordas.

O *histogram-stretching* é um procedimento que visa otimizar o uso de uma escala de tons de cinza na apresentação da imagem, aumentando o seu contraste. Esta mudança no contraste aumenta aparentemente a qualidade da imagem, por um fenômeno puramente de percepção humana. A quantidade de informação contida na imagem não aumenta e, na maioria das vezes, até diminui.

Verifica-se empiricamente que uma imagem digitalizada utiliza apenas um pequeno trecho restrito da escala de cinza, o que pode ser visto na figura 17. Tem-se, neste caso, uma imagem com pouco contraste, porque valores adjacentes na escala apresentam pouca diferença de luminosidade entre si. O aumento de contraste na imagem é obtido quando se força o uso de toda escala de cinza na representação desta imagem.

O algoritmo de *histogram-stretching* é descrito a seguir [Moura Jr 1988]. Considere uma imagem P formada por n *pixels*, de P_1 a P_n . Cada *pixel* em P pode assumir um valor entre V_{min} e V_{max} (no caso do sistema estes valores são 0 e 63, respectivamente) que corresponde a uma entrada na escala de tons de cinza. Escolhem-se dois valores chaves para a execução do *stretching*, um limiar superior L_{sup} e um inferior L_{inf} , tal que:

$$V_{min} \leq L_{inf} < L_{sup} \leq V_{max}. \quad (2)$$

Obtem-se uma imagem modificada Q , do mesmo tamanho que a original e composta pelos *pixels* Q_1 a Q_n , aplicando-se, para i variando de 1 a n , o seguinte conjunto de regras:

$$\text{se } P_i \leq L_{inf} \text{ então } Q_i = V_{min}, \quad (3)$$

$$\text{se } P_i \geq L_{sup} \text{ então } Q_i = V_{max}, \quad (4)$$

$$\text{se } L_{inf} < P_i < L_{sup} \text{ então } Q_i = (P_i - L_{min}) \times \left(\frac{V_{max} - V_{min}}{L_{sup} - L_{inf}} \right). \quad (5)$$

A intensidade do aumento de contraste é definida pela escolha dos limiares L_{inf} e L_{sup} . Essa escolha pode ser automática ou manual (interativa). Um programa escrito para efetuar o processamento da imagem neste projeto, o CONVERT, faz *histogram-stretching* a partir de valores de limiar escolhidos de uma ou outra forma.

Para auxiliar o usuário na escolha dos valores, no caso de ser escolhido o método manual, é montado um histograma de distribuição dos valores de cinza na imagem. Este histograma é um gráfico bidimensional que relaciona o número de ocorrências de um valor de *pixel* com os valores que os *pixels* podem assumir.

A colocação da tabela estendida de cores no arquivo de imagem (transformando-o realmente em um arquivo padrão PCX proposto pela ZSoft), a redução da profundidade em *bits* e o *histogram-stretching* desta imagem são funções realizadas pelo programa CONVERT.

O programa pode ser configurado no momento da sua chamada de modo a permitir:

- 1) O processamento em lote do conjunto de imagens do sensor, sem a necessidade da presença de um supervisor humano (se a escolha dos limiares para o *histogram-stretching* for automática). Em ambientes multitarefa este processamento pode ser executado em *background*, liberando a máquina e usuário para outras tarefas;
- 2) A visualização dos arquivos à medida em que são processados;
- 3) A determinação interativa do nível de *histogram-stretching* a ser realizado - a imagem pode ser processada diversas vezes até atingir qualidade satisfatória (neste caso é feita escolha manual dos limiares).

A figura 17 mostra uma imagem digitalizada, com a tabela estendida de cores já aplicada, prestes a sofrer o processo de *histogram-stretching* interativo. Vê-se em primeiro plano o histograma de distribuição tonal desta imagem. Na figura 18 a mesma imagem é mostrada após o processamento.

3.2.6. A colorização artificial do sensor

O conjunto de imagens em formato PCX padrão, obtido nas etapas descritas anteriormente, pode ser trabalhado em qualquer sistema comercial de edição de imagens tipo *bitmapped*, visando a demarcação de detalhes na superfície do sensor que auxiliem o cirurgião no processo de posicionamento deste sensor no coração em estudo.

O sensor apresenta em sua superfície, além dos eletrodos, sinais ou marcas de referência codificados por cores e/ou padrão geométrico. Uma codificação feita exclusivamente por código de cores pode ser inútil quando este sensor for utilizado num campo cirúrgico eventualmente inundado por sangue. É nestas marcas, aplicadas durante

o processo de fabricação do sensor, que o cirurgião vai se basear para transferir, na prática, a informação apresentada na tela do microcomputador para a realidade anatômica do miocárdio.

A idéia é utilizar um programa de edição de imagens mapeadas *bit-a-bit* (no caso deste projeto, foi escolhido o programa PaintBrush IV Plus®, da ZSoft) para destacar na imagem cinza digitalizada do sensor as marcas de referência, se possível aplicando a cor original das mesmas. A figura 19 mostra uma possível aplicação de cores e letras na imagem.

Outros recursos estão freqüentemente disponíveis neste tipo de programa, como, por exemplo, realce de bordas e remoção de *background*, mas o uso destes recursos não se mostrou necessário, uma vez que a qualidade da imagem nesta fase já é satisfatória.

3.2.7. A máscara de eletrodos

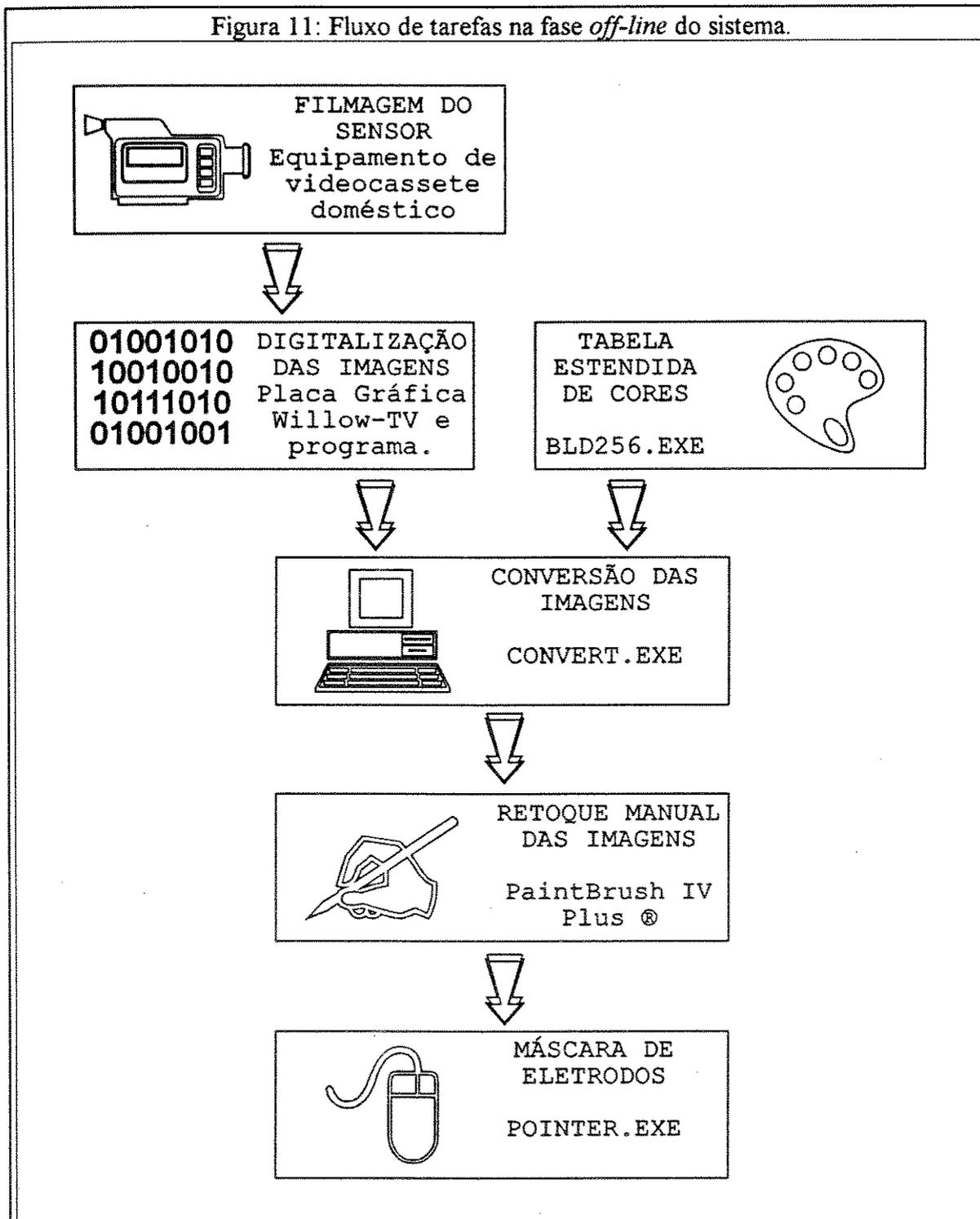
As imagens preparadas segundo o método acima descrito formam a base dos mapas de despolarização. Falta, entretanto, um elo de ligação entre a imagem do sensor que estará sendo mostrada na tela do microcomputador e a tabela dos atrasos detectados na frente de despolarização para cada eletrodo captante (tabela esta que é preparada no tempo cirúrgico, pelo programa de aquisição e processamento do sinal elétrico).

Este elo de ligação é feito por uma máscara de posição de eletrodos, que é preparada para cada imagem. Esta máscara indica a posição e identifica todos os eletrodos visíveis em uma determinada imagem. No momento da confecção dos mapas, após a aquisição e processamento dos sinais elétricos, é colocada na tela uma imagem de um ângulo qualquer do sensor. Através da máscara de eletrodos pode-se apresentar o atraso da onda de despolarização nas diversas regiões da imagem através de uma escala de cores.

A máscara de posição dos eletrodos é feita utilizando-se um programa especialmente escrito para este fim, o POINTER, que mostra uma imagem do sensor na tela. O usuário, munido de um dispositivo apontador (tipo *mouse*) e de uma planta de construção do sensor (fornecida pela Divisão de Bioengenharia do InCor), define a posição e identifica os eletrodos visíveis naquela imagem. Este procedimento deve ser repetido para todas as imagens e como resultado obtém-se tantos arquivos-máscara quantas forem as imagens processadas.

O programa POINTER permite adicionar novos eletrodos a uma máscara já existente, assim como retirá-los. O programa faz checagem de consistência dos dados: emite uma advertência se forem definidos dois eletrodos com a mesma identificação (cada eletrodo é definido por um número entre 0 e 255, correspondendo a cada canal de aquisição). Este programa também assinala na imagem os eletrodos que já foram definidos na sessão, evitando a confusão que surgiria na confecção de máscaras contendo dezenas de eletrodos. A figura 20 mostra um momento da montagem da máscara de eletrodos pelo programa POINTER.

