

Universidade Estadual de Campinas - UNICAMP
Faculdade de Engenharia Elétrica - FEE
Departamento de Engenharia Biomédica - DEB

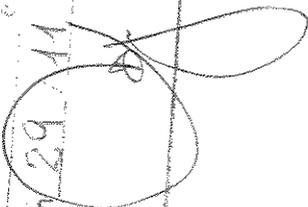
Método Automático para Construção de Mapas Polares

por Claudia Maria Cabral Moro

orientador : Prof. Dr. Lincoln de Assiss Moura Jr.

co-orientador: Prof. Dr. Saide Jorge Calil

9608311

Este exemplar corresponde à redação final da tese defendida por Claudia Maria Cabral Moro
Julgadora em 29/11/1994 aprovada pela Comissão
 Orientador

Dissertação submetida à Faculdade de Engenharia Elétrica da Universidade Estadual de Campinas, para obtenção do Título de Mestre em Engenharia Elétrica.

Novembro de 1994

UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL

UNIDADE	bc
N.º CHAMADA:	4/UNICAMP
	M828m
V.	E.
T. P. R.	26.882
P. P. S.	667/96
C	<input type="checkbox"/>
D	<input checked="" type="checkbox"/>
PREÇO	R\$ 11,00
DATA	05/03/96
N.º CPD	

CM-00085090-8

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

M828m Moro, Claudia Maria Cabral
Método automático para construção de mapas polares / Claudia Maria Cabral Moro.--Campinas, SP: [s.n.], 1995.

Orientadores: Lincoln de Assiss Moura Jr., Saide Jorge Calil.

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

1. Processamento de imagens. 2. Diagnóstico por imagem. 3. Tomografia computadorizada. I. Moura Jr., Lincoln de Assiss. II. Calil, Saide Jorge. III. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Engenharia Elétrica. IV. Título.

Dedico este trabalho aos meus pais Hélia e Rogério pelo amor e incentivo de sempre, sem os quais não seria possível conquistar mais esta etapa.

E ao Rubens, pelo carinho e companheirismo essenciais durante este período.

Agradecimentos

Agradeço aos meus tios Astrid, Dago, Élcio, Mary e Wilton, e aos meus primos Anna Heloisa, Lucy, Luiz Henrique, Luiz Roberto, Murilo, Ruth e Thiago, que me acolheram com muito carinho nestes anos que fiquei fora de casa.

Agradeço ao meu orientador Prof. Dr. Lincoln A. Moura por ter me indicado o caminho durante esta jornada.

Agradeço à Profa. Dra. Cecil C. Robilotta pela ajuda e dicas durante a elaboração deste trabalho.

Agradeço aos professores do Departamento de Engenharia Biomédica da Faculdade de Engenharia Elétrica da UNICAMP, Eduardo T. Costa, Sérgio S. Mühlen, Alberto Cliquet Jr. e Vera Button, pela amizade e pela grande oportunidade de participar do programa de pós-graduação, em especial ao Prof. Dr. Saide Jorge Calil que foi meu orientador no início do mestrado.

Agradeço ao Marco Antônio que trabalhou muito para que as SUNs e a rede funcionassem, possibilitando a execução deste trabalho. À Marina pela grande amizade e ajuda na organização das idéias. À Sílvia pela colaboração na parte gráfica. Ao Umberto, Nivaldo, Luiz Cláudio, Sérgio, Ênio, Sílvia, Lúcia, Fátima, Maria Tereza, Fachini, Júlia, Rita e todos os outros amigos da Divisão de Informática do InCor que, de alguma forma, contribuíram para a concretização deste trabalho.

Agradeço a todos os amigos do Serviço de Radiosótopos do InCor, em especial à Agda, à Marisa e ao Rubens que me forneceram informações valiosas para a elaboração deste projeto.

Agradeço aos amigos da UNICAMP, em especial ao Joaquim que muito me ajudou na parte burocrática da tese. À Karla e ao Paulo que me acolheram em sua casa. Ao Josue e ao Nagae pela amizade.

Agradeço aos funcionários das bibliotecas do InCor, do Centro de Medicina Nuclear do Hospital das Clínicas da FMUSP e do Centro de Engenharia Biomédica da UNICAMP.

Agradeço aos funcionários da secretaria da Cordenação da Pós-Graduação (FEE-UNICAMP), Cristina, Dona Beti, Everson e Maria Teresa, onde sempre fui atendida com muita boa vontade.