A conclusão desta última etapa equivale ao término da fase *off-line* do projeto, que é a fase de preparação do sistema que possibilita a construção dos mapas de despolarização. A figura 11 mostra o fluxo da informação desta fase.

Figura 11: Fluxo de tarefas na fase *off-line* do sistema.

3.3. Edição e apresentação do conjunto de sinais

A aquisição dos dados é feita pelo programa LERAD256 (Sérgio Furuie, Divisão de Informática, InCor-HCFMUSP, São Paulo), que inicializa a placa conversora analógico-digital com parâmetros fornecidos pelo usuário, como número de canais utilizados (em módulos de 16 canais), frequência de amostragem, número de amostras e resolução em *bits* para a conversão. Este programa não permite a apresentação dos sinais na tela durante o processo de aquisição. Para a aquisição, os valores da diferença de potencial elétrico entre cada eletrodo presente no sensor e um eletrodo de referência são amostrados a uma frequência de 1000 Hz, em 12 *bits* de resolução. O resultado final é um conjunto de vetores representados internamente na memória do computador como inteiros de 16 *bits*. A partir deste ponto, a informação temporal é dissociada dos dados, assim como a informação elétrica. Todo processamento posterior do sinal é feito sobre este conjunto de vetores.

Os dados são colocados na memória do microcomputador por DMA (*direct memory access*, ou acesso direto à memória), o que possibilita a alta frequência de amostragem utilizada no sistema. Ao final da aquisição os dados são gravados em um arquivo no disco rígido ou em um disco virtual emulado pela memória RAM. Esta última opção acelera significativamente o processo de gravação e leitura dos dados, a despeito de um maior risco de perda dos dados por interrupção do funcionamento normal do microcomputador (queda de energia, corrupção da memória).

O programa DISP256 lê o arquivo de dados e apresenta na tela o conjunto de sinais, em módulos de 8 ou 16 canais. São características deste programa:

- 1) Fornecer rapidamente a representação da totalidade (e trechos selecionados) do sinal captado em até 16 canais escolhidos previamente, e que sejam significativos para que seja feita a decisão entre realizar nova aquisição ou utilizar os dados correntes para a feitura dos mapas tridimensionais.
- 2) Permitir a visualização simultânea dos sinais captados em 8 ou 16 canais correspondentes a qualquer módulo amplificador (até o máximo de dezesseis módulos, perfazendo um total de 256 canais passíveis de serem apresentados). Pode-se escolher o instante inicial a ser apresentado, bem como a extensão do trecho ("janela"), em milissegundos.

- 3) Permitir a exclusão manual de qualquer canal amostrado dos cálculos do atraso da onda de despolarização, por apresentar artefatos de aquisição que impeçam estes cálculos.
- 4) Permitir a visualização de qualquer trecho de um sinal em modo aumentado e detalhado (função *zoom*).
- 5) Fornecer um arquivo ASCII contendo os valores adquiridos pelo conversor analógico-digital para um determinado canal. Este tipo de arquivo pode ser lido por qualquer pacote matemático de análise.

Dentre outras características de menor importância, o programa otimiza o tempo gasto para a exibição dos sinais em função da resolução horizontal máxima do monitor utilizado, faz ajuste automático de linha de base durante a leitura do arquivo de dados e permite a alteração de ganho para a exibição simultânea de cada grupo de 16 canais.

Uma versão deste programa foi acoplada ao programa de aquisição de sinais LERAD256, de modo a permitir um rápido acesso à visualização do sinal após a sua aquisição e o retorno instantâneo à rotina de aquisição, em caso de rejeição do conjunto de sinais. Esta nova versão perdeu alguns dos recursos acima descritos, em prol de uma utilização mais econômica da memória disponível no microcomputador - há necessidade de compartilhar a sessão com o programa de aquisição e com os próprios dados adquiridos.

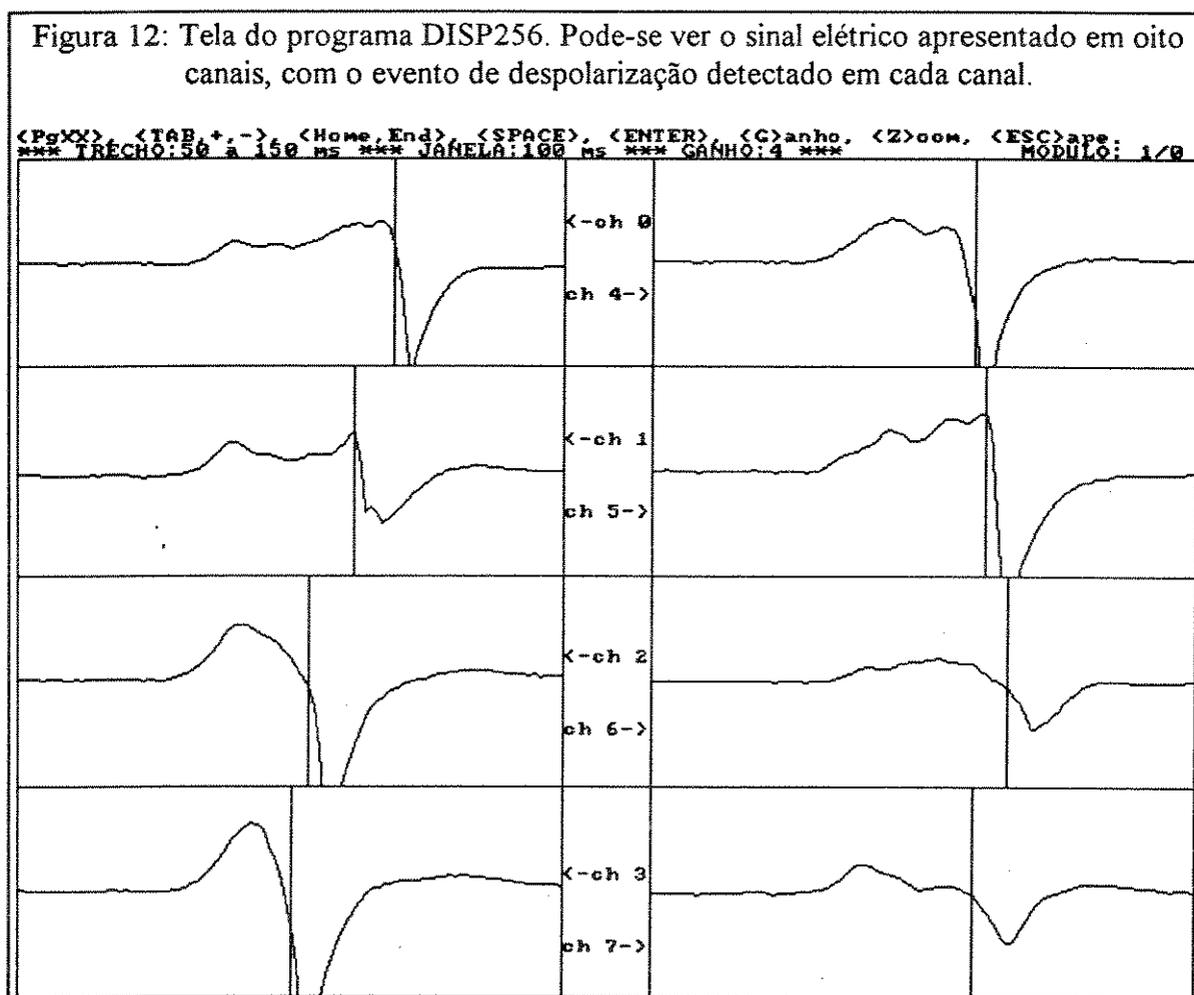
3.4. Determinação da frente de onda de despolarização

A rotina de determinação da frente de onda está implementada no próprio programa DISP256. Para colocá-la em funcionamento o usuário deve:

- 1) Promover a visualização de todos os sinais captados, avaliando a qualidade do conjunto de sinais obtido. Caso decida-se pela não utilização dos sinais, procede-se a nova aquisição.
- 2) Escolher o trecho do sinal que será submetido a este algoritmo. O usuário eletrofisiologista deve selecionar, a partir da totalidade do sinal captado, o menor trecho de sinal que contenha um e apenas um evento de despolarização. É importante que este trecho de sinal seja o menor possível, pois esta medida implica em maior velocidade de processamento.

- 3) Excluir os sinais que não apresentam qualidade satisfatória para serem submetidos ao algoritmo de detecção. Estes sinais são, na maioria dos casos, provenientes de eletrodos que não conseguiram um bom contato elétrico com a superfície cardíaca adjacente.
- 4) Aplicar o algoritmo e modificar manualmente, se necessário, os valores do instante de detecção do evento de despolarização.

O programa DISP256 conta com as ferramentas necessárias para a execução dos passos acima. A figura 12 mostra um conjunto de sinais adquiridos durante experimento em cão, com o evento de despolarização identificado automaticamente para cada canal.



Alguns métodos originalmente desenvolvidos para a detecção de QRS em trechos de eletrocardiogramas de superfície foram adaptados para uso neste sistema. A

detecção dos complexos QRS é uma tarefa realizada atualmente pela grande maioria dos sistemas de processamento automatizado de sinal eletrocardiográfico. Este procedimento é considerado fundamental para a extração de informação pertinente à frequência cardíaca, o que permite aos aparelhos de monitoração cardíaca detectar alguns tipos de alterações do ritmo cardíaco.

A detecção do complexo QRS é facilitada pela própria morfologia do sinal eletrocardiográfico: o evento elétrico correspondente à despolarização ventricular maciça destaca-se do sinal tanto pela sua amplitude em relação à linha de base, como também pelo seu elevado conteúdo em frequência, entre 10 e 30 Hz [Goovaerts 1976]. A amplitude de um complexo QRS é pelo menos 5 vezes maior que a amplitude dos outros eventos presentes no sinal (ondas P, T e, eventualmente, U) e ocorre num intervalo de tempo equivalente a um décimo do período de um ciclo cardíaco completo [Ganong 1983].

Convém salientar a grande semelhança dos eventos QRS em eletrocardiogramas comuns em relação ao evento despolarização miocárdica nos sinais captados pelo sistema. Daí a escolha em se adaptar às necessidades do projeto um método para detecção de ondas QRS em eletrocardiogramas de superfície. Diversos métodos têm sido implementados para este fim. Estes métodos dividem-se em três grandes grupos [Ligtenberg 1983]:

- 1) Reconhecimento de padrões: técnicas que tentam comparar o trecho do sinal em estudo com modelos de ondas QRS armazenados na memória do computador.
- 2) Análise sintática do sinal: algoritmos que identificam um evento QRS quando conseguem correlacionar a forma de onda do trecho de sinal analisado com o mecanismo fisiológico envolvido na despolarização ventricular.
- 3) Cruzamento de limiar: métodos de análise numérica do sinal.

Este último grupo contém os métodos mais simples (e também os mais utilizados) para detecção de QRS e baseiam-se nas características morfológicas do evento QRS (grande amplitude e conteúdo em frequência elevado). Nestes métodos estas características são ressaltadas e quantificadas. Um trecho do sinal é considerado como sendo um complexo QRS se o "valor" atribuído a essas características ultrapassar um determinado limiar.

Dos métodos estudados, dois em particular puderam ser aplicados ao problema e foram efetivamente implementados: Ahlstrom & Tompkins [Ahlstrom 1983], baseado no cálculo de primeira e segunda derivadas e Okada [Okada 1979], que utiliza técnicas de filtragem digital. Recentemente foram descritos métodos específicos para detecção do evento de despolarização em eletrogramas unipolares, similares ao método de Ahlstrom & Tompkins, porém mais sensíveis a artefatos de aquisição presentes no sinal [Blanchard 1989].

O método utilizado foi o de Ahlstrom & Tompkins modificado por Friesen [Friesen 1990], devido à elevada velocidade de resposta oferecida, o que é crucial quando se tem 256 canais para serem processados. Embora a diferença de velocidade entre os dois algoritmos acima varie muito de acordo com a máquina utilizada para o teste, o método escolhido sempre foi mais rápido que o de Okada, além de requisitar uma menor quantidade de memória para seu processamento.

O método de Ahlstrom & Tompkins parte do sinal digitalizado e armazenado na memória do computador e calcula a primeira e segunda derivadas desse sinal, que são alisadas e somadas. É calculado um valor limiar que, aplicado ao sinal resultante, identifica o complexo QRS (ou a frente de despolarização). As derivadas são calculadas pelo método de diferença central de três pontos e sofrem um alisamento pelo método de Hanning [Tompkins 1981], como explicado a seguir:

Seja $X = [X(0), X(1), X(2), \dots, X(n-1)]$ um vetor unidimensional que contém n valores amostrados do sinal proveniente de um eletrodo específico em estudo. A primeira derivada em módulo é calculada e alisada:

$$Y0(i) = |X(i+1) - X(i-1)|, \text{ para } 0 < i < n-1. \quad (6)$$

$$Y1(i) = \frac{Y0(i-1) + 2.Y0(i) + Y0(i+1)}{4}, \text{ para } 1 < i < n-2. \quad (7)$$

O mesmo é feito em relação à segunda derivada:

$$Y2(i) = |X(i+2) - 2.X(i) + X(i-2)|, \text{ para } 1 < i < n-2. \quad (8)$$

$$Y3(i) = \frac{Y2(i-1) + 2.Y2(i) + Y2(i+1)}{4}, \text{ para } 2 < i < n-3. \quad (9)$$

O resultado destas duas operações é somado:

$$Y4(i) = Y1(i) + Y3(i), \text{ para } 2 < i < n-3. \quad (10)$$

São calculados dois limiares a partir do maior valor encontrado neste vetor. Os valores foram originalmente escolhidos empiricamente por Friesen por oferecerem maior especificidade e sensibilidade na detecção de complexos QRS, mas neste sistema foram modificados:

$$L_1 = 0.5 \text{ MAX}[Y_4]. \quad (11)$$

$$L_2 = 0.1 \text{ MAX}[Y_4]. \quad (12)$$

O vetor tem seus elementos analisados e um evento de despolarização é considerado existente na posição i do vetor quando satisfeitas as seguintes condições:

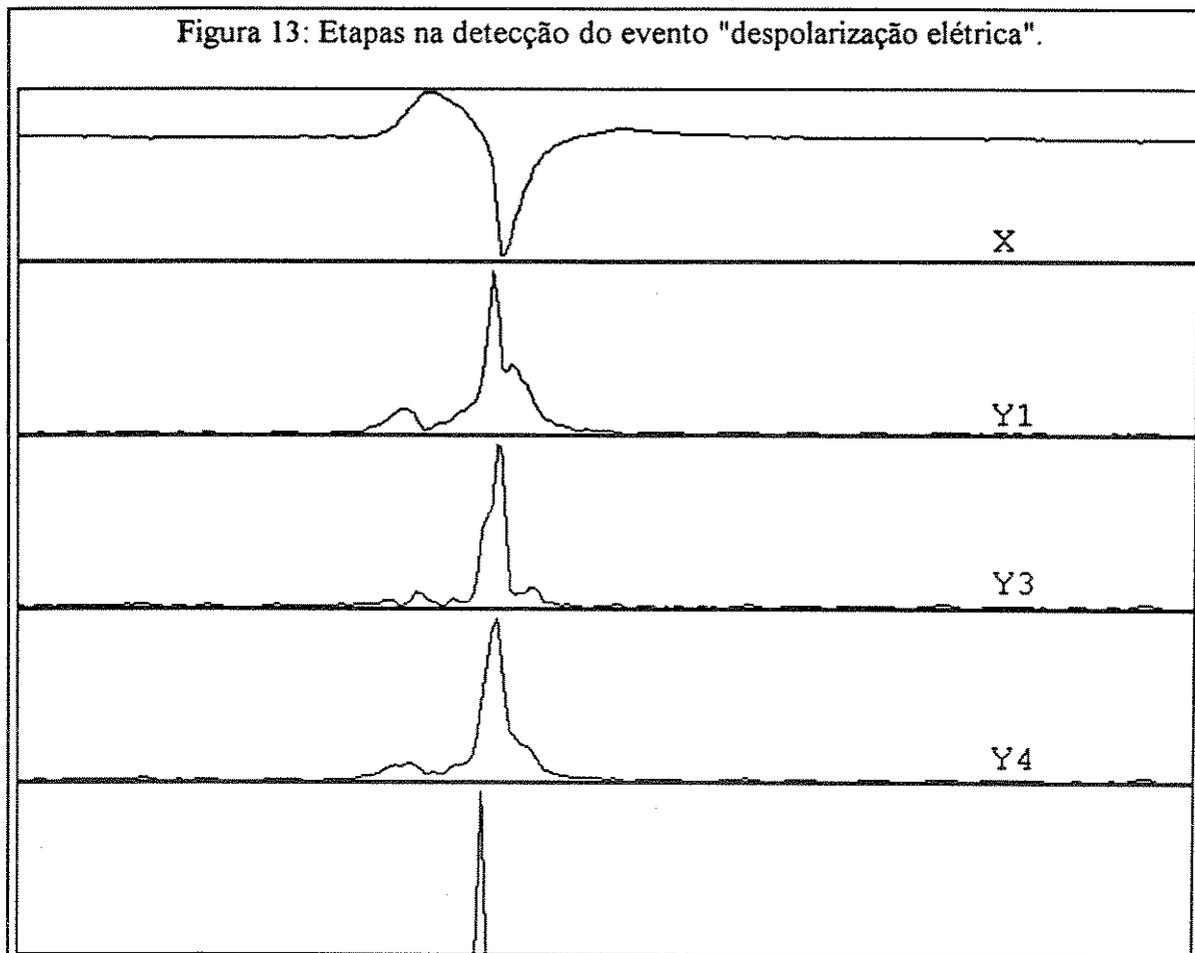
$$Y_4(i) \geq L_1, \quad (13)$$

e

$$Y_4(i+1), Y_4(i+2), Y_4(i+3), \dots, Y_4(i+6) > L_2, \text{ para } 2 < i < n-3. \quad (14)$$

Pode-se observar na figura 13 o resultado gráfico da aplicação das regras acima sobre um trecho de sinal captado em experimento com cão. Nesta figura, cada janela mostra a representação gráfica dos vetores obtidos nas equações acima. A janela superior mostra o sinal original, já amostrado. As janelas inferiores mostram os diversos vetores que são calculados. A janela no extremo inferior mostra o ponto que foi considerado como sendo o "evento de despolarização" - é o ponto que satisfaz as condições (12) e (13).

Conhecendo-se a posição do vetor original onde há um evento de despolarização, pode-se calcular, para cada canal, o valor do atraso da frente de onda de despolarização em relação a um referencial distante. Estes valores são ordenados e o resultado é uma lista que informa, numa seqüência temporal, os eletrodos que foram "atravessados" pela frente de despolarização. Esta lista é que será utilizada para a confecção dos mapas de despolarização, na próxima etapa do exame.



3.5. Apresentação dos mapas tridimensionais

O programa VISUAL é a peça de *software* que faz a integração de todas as informações geradas pelos diversos programas nas fases iniciais do exame. É este o programa que apresenta na tela do computador, já no ambiente cirúrgico, os mapas de despolarização sobrepostos às imagens digitalizadas do sensor.

As informações necessárias ao seu funcionamento podem ser encontradas numa série de arquivos construídos pelos programas auxiliares. Alguns destes arquivos são construídos na fase *off-line* do ensaio e pelo menos um é criado no tempo cirúrgico (*on-line*). A tabela 8 apresenta um resumo dos arquivos utilizados pelo programa VISUAL. O fluxo de informações na fase *on-line* pode ser visto na figura 14.