Agradeço ao CNPq pela bolsa de estudos que possibilitou o desenvolvimento deste trabalho.

Agradeço a todos os amigos que fiz durante estes anos de estudo e que muito me incentivaram a tornar este sonho uma realidade, de quem sempre sentirei saudades.

Muito obrigada a todos vocês.

Resumo

"Bull's Eye", ou Mapa Polar, é uma apresentação conveniente de informação tomográfica para quantificar defeitos relativos de perfusão miocárdica. Este mapa é construído a partir de imagens de SPECT ("Single Photon Emission Computed Tomography") após a administração de cloreto de ^{201}Tl ou $\text{MIBI}^{99\text{m}}\text{Tc}$. A análise quantitativa dos estudos de tálio e MIBI é efetuada através da construção do mapa "Bull's Eye". Uma vez construído, é comparado com mapas de padrões normais para homens e mulheres.

Apesar de ser muito útil na avaliação de doenças artério-coronarianas (CAD), a maioria dos programas comerciais para processamento do Mapa Polar é muito dependente do operador. A determinação dos mapas para construção de padrões normais sofre do mesmo problema.

O objetivo deste trabalho é desenvolver um método para gerar Mapas Polares o menos subjetivo possível. Para tal, faz-se necessário diminuir as interações com o operador, automatizando o método. Além disso, outro ponto importante do trabalho é conhecer e analisar o processamento necessário para a construção dos mapas "Bull's Eye", a fim de verificar suas qualidades e limitações.

Automatic Method to Generate Polar Maps

Abstract

Bull's Eye, or polar map, is a semi-automatic method for the quantification of relative myocardial perfusion defects from SPECT (Single Photon Emission Computed Tomography) tomograms obtained by labeling the myocardium with ^{201}Tl or $\text{MIBI}^{99\text{mTc}}$. The quantitative analysis of thallium and technetium studies is performed by comparing the Polar Map with templates from normal male and female subjects.

Although potentially useful for the evaluation of coronary artery diseases, commercially available programs for Bull's Eye computation are too much operator dependent. The generation of normal subject patterns suffer from the same problem.

The main goal of this work is to develop a new method that reduces operator dependence by automatically determining the parameters required for generating Bull's Eye. Another important purpose of this work is to analyze the Polar Map process, as well as to evaluate its advantages and drawbacks.

Índice

página

Capítulo 1 - Introdução	01
Capítulo 2 - Princípios Básicos	05
2.1 Sistema Cardiovascular	06
- Anatomia	07
- Fisiologia	09
- Circulação	09
- Atividade Mecânica do Coração	10
2.2 Imagens	12
- Imagens Cardíacas	13
2.3 Imagens de Medicina Nuclear	14
- Câmara à Cintilação	15
- Técnica de Cintilografia Cardíaca - Princípios Básicos	19
- Escolha do Radionuclídeo: Tálcio-210 ou Tecnécio-99m	20
- Tálcio	20
- Transporte	21
- Imagem	21
- Tecnécio	22
2.4 Imagens de Perfusão Miocárdica	24
- Dipiradomol	26
- Exemplos de imagens de perfusão miocárdica	26
2.5 SPECT - Tomografia Computadorizada com Emissão de Fóton Único	27
- Reconstrução	29
- Imagens de perfusão miocárdica utilizando-se SPECT	32
- Algumas fontes de artefatos nos estudos de SPECT com ^{201}Tl	34
2.6 Mapa Polar	33

Capítulo 3 - Método "Bull's Eye"	35
3.1 Aquisição Tomográfica	36
3.2 Técnica "Bull's Eye"	39
1 - Determinação dos cortes sagitais que serão usados	39
2 - Seleção dos cortes tomográficos oblíquos	40
3 - Definição do centro e do raio de pesquisa do V.E.	41
4 - Determinação dos perfis circunferenciais	42
- Normalização	43
- Mapa Retangular	44
5 - Construção do Mapa Polar	45
6 - Criação dos Gráficos para o estresse e para a redistribuição	46
7 - Divisão do Mapa Polar em regiões perfundidas segundo as coronárias	46
- Comparação do "Bull's Eye" com o arquivo de padrões normais	47
3.3 Análise do Método para construção do Mapa Polar	48
3.4 Proposta do Projeto	49
Capítulo 4. Desenvolvimento do Sistema	50
4.1 Requisitos do Sistema	51
- Plataforma de Desenvolvimento	51
- Arquivo de Imagens	52
- Visualização das Imagens	53
4.2 Implementação do Sistema	54
1 - Leitura dos Cortes Oblíquos	55
2 - "Display" da Imagem	55
- "Zoom" da Imagem	56
- Cores	58
3 - Determinação dos cortes tomográficos sagitais	59
4 - Isolamento do miocárdio do resto da imagem	60
5 - Determinação dos cortes tomográficos correspondentes ao ápice e à base	63
6 - Determinação do centro e do raio de pesquisa do V.E.	64