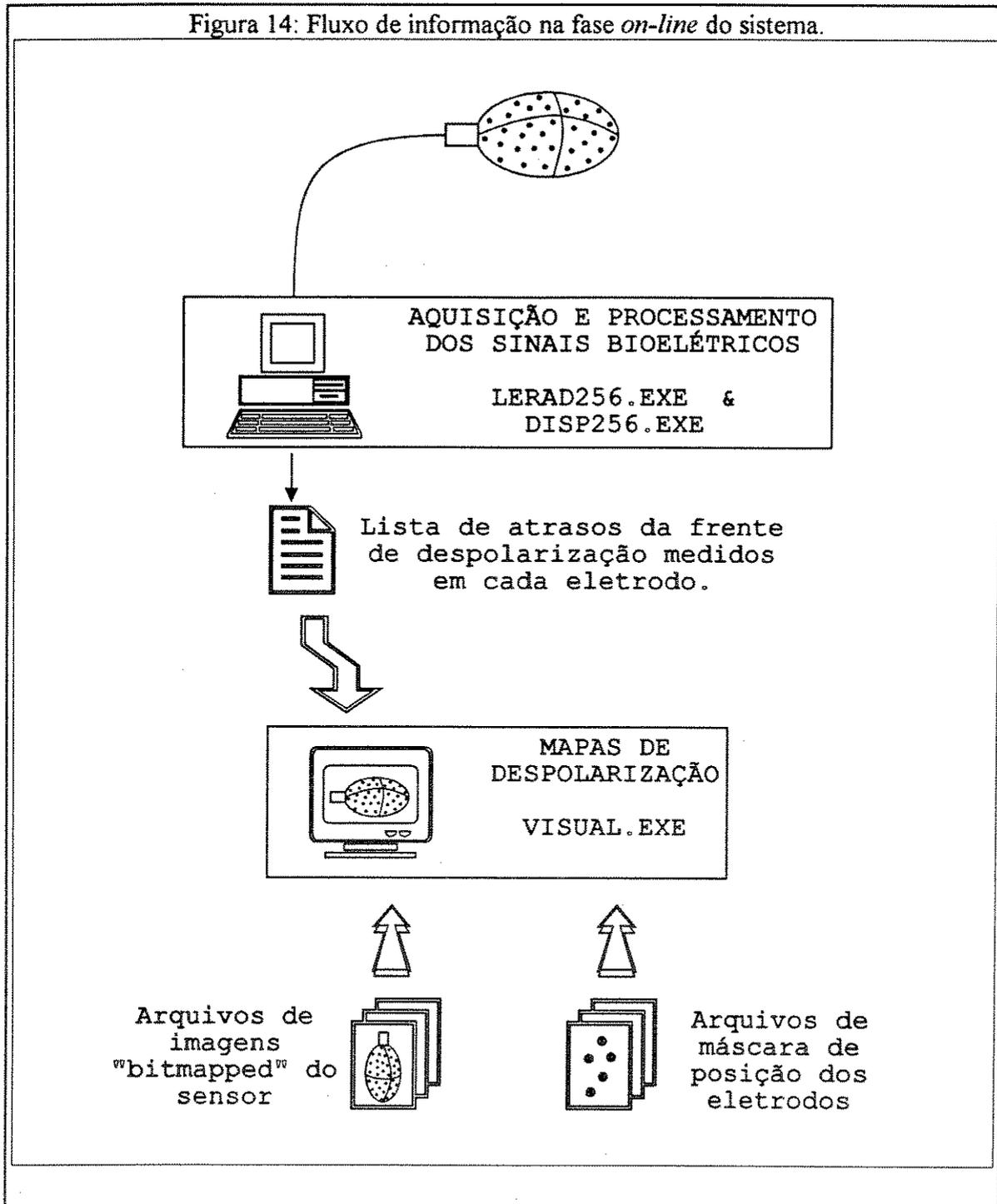
Figura 14: Fluxo de informação na fase *on-line* do sistema.

Tabela 8: Arquivos utilizados pelo programa VISUAL

arquivo	programa gerador	fase de criação	conteúdo do arquivo
*.PAL	BLD256	<i>off-line</i>	a tabela estendida de cores
*.PCX *.RAW	CONVERT	<i>off-line</i>	as imagens digitalizadas do sensor
*.PNC	POINTER	<i>off-line</i>	a máscara de eletrodos para cada imagem digitalizada
*.POT	LERAD256 DISP256	<i>on-line</i>	tabelas dos atrasos nos potenciais de despolarização elétrica no conjunto de sinais captados.

O programa VISUAL é chamado automaticamente após ter sido feita a leitura e processamento do sinal elétrico (pelos programas LERAD256 e DISP256, respectivamente). A única informação que precisa ser fornecida ao programa é o nome do sensor que está sendo utilizado na cirurgia. O nome do sensor deve conter nas primeiras cinco posições a especificação do modelo do sensor e na sexta posição o código correspondente ao esquema de filmagem, como explicado anteriormente (tabela 6). O programa procura esta informação de três maneiras distintas, na seguinte ordem:

- 1) Por meio de um argumento na linha de comando ao ser chamado o programa;
- 2) Pelo valor de uma variável de ambiente denominada SENSOR;
- 3) Por pergunta interativa ao usuário.

Estando de posse do nome do sensor, o programa faz a leitura da tabela estendida de cores e da tabela dos atrasos nos potenciais de despolarização. É o momento de apresentar na tela a imagem do sensor. A imagem correspondente à origem do sistema de coordenadas esféricas é lida e colocada na tela. Pode-se escolher qualquer imagem do esquema de filmagem utilizando-se das teclas de seta.

A máscara de eletrodos relacionada à imagem corrente é lida e a posição correspondente a cada eletrodo na imagem do sensor recebe uma pequena marca cuja cor depende do atraso na frente de despolarização verificado para o eletrodo em questão, conforme explicado a seguir.

Seja *AtrasoMax* o valor, em milissegundos, do maior atraso verificado para determinado ensaio, *NumCores* o número de cores disponíveis para a representação do mapa de despolarização. Acha-se a *CorElet* (cor de cada eletrodo, variando de 0 a *NumCores-1*) para um eletrodo cujo atraso foi *AtrasoElet* através da fórmula:

$$CorElet = \frac{AtrasoElet \times (NumCores - 1)}{AtrasoMax} \quad (15)$$

A aplicação deste algoritmo leva à imagem representada na figura 21, que corresponde ao resultado final deste sistema. Nesta imagem, o ponto mais claro corresponde à localização do foco ectópico detectado.

Uma rotina de animação simula a passagem da frente de despolarização pela superfície do sensor, fazendo com que cada entrada na tabela de cores transforme-se, momentaneamente, numa cor predeterminada. Alguns passos desta rotina de animação podem ser vistos nas figuras 22 (a) - (e).

Um recurso cuja implementação mostrou-se necessária é o de quantização da animação. A idéia é determinar o número de passos nos quais é feita esta animação. Inicialmente o programa VISUAL faz a animação (a passagem completa de uma frente de onda pela imagem do sensor mostrada na tela) em 32 passos. Este valor pode ser reduzido para 16, 8 ou 4 passos, conforme a necessidade do cirurgião-eletrofisiologista.

3.5.1. Otimizando o tempo de processamento

O programa VISUAL enfrenta praticamente apenas um problema quando é utilizado num microcomputador conforme especificado no projeto: o tempo de processamento, que é limitado pelo processador da máquina (no caso, um Intel 386DX-33 MHz). Há, em contrapartida, grande quantidade de memória disponível, tanto em disco rígido (80 *Mbytes*) como na RAM (8 *Mbytes*).

Conforme explicado anteriormente, o princípio básico de funcionamento do programa VISUAL consiste na leitura das diversas imagens do sensor. Originalmente estas imagens estavam disponíveis apenas no formato PCX, o que exigia a decodificação pelo método RLL (*Run Length Limited*) durante a leitura do arquivo. A tabela estendida de cores naturalmente presente na estrutura do arquivo PCX também precisava ser obrigatoriamente lida, para cada mudança de imagem. O tempo gasto nestas duas pequenas tarefas, embora fosse pouco, não era imperceptível e usualmente causava um atraso na apresentação das imagens, dando a impressão de haver um falha de sincronização entre o apertar das teclas de seta e o movimento aparente do sensor na tela.

A solução encontrada consiste em realizar a decodificação RLL de todos os arquivos de imagem PCX no tempo *off-line* do ensaio. O resultado é a existência, para cada arquivo PCX, de um arquivo "bruto" de imagem (cuja extensão é .RAW), composto de 64000 *bytes*, correspondentes a uma tela VGA completa, em modo 013H - 320 colunas por 200 linhas, a 256 níveis de profundidade. Este arquivo RAW pode ser lido e apresentado no monitor através de funções de manipulação de entrada/saída de baixo nível (para dados não-formatados) existentes na linguagem C. A tabela estendida de cores só é lida uma vez, no início do processo. A mudança de imagem é nitidamente mais rápida neste caso e torna-se virtualmente instantânea quando se usa a memória RAM como disco virtual ou como *cache* do disco.

Esta pré-decodificação dos arquivos PCX é feita por uma rotina implementada no programa CONVERT e deve ser feita após todos os passos previstos originalmente no processamento de imagem (aquisição ou filmagem, digitalização, ajuste de histograma e colorização artificial).

Finalizando, o programa VISUAL pode ser configurado na fase de compilação para trabalhar com arquivos PCX ou RAW.

Figura 15: Imagem digitalizada pela placa Willow-TV.

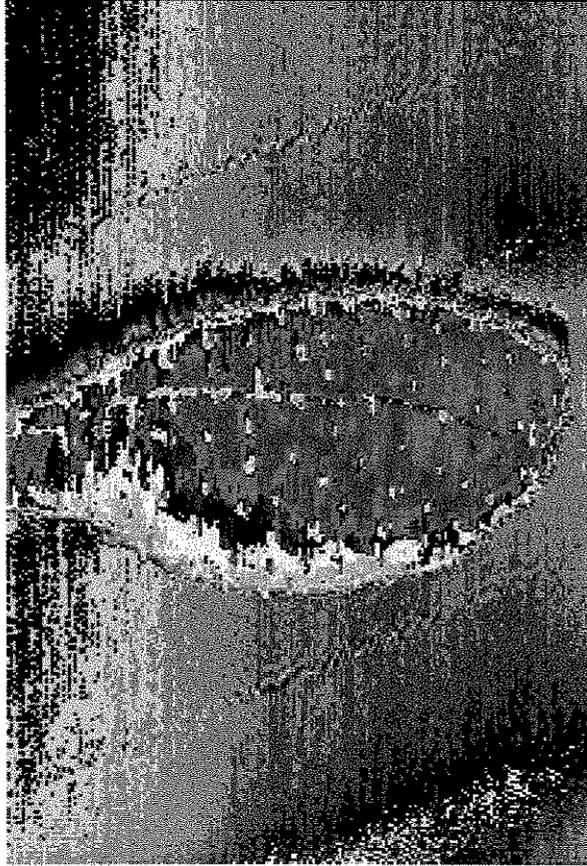


Figura 16: Tabela de cores produzida pelo programa BLD256.

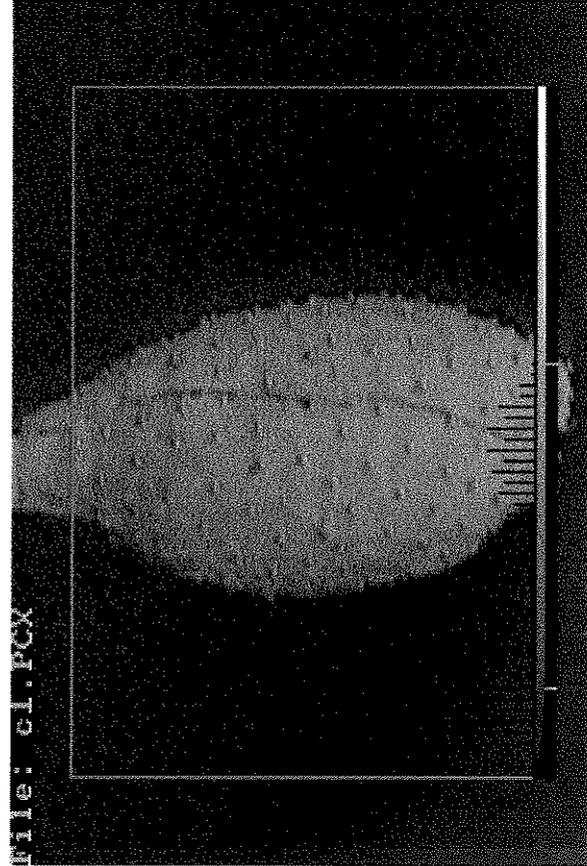
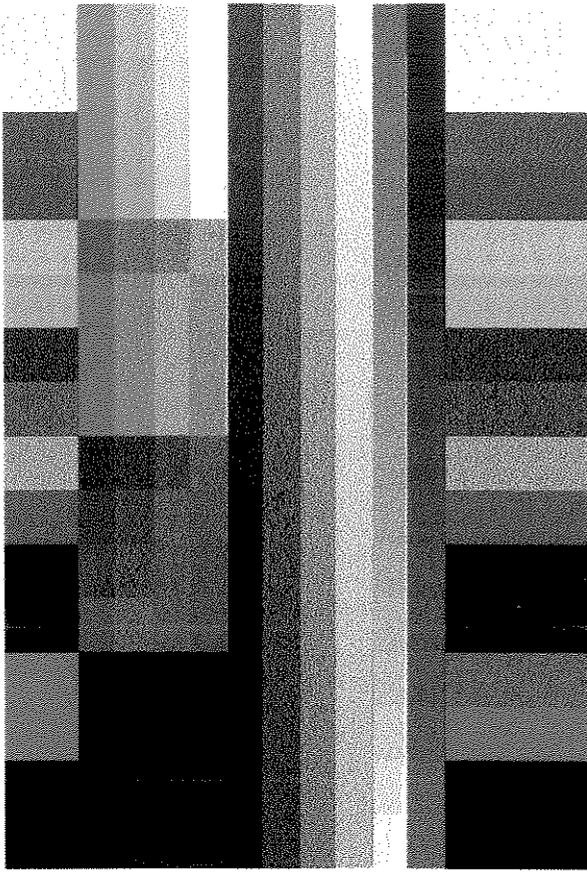


Figura 17: Imagem antes do ajuste de histograma.

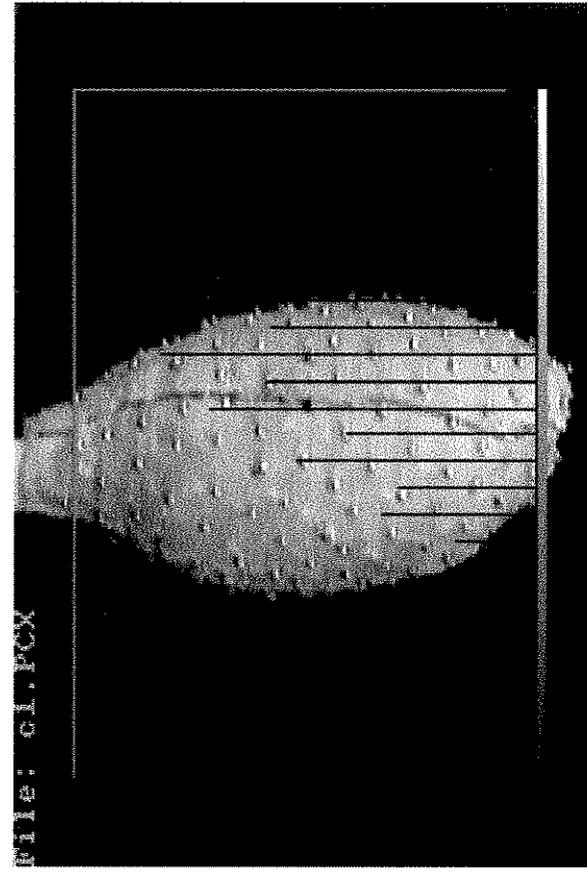


Figura 18: Imagem após correção do contraste.

Figura 19: Retoque manual da imagem.

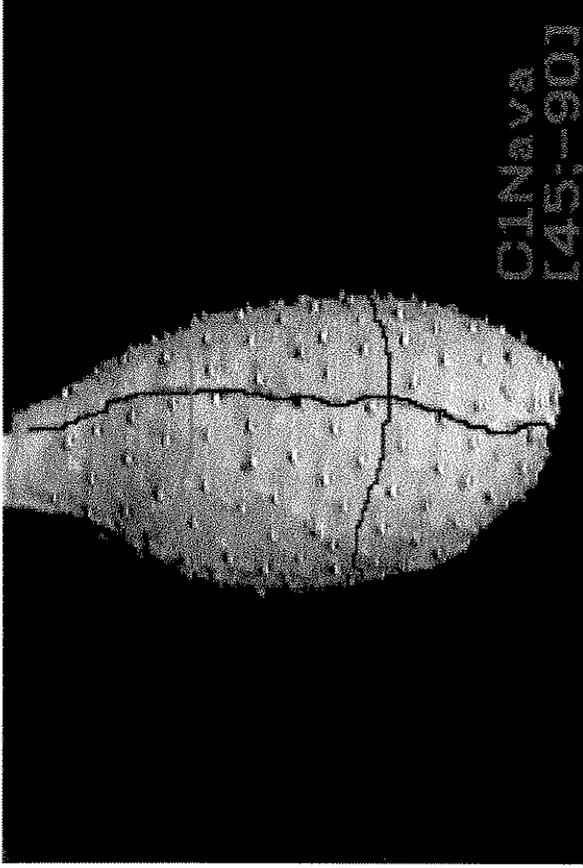


Figura 20: Um momento na confecção da máscara de eletrodos.

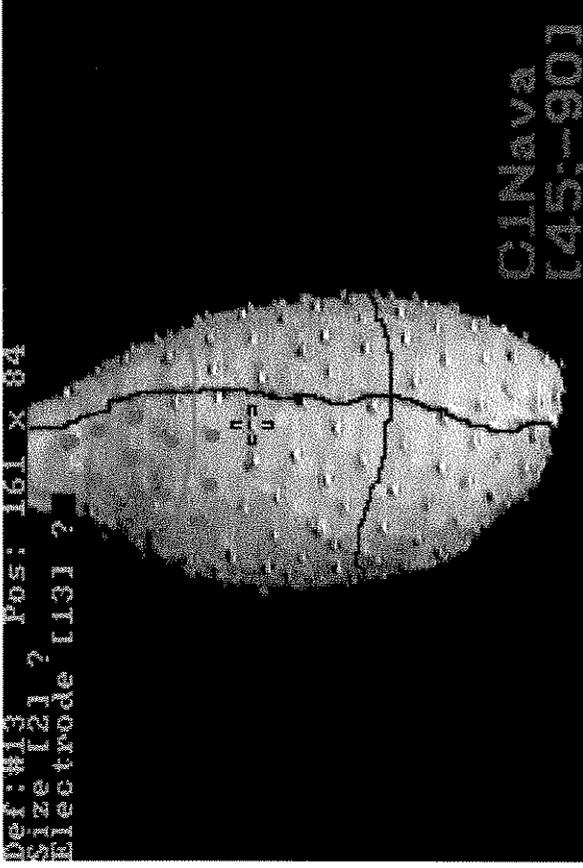


Figura 21: Resultado final do sistema - o foco ectópico localizado.

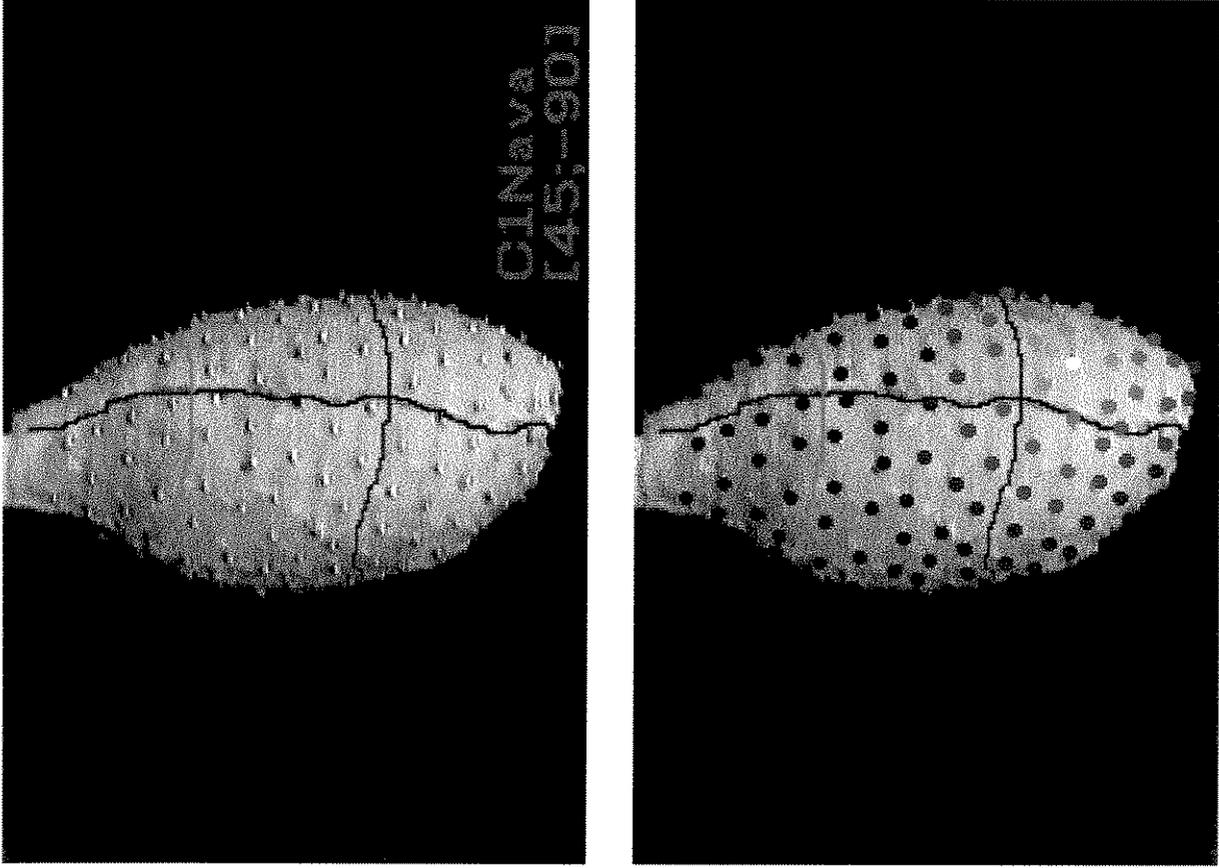


Figura 22(a): Sequência de animação da onda de despolarização.



Figura 22(b): Sequência de animação da onda de despolarização.

Figura 22(b): Sequência de animação da onda de despolarização.