- Cálculo do Centro e do Raio de Pesquisa do V.E.	64
7 - Verificação da seleção dos cortes oblíquos	65
8 - Definição dos perfis de contagens máximas	67
- Divisão em setores	68
- Verificação das contagens máximas dos setores	69
9 - Determinação do centro do gráfico "Bull's Eye"	69
10 - Criação do Mapa Polar	70
- Ampliação da imagem do "Bull's Eye"	70
- Normalização	71
11 - "Bull's Eye" retangular	72
12 - Divisão do Mapa Polar em regiões anatômicas	72
4.3 Disponibilização do método "Bull's Eye" no AVS	73
1 - Leitura dos Cortes Oblíquos	74
2 - Isolamento do Miocárdio	75
3 - Determinação do Ápice e da base	76
4 - Cálculo do Centro e do Raio do V.E.	76
5 - Verificação nos Cortes Sagitais	77
6 - Determinação das contagens máximas	78
7 - Construção do Mapa Polar	78
- "Display" das imagens	80
Capítulo 5. Resultados e Discussões	84
5.1 Resultados	85
1 - Automação da determinação do centro e do raio de pesquisa do V.E.	86
2 - Verificação dos cortes referentes ao ápice e à base	89
3 - Independência do operador	90
4 - Redução dos erros	90
5 - Reprodutibilidade	91
6 - Redução no tempo de processamento	91
7 - Implementação no AVS	92
8 - Independência do sistema da Siemens	93
5.2 Considerações sobre o método "Bull's Eye"	93

1 - Tabela de Cores	94
2 - Junção do V.E. como o V.D.	95
3 - Comparação com os limites normais	96
Capítulo 6 - Conclusões	98
6.1 Sugestões	100
Referências Bibliográfica	102
Trabalhos Apresentados	109
Glossário	110

Capítulo 1 - Introdução

Imagens planas são obtidas através da câmara à cintilação. O processo de aquisição de imagens por SPECT ("Single Photon Emission Computed Tomography" - Tomografia Computadorizada por Emissão de Fóton Único) é basicamente o mesmo das imagens planas, porém o detector da câmara à cintilação realiza uma rotação ao redor do paciente durante a qual é obtida uma série de imagens planas.

A aquisição de imagens utilizando-se SPECT após a administração de ²⁰¹Tl melhorou muito a qualidade das imagens de perfusão miocárdica em relação às planas. As imagens de SPECT proporcionam melhor separação das regiões do miocárdio e facilitam a localização e a definição dos defeitos de perfusão.

Apesar das imagens tomográficas oferecerem melhores recursos para a avaliação de pacientes com doença artério-coronariana, a análise visual deixa a desejar, pois depende de quem a executa. Uma forma de se obter melhores resultados na análise quantitativa é utilizar um método computacional. Um destes métodos de processamento é o "Bull's Eye", também denominado Mapa Polar.

O Mapa Polar é construído a partir dos cortes tomográficos do ventrículo esquerdo. Para cada corte é determinado um perfil de contagens máximas. A construção do mapa "Bull's Eye" é feita colocando os perfis concentricamente. O centro do mapa polar representa o ápice do ventrículo esquerdo, e a periferia representa a base.

O mapa polar resultante concentra as informações (3D) da perfusão miocárdica no ventrículo esquerdo em uma única imagem.

O Mapa Polar pode ser utilizado para quantificar a distribuição tridimensional relativa do ²⁰¹Tl no miocárdio, após exercício e subsequente redistribuição. A redistribuição ocorre algumas horas após o material radioativo ter sido injetado. A quantificação do MIBI é feita no repouso e após exercício.

Após o Mapa Polar ser criado, é feita uma comparação deste com os arquivos de padrões normais. Existem padrões normais para homens e mulheres, tanto no exercício quanto na redistribuição.