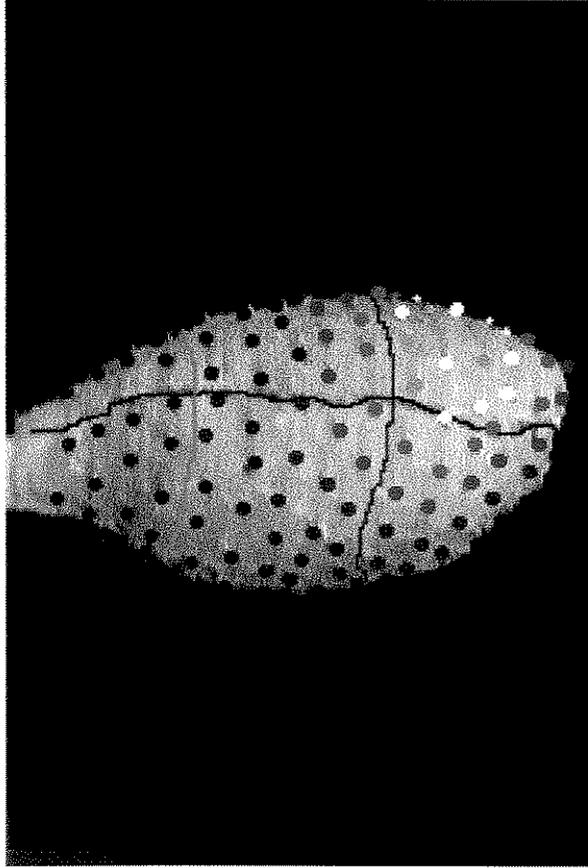


Figura 22(c): Sequência de animação da onda de despolarização.

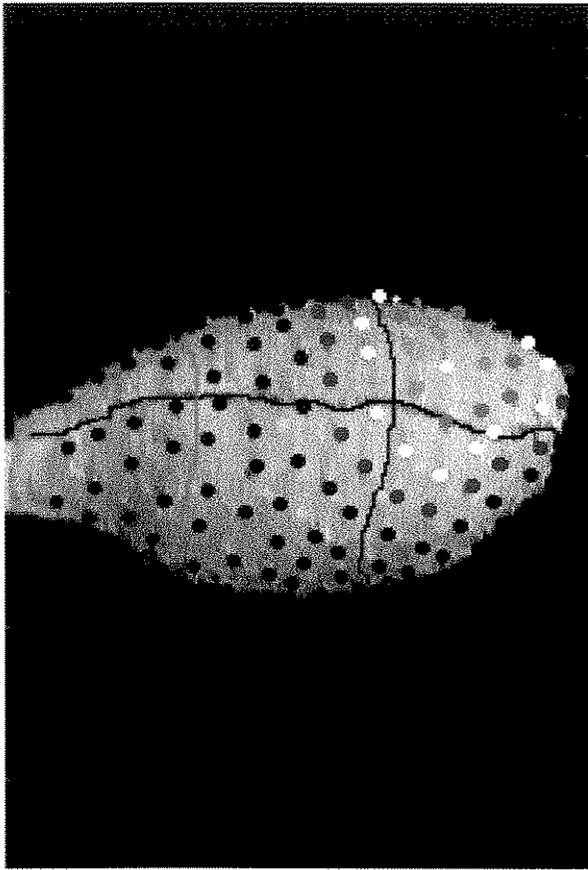


Figura 22(d): Sequência de animação da onda de despolarização.

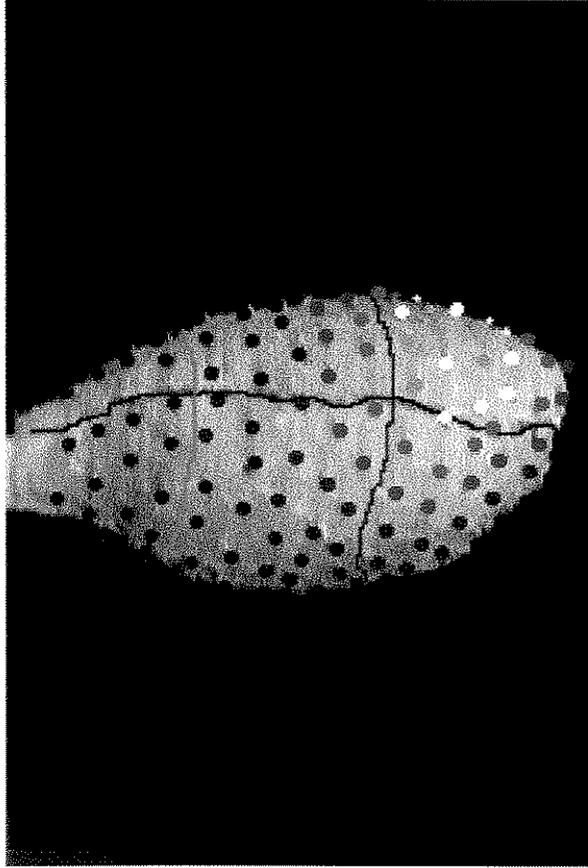
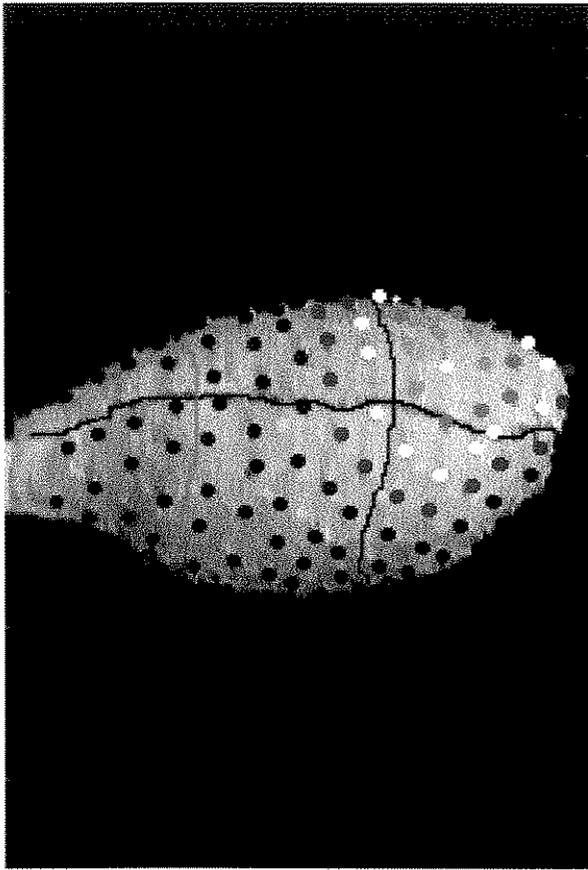


Figura 22(e): Sequência de animação da onda de despolarização.



4. Resultados

Os diversos componentes do "Sistema Computadorizado para Mapeamento Elétrico do Miocárdio em Tempo Real Durante Cirurgia" foram desenvolvidos paralelamente por grupos de trabalho relativamente independentes dentro do InCor. Alguns subsistemas tiveram que ser finalizados antes que outros, justamente por existir uma seqüência lógica na realização de um exame. Por exemplo, os sensores foram construídos antes dos amplificadores, que por sua vez foram construídos antes do aparato multiplexador. À medida que estes subsistemas ficavam prontos iniciavam-se os testes.

4.1. Teste das rotinas da fase *off-line*

O protocolo de testes dos programas relacionados com a confecção dos mapas durante a fase *off-line* (BLD256, CONVERT e POINTER) é baseado na expectativa destes programas em realizar as tarefas a que se propõem, de forma encadeada e progressiva, dado que os dados de entrada de cada programa consistem nos dados de saída do programa logicamente anterior. O protocolo proposto consiste inicialmente na escolha de um esquema de mapas para ser apresentado (tabela 6). Deve ser feita então a filmagem e digitalização do conjunto de imagens. Uma tabela estendida de cores deve ser gerada pelo programa BLD256. As imagens devem ser processadas pelo programa CONVERT. Pode-se testar a qualidade lógica dos arquivos de imagens (padrão PCX) nesta etapa submetendo estes arquivos à leitura e edição por um programa comercial do tipo PaintBrush IV Plus®, da ZSoft. Durante a confecção das máscaras de eletrodos pelo programa POINTER, as rotinas de consistência de dados podem ser testadas com a introdução intencional de dados conflitantes (eletrodos com a mesma identificação). Na realidade, a confecção dos arquivos de máscara de eletrodos é testada também durante a apresentação dos mapas (programa VISUAL).

O conjunto foi testado utilizando imagens reais de sensores endocárdicos. Todas as etapas necessárias para a preparação de um exame de mapeamento, conforme descritas no capítulo anterior e no protocolo de testes, foram executadas, gerando um conjunto de 12 imagens representativas de um balão inflável intraventricular de 192 eletrodos, mais os respectivos arquivos de máscara de eletrodos. As figuras 15, 16, 17, 18, 19 e 20 foram obtidas da utilização real destes programas.

4.2. Teste dos subsistemas de aquisição e amostragem

O programa LERAD256, que controla a placa conversora e o DISP256, que apresenta os sinais na tela, foram testados junto com os subsistemas de aquisição e amostragem (*hardware*).

O protocolo de testes consiste na aplicação de sinais elétricos de duração, intensidade e frequência conhecidos junto à entrada dos amplificadores, e a avaliação do sinal efetivamente apresentado na tela pelo DISP256. A frequência dos sinais utilizados no teste deve variar entre 50 e 500 Hz, acompanhando a especificação do projeto. A intensidade do sinal deve, em algum momento, estar na faixa entre 20 e 45 mV, que é a amplitude esperada do sinal elétrico que se quer amostrar. O controle da duração do pulso-teste permite avaliar com acurácia as rotinas de apresentação do sinal na forma de janelas de duração pré-determinadas.

O protocolo foi aplicado pela Divisão de Bioengenharia do InCor, com sucesso.

4.3. Teste da rotina de detecção

A rotina de detecção do evento de despolarização baseada no algoritmo de Ahlstrom & Tompkins modificado por Friesen e implementada no programa DISP256 pode ser testada por duas formas distintas, com o uso de trechos de sinais obtidos em cirurgia:

- 1) Confrontação do resultado obtido pela aplicação da rotina de detecção que é apresentado na tela (como na figura 0) com a detecção manual feita pelo eletrofisiologista que integra a equipe médica;
- 2) Comparação da lista de atrasos fornecida pelo programa DISP256 com a lista de atrasos produzida pelo eletrofisiologista.

O resultado da aplicação desta rotina de detecção não foi confirmado pelo eletrofisiologista.

4.4. Teste do apresentador de mapas tridimensionais

Os testes do programa VISUAL pretendem verificar a correta:

- 1) Identificação e apresentação de todos os mapas que fazem parte do esquema de filmagem em uso. A troca de imagens deve corresponder ao apertar das teclas direcionais;

- 2) Colocação da máscara de eletrodos correspondente à imagem apresentada;
- 3) Aplicação de escala de cores à máscara de eletrodos de acordo com uma lista de atrasos artificialmente preparada (despolarização simulada).

O programa VISUAL foi testado com o uso das imagens do sensor obtidas nos testes da fase *off-line* e de um arquivo de potenciais (*.POT) simulado, que teria sido gerado, em condições normais de uso, pelo programa DISP256. As figuras 21 e 22 foram obtidas durante o uso deste programa.

4.5. Utilização em cirurgia experimental

Foram feitas pelo menos duas simulações de exame de mapeamento em cães, utilizando sensores endocárdicos e epicárdicos. Apenas o subsistemas de aquisição e amostragem foram testados, por serem os únicos em condição de uso na época. A figura 12 foi feita a partir de dados coletados nestas cirurgias.

A confecção dos mapas de despolarização pelo programa VISUAL durante a cirurgia experimental não foi possível, pois a placa conversora analógica-digital apresentou defeito.

Em nenhum momento, durante os testes feitos com o Sistema de Mapeamento, os programas foram utilizados pelo usuário final, ou seja, o eletrofisiologista ou outro integrante da equipe médica. Deste modo, não pôde ser testada a eficiência da interface pessoal.

4.6. Utilização em cirurgia

O sistema completo não pôde, até o presente momento, ser utilizado em mapeamento cardíaco de pacientes humanos, devido à existência de problemas técnicos com a placa conversora analógica-digital.

5. Conclusões

5.1. Contribuição dada

A proposta inicial desta tese consistia em desenvolver o *software* do Sistema de Mapeamento. Neste sentido o objetivo foi alcançado, com o desenvolvimento dos programas BLD256, CONVERT, POINTER, LERAD256 (em conjunto com o engenheiro Sérgio Furuie, Divisão de Informática, InCor-HCFMUSP), DISP256 e VISUAL. Estes programas podem ser considerados prontos para uso rotineiro.

A revisão bibliográfica feita neste trabalho atualizou as idéias a respeito dos sistemas de mapeamento desenvolvidos ou em desenvolvimento por diversos autores da comunidade científica e sistematizou alguns detalhes técnicos envolvidos no mapeamento elétrico cardíaco, relativos ao modo de aquisição dos sinais e apresentação dos mapas de despolarização.

Como parte dos resultados obtidos, o Sistema de Mapeamento foi apresentado no XIX Congresso "Computers in Cardiology", promovido pelo IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, em outubro de 1992, Carolina do Norte-EUA [Moura Jr 1992]. O sistema apresentado, cujas características estão resumidas na tabela 9, pode ser comparado aos sistemas já desenvolvidos pelos diversos autores (tabela 2).

Tabela 9: Quadro sinóptico do Sistema de Mapeamento desenvolvido no InCor.

autor	localização	eletrodos	processamento	mapas
Moura Jr, 1992	endocárdio e epicárdio	256 unipolares, em meia ou balão	digital	isócronas e de ativação, dinâmico, 3-D

5.2. Crítica aos resultados obtidos

Contingências técnicas impediram a realização de testes exaustivos com o Sistema de Mapeamento. Os programas obtidos no decorrer do trabalho não puderam ser testados em conjunto, seja em simulação, seja em cirurgia experimental, embora o desempenho dos programas isolados possa ser considerado satisfatório.

A rotina de detecção da frente de despolarização implementada não foi confrontada com a opinião do eletrofisiologista, basicamente pela adoção de uma definição diferente, baseada na literatura, em relação ao instante exato do início do evento de despolarização local.

5.3. Proposta de continuidade do trabalho

O *software* desenvolvido pode e deve sofrer, assim que possível, um teste completo e integrado, inicialmente em cirurgia experimental e em seguida, num mapeamento real em paciente humano.

O desempenho da rotina de detecção da frente de despolarização elétrica precisará inevitavelmente ser confrontada com o eletrofisiologista.

O processamento digital dos sinais captados oferece perspectivas interessantes, como a possibilidade de emular a aquisição de sinais bipolares, mesmo utilizando um equipamento de aquisição unipolar como o descrito nesta tese.

O sistema atual fornece ao cirurgião a localização aproximada do foco ectópico, para que seja feita a ablação cirúrgica. Existe perspectiva do próprio sistema efetuar a ablação do foco ectópico, por rádio-freqüência aplicada ao eletrodo que se encontrar mais próximo do foco detectado. A ablação por rádio-freqüência já provou ser eficiente, segura para o paciente e suportável pelo delicado aparato sensor [Gonska 1991, Gursoy 1992, Aizawa 1993, Calkins 1993]. Por meio deste método o cirurgião nem precisaria, a rigor, ser informado da posição do foco ectópico detectado.

5.4. O trabalho multidisciplinar: relato de um caso

O trabalho inerente ao desenvolvimento do Sistema de Mapeamento é um caso típico onde a interação entre as diversas áreas da ciência deve ocorrer de forma harmoniosa. É este o paradigma da Engenharia Biomédica.

Durante o desenvolvimento do Sistema de Mapeamento foi percebida a necessidade, no InCor, de freqüentes contatos entre engenheiros do Setor de Eletrônica e do Setor de Plásticos da Divisão de Bioengenharia, médicos da Divisão de Clínica e Cirurgia, e profissionais de Informática da Divisão de Informática. No Departamento de Engenharia Biomédica, FEE-Unicamp, é certo que a presença de "não-engenheiros" no corpo discente assegura riqueza de opiniões e conhecimento tão necessária no ambiente acadêmico.

É impressionante notar a troca de informação e conhecimento que pode ocorrer entre os diversos grupos, e que foi propiciada durante o desenvolvimento desta tese.

No entanto, nota-se com frequência que alguns grupos de engenheiros ainda excluem o profissional médico de seus projetos de Engenharia Biomédica, tipicamente multidisciplinares. Por outro lado são poucos os médicos que vêem nos engenheiros uma ferramenta valiosa na resolução de problemas que surgem na prática clínica.

Felizmente tive a oportunidade de participar, durante a execução deste trabalho, de um grupo multidisciplinar que foi capaz de vencer tais barreiras e cujo esforço conjunto culminou no sucesso desta empreitada.

6. Bibliografia

- 1 Ahlstrom ML, Tompkins WJ: Automated high-speed analysis of holter tapes with microcomputers. *IEEE Trans Biom Eng* 1983; **30**:651-657.
- 2 Aizawa Y, Chinushi M, Naitoh N, Kusano Y, Kitazawa H, Takahashi K, Uchiyama H, Shibata A: Catheter ablation with radiofrequency current of ventricular tachycardia originating from the right ventricle. *Am Heart J* 1993; **125**:1267-1275.
- 3 Anderson KP, Mason JW: Surgical management of ventricular tachycardia. *Clin Cardiol* 1983; **6**:415.
- 4 Barker PS, Macleod AG, Alexander J: The excitatory process observed in the exposed human heart. *Am Heart J* 1930; **5**:720-742 (citado em Gallagher 1982).
- 5 Barr RC, Gallie TM, Spach MS: Automated production of contour maps for electrophysiology. III. Construction of countour maps. *Comp Biom Res* 1980; **13**:171-191.
- 6 Blanchard SM, Smith WM, Damiano RJ: Four digital algorithms for activation detection from unipolar epicardial electrograms. *IEEE Trans Biom Eng* 1989; **36**:256-261.
- 7 Bonneau G, Tremblay G, Savard P, Guardo R, LeBlanc AR, Cardinal R, Page PL, Nadeau RA: An integrated system for intraoperative cardiac activation mapping. *IEEE Trans Biom Eng* 1987; **34**:415-423.
- 8 Buckles DS, Harold ME, Gillette PC, Case CL, Crawford FA: Computer-enhanced mapping of activation sequences in the surgical treatment of supraventricular arrhythmias. *Pace* 1990; **13**:1401-1407.
- 9 Calkins H, Kalbfleisch SJ, el-Atassi R, Langberg JJ, Morady F: Relation between efficacy of radiofrequency catheter ablation and site of origin of idiopathic ventricular tachycardia. *Am J Cardiol* 1993; **71**:827-833.
- 10 Camm J, Ward DE, Spurrel RAJ, Rees GM: Cryothermal mapping and cryoablation in the treatment of refractory cardiac arrhythmias. *Circulation* 1980; **62**:67-74.
- 11 Curry PVL, O'Keefe DB, Pitcher D, Sowton E, Deverall PB, Yates AK: Localization of ventricular tachycardia by new technique - pace-mapping. *Circulation* 1979; **60**:11-25.

- 12 de Bakker JM, Janse MJ, Van Capelle FJ, Durrer D: Endocardial mapping by simultaneous recording of endocardial electrograms during cardiac surgery for ventricular aneurysm. *J Am Col Cardiol* 1983; **2**:947-953.
- 13 de Bakker JMT, Janse MJ: An interactive computer system for guiding the surgical treatment of life-threatening ventricular tachycardias. *IEEE Trans Biom Eng* 1984; **31**:362-368.
- 14 Deal BJ, Miller SM, Scagliotti D, Prechel D, Gallastegui JL, Hariman RJ: Ventricular tachycardia in a young population without overt heart disease. *Circulation* 1986; **73**:1111-1118.
- 15 Durrer D, Ross J: Epicardial excitation of the ventricles in a patient with Wolf-Parkinson-White syndrome (type B). *Circulation* 1967; **35**:15-21.
- 16 Durrer D, van Dam RT, Freud GE, Janse MJ, Meijier FL, Arzbaeher RC: Total excitation of the isolated human heart. *Circulation* 1970; **41**:899-912.
- 17 Evans Jr GT, Scheinman MM, Zipes DP, Benditt D, Breithardt G, Camm AJ, el-Sherif N, Fisher J, Fontaine G: The percutaneous cardiac mapping and ablation registry: final summary of results. *Pace* 1988; **11**:1621-1626.
- 18 Fann JJ, Loeb LM, LoCicero 3rd J, Frederiksen JW, Moran JM, Michaelis LL: Endocardial activation mapping and endocardial pace-mapping using a balloon apparatus. *Am J Cardiol* 1985; **55**:1076-1083.
- 19 Ferner H, Staubesand J (eds): *Sobotta Atlas de Anatomia Humana*, volume 2. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 18ª edição, 1984.
- 20 Friesen GM, Jannet TC, Jadallah MA, Yates SL, Quint SR, Nagle HT: A comparison of the noise sensitivity of nine QRS detection algorithms. *IEEE Trans Biom Eng* 1990; **37**:85-98.
- 21 Furuie SS, Oshiro MS, Seto LY, Mazzeto M, Moura Jr LA: Circuito para estender conversor de dezesseis canais para até duzentos e cinquenta e seis canais simultâneos. In Costa ET, Martins HL, Mühlen SS, Rockman TMB (eds): *Anais do I Fórum Nacional de Ciência e Tecnologia em Saúde*, 1992, pp 101-103.
- 22 Gallagher JJ, Kasell JH, Cox JL, Smith WM, Ideker RE, Smith WM: Techniques of Intraoperative Electrophysiologic Mapping. *Am J Cardiol* 1982; **49**:221-240.

- 23 Gallagher JJ: Cardiac Arrhythmias. In Wyngaarden JB & Smith LH (eds): *Cecil Textbook of Medicine*. Philadelphia, WB Saunders Company, 17th edition, 1985, pp 300-329.
- 24 Ganong WF: *Fisiologia Médica*. São Paulo, Atheneu Editora, 4ª edição, 1983.
- 25 Gonska BD, Brune S, Bethge KP, Kreuzer H: Radiofrequency catheter ablation in recurrent ventricular tachycardia. *European Heart Journal* 1991; **12**:1257-1265.
- 26 Goovaerts HG, Ros HH, van den Akker TJ, Schneider HA: A digital QRS detector based on the principle of countour limiting. *IEEE Trans Biom Eng* 1976; **23**:154.
- 27 Greenfield Jr JC: Electrocardiography. In Wyngaarden JB & Smith LH (eds): *Cecil Textbook of Medicine*. Philadelphia, WB Saunders Company, 17th edition, 1985, pp 169-175.
- 28 Gursoy S, Brugada J, Souza O, Steurer G, Andries E, Brugada P: Radiofrequency ablation of symptomatic but benign ventricular arrhythmias. *Pace* 1992; **15**:738-741.
- 29 Guyton AC: *Tratado de Fisiologia Médica*. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 1981.
- 30 Harken AH, Josephson ME, Horowitz LN: Surgical endocardial resection for the treatment of malignant ventricular tachycardia. *Ann Surg* 1979; **190**:456-460.
- 31 Harken AH, Josephson ME: When is myocardial mapping clinically valuable? *Am J Surg* 1983; **145**:746-751.
- 32 Hauer RNW, de Zwart MT, de Bakker JMT, Hitchcock JF, Penn OCKM, Nijssen-Karelse M, Robles de Medina EO: Endocardial catheter mapping: wire skeleton technique for representation of computed arrhythmogenic sites compared with intraoperative mapping. *Circulation* 1986; **74**:1346-1354.
- 33 Ideker RE, Smith WM, Blanchard SM, Reiser SL, Simpson EV, Wolf PD, Danieley ND: The assumptions of isochronal cardiac mapping. *Pace* 1989; **12**:456-478.
- 34 Ideker RE, Smith WM, Wolf PD, Danieley ND, Bartram FR: Simultaneous multichannel cardiac mapping systems. *Pace* 1987; **10**:281-292.
- 35 Junqueira LC, Carneiro J: *Histologia Básica*. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 6ª edição, 1985.
- 36 Kuchar DL, Ruskin JN, Garan H: Electrocardiographic localization of the site of origin of ventricular tachycardia in patients with prior myocardial infarction. *J Am Coll Cardiol* 1989; **13**:893-903.

- 37 Lewis T, Rothschild MA: The excitatory process in the dog's heart. II. The ventricles. London: *Philosophical Transactions of the Royal Society* 1915; **206**:181 (citado em Gallagher 1982).
- 38 Ligtenberg A, Kunt M: A robust-digital QRS-detection algorithm for arrhythmia monitoring. *Comput Biomed Res* 1983; **16**:273-286.
- 39 Lindlay CA: *Practical Image Processing in C - Acquisition, Manipulation, Storage*. New York, John Wiley & Sons Inc, 1991.
- 40 Links JM, Raichlen JS, Wagner Jr HN, Reid PR: Assessment of the site of ventricular activation by Fourier analysis of gated blood-pool studies. *J Nucl Med* 1985; **26**:27-32.
- 41 Lux RL: Electrocardiographic mapping: noninvasive electrophysiological cardiac imaging. *Circulation* 1993; **87**:1040-1042.
- 42 Macchi E, Arisi G, Taccardi B: Identification of ectopic ventricular foci by means of intracavitary potential mapping: a proposed method. *Acta Cardiol* 1992; **47**:421-433.
- 43 Massé S, Sevaptisidis E, Parson ID, Downar E: A three-dimensional display for cardiac activation mapping. *Pace* 1991; **14**:470-479.
- 44 Mickleborough LL, Harris L, Downar E, Parson I, Gray G: A new intraoperative approach for endocardial mapping of ventricular tachycardia. *J Thorac Cardiovasc Surg* 1988; **95**:271-280.
- 45 Morady F, Scheinmann MM, Di Carlo Jr LA, Davis JC, Herre JM, Griffin JC, Winston SA, de Bultier M, Hantler CB, Wahr JA: Catheter ablation of ventricular tachycardia with intracardiac shocks: results in 33 patients. *Circulation* 1987; **75**:1037-1049.
- 46 Moshage W, Achenbach S, Gohl K, Weikl A, Bachman K, Wegener P, Schneider S, Harer W: Biomagnetic localization of ventricular arrhythmias. *Radiology* 1991; **180**:685-692.
- 47 Mountcastle, VB: *Fisiologia Médica*. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 13ª edição, vol 2, 1978.
- 48 Moura Jr LA, Sosa E, Furuie SS, Oyama H, Ohsiro MS, Cianflone CE, Marciel MB, Leirner AA: A microcomputer-based cardiac mapping system for recurrent ventricular tachycardia surgery. *Proceedings Computers in Cardiology* 1992, IEEE Computer Society Press, Los Alamitos, California, pp 431-434.

- 49 Moura Jr LA: A system for reconstruction, handling and display of three-dimensional medical structures. PhD Thesis, University of London, 1988.
- 50 Myerburg RJ: Electrocardiography. In Braunwald E, Isselbacher KJ, Petersdorf RG, Wilson JD, Martin JB & Fauci AS (eds): *Harrison's Principles of Internal Medicine*. New York, McGraw-Hill Inc, 11th edition, 1987, pp 872-880.
- 51 Okada M: A digital filter for the QRS complex detection. *IEEE Trans Biom Eng* 1979; **26**:700-703.
- 52 Oshiro MS, Furuie SS, Mazzeto M, Leirner AA: Potenciais cardíacos multiplexados em duzentos e cinqüenta e seis canais: condicionador de sinais. In Costa ET, Martins HL, Mühlén SS, Rockman TMB (eds): *Anais do I Fórum Nacional de Ciência e Tecnologia em Saúde*, 1992, pp 104-106.
- 53 Ostermeyer J, Breithardt G, Borggrete M, Godchart E, Siegel L, Bircks V: Surgical treatment of ventricular tachycardias. *J Thorac Cardiovasc Surg* 1984; **87**:517-525.
- 54 Parson ID, Downar E: Cardiac mapping instrumentation for the instantaneous display of endocardial and epicardial activation. *IEEE Trans Biom Eng* 1987; **34**:468-472.
- 55 Petitier H, Polu J, Dodinot B, Sommelet P, Mathieu P, Faivre G: Tachycardie ventriculaire irréductible traitement par electrocoagulation après localisation du foyer. *Arch Mal Coeur* 1971; **64**:331-351 (citado em Gallagher 1982).
- 56 Pieper CF, Parsons D, Lawrie GM, Lacy J, Roberts R, Pacifico A: Design and implementation of a new computerized system for intraoperative cardiac mapping. *J App Physiol* 1991; **71**:1529-1539.
- 57 Pollak SJ, Stowe CL, Wyndham CRC, Cole M: Intraoperative identification of a radiofrequency lesion allowing validation of catheter mapping of ventricular tachycardia with a computerized ballon mapping system. *Pace* 1992; **15**:854-858.
- 58 Reichenberger H, Schneider S, Moshage W, Weissmuler P: Biomagnetic multi-channel systems. Principles and application in cardiology. *Clin Physiol* 1992; **12**:325-333.
- 59 Rothberger CJ, Winterberg H: Studien über die Bestimmung des Ausgangspunktes ventrikularer extrasystolen mit Hilfe des Elektrokardiogramms. *Pflügers Arch Physiol* 1913; **154**:571-598 (citado em Gallagher 1982).
- 60 Sevaptisidis E, Massé S, Parson ID, Downar E, Kimber S: Simultaneous unipolar and bipolar recording of cardiac electrical activity. *Pace* 1992; **15**:45-51.

- 61 SippensGroenewegen A, Spekhorst H, van Hemel NM, Kingma JH, Hauer RN, Janse MJ, Dunning AJ: Body surface mapping of ectopic left and right ventricular activation. QRS spectrum in patients without structural heart disease. *Circulation* 1990; **82**:879-896.
- 62 Sosa E, Barbero M, Scalabrini A, Pieracciani G, Ralti M, Pileggi F, Verginelli G: Tratamento cirúrgico da taquicardia ventricular recorrente: avaliação tardia clínica, eletrofisiológica e angiográfica. *Arq Bras Cardiol* 1983; **41**:241-246.
- 63 Thomas CW, Laurita K, Sun G, Liebman J, Waldo AL: A cardiac potential mapping system. *J Electrocardiol* 1989; **22**:64-71.
- 64 Tompkins WJ, Webster JG: *Design of microcomputer-based medical instrumentation*. New Jersey, Englewood Cliffs, 1981.
- 65 Tonet JL, Fontaine G, Frank R, Grosogeat Y: Treatment of refractory ventricular tachycardias by endocardial fulguration. *Circulation* 1985; **72**:388 (resumo em inglês).
- 66 Tweddell JS, Branham BH, Harada A, Stone CM, Rokkas CK, Schuessler RB, Boineau JP, Cox JL: Potential mapping in septal tachycardia. Evaluation of a new intraoperative mapping technique. *Circulation* 1989; **80**:97-108.
- 67 Waldo AL, Arciniegas JG, Klein H: Surgical treatment of life-threatening ventricular arrhythmias: the role of intraoperative mapping and considerations of the presently available surgical techniques. *Prog Cardiovasc Dis* 1981; **23**:247-264.
- 68 Warwick R, Williams PL (eds): *Gray Anatomia*. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 35ª edição, 1984.
- 69 Weissmuller P, Clausen M, Henze E, Weller R, Mayer U, Osterhues H, Richter P, Kochs M, Adam WE, Hombach V: Localization of premature and ectopic ventricular depolarization using a new nuclear medicine tomographic technique. *Zeitschrift fur Kardiologie* 1990; **79**:529-534 (resumo em inglês).
- 70 Witkowski FX, Corr PB: An automated simultaneous transmural cardiac mapping system. *Am J Physiol* 1984; **247**:661-668.
- 71 Wyndham CR: Role of electrophysiologic testing in the management of life-threatening ventricular arrhythmias. *Am J Cardiol* 1988; **62**:13-17.
- 72 Yuan S, Blomstrom P, Pehrson S, Olsson SB: Localization of cardiac arrhythmias: conventional noninvasive methods. *Int J Card Imag* 1991; **7**:193-205.