Neste trabalho, é feita a análise e implementação de um método para construção do Mapa Polar, onde são considerados os seguintes fatores:

- o conhecimento de como o mapa é determinado pode melhorar a confiabilidade dos resultados, uma vez que o usuário saberá exatamente para que e como serão usados os parâmetros que ele especificar;
- a criação de arquivos de padrões normais utilizando o método "Bull's Eye" desenvolvido permite que os dados do Mapa Polar e do arquivo de normais sejam determinados da mesma maneira. Isto possibilita uma comparação mais precisa que aquela realizada com valores normais pré-determinados existentes nos sistemas utilizados, não necessariamente estabelecidos em populações como a brasileira;
- a possibilidade de processar imagens em outros sistemas além do computador ligado à Câmara à Cintilação e
- a análise do método possibilita a verificação dos seus pontos positivos e dos negativos. A partir disto, pode-se tentar minimizar os problemas ocasionados pelas limitações observadas.

Durante os estudos, verificou-se que alguns sistemas comerciais existentes são subjetivos, uma vez que os parâmetros utilizados no processamento são determinados pelo operador. A proposta deste projeto é tornar o processamento o mais independente possível da interação com o operador.

Com o objetivo de apresentar este trabalho de forma didática, a dissertação foi organizada da maneira como está descrita a seguir.

No capítulo 2 é feita uma breve descrição do funcionamento do coração, de imagens médicas, imagens nucleares, perfusão miocárdica e SPECT.

A descrição da técnica para construção do gráfico "Bull's Eye", bem como uma análise dos métodos existentes, são apresentadas no Capítulo 3.

O desenvolvimento do sistema proposto, sua implementação e as especificações do projeto são encontrados no Capítulo 4. Os resultados e discussões do projeto estão descritos no Capítulo 5.

No Capítulo 6 são mostradas as conclusões e sugestões para continuidade do projeto.

No final do trabalho, além das Referências Bibliográficas existe também uma relação de trabalhos apresentados em congressos nacionais e internacionais, referentes ao projeto desenvolvido, e um pequeno Glossário, onde é possível encontrar uma breve explicação de alguns termos usados neste trabalho e relevantes para o seu entendimento.

Capítulo 2 - Principios Básicos

A construção dos Mapas Polares é baseada em imagens de cortes tomográficos do coração, determinadas após uma aquisição de SPECT com o miocárdio marcado com MIBI-99m ou tálio-201. Os gráficos "Bull's Eye" são usados para fazer quantificação da perfusão miocárdia.

Para que os assuntos relacionados ao método "Bull's Eye" sejam conhecidos, neste capítulo é feita uma breve descrição da anatomia do coração, do seu funcionamento; do que são imagens cardíacas e da medicina nuclear; do que é perfusão miocárdia e de como são obtidas as imagens de SPECT.

2.1 Sistema Cardiovascular

O sistema cardiovascular é composto pelo coração e pelos vasos sanguíneos, que juntos mantêm um fluxo contínuo de sangue através do corpo humano, levando oxigênio e nutrientes para os tecidos periféricos, e retirando dióxido de carbono (CO₂) e resíduos [1].

O coração bombeia sangue rico em oxigênio dos pulmões à todas as partes do corpo, através de uma rede de artérias. O sangue retorna ao coração através das veias. Os capilares fazem a troca de oxigênio e nutrientes por resíduos.

O sistema cardiovascular está sujeito a diversos tipos de doenças congênitas ou adquiridas que podem envolver qualquer um de seus componentes. Todo ano, milhares de crianças nascem com anomalias congênitas [1].

Defeitos congênitos envolvem tipicamente conexões anormais entre as câmaras cardíacas ou entre os grandes vasos, ou ainda a má formação de uma ou mais câmaras cardíacas. As anomalias congênitas que podem ser avaliadas pelas técnicas de medicina nuclear são [1]:

- desvios do fluxo sanguíneo normal;
- alteração no início das artérias coronarianas (geralmente originam-se na aorta onde recebem sangue oxigenado) e
- localização do coração.

Entre as doenças adquiridas do coração e dos vasos sanguíneos, pode-se citar: hipertensão, doenças artério-coronarianas, doenças reumáticas e enfartes [1]. As anomalias adquiridas que podem ser avaliadas por técnicas que utilizam radionuclídeos são:

- isquemia miocárdica (condição reversível, causada por uma deficiência temporária no fornecimento de oxigênio para o miocárdio, levando ao estreitamento arterioesclerótico do vaso);
- enfarte do miocárdio (condição irreversível, que ocasiona a morte de parte do miocárdio atingido, causada pela oclusão total da artéria coronariana por um coágulo ou placa, geralmente formado no local do estreitamento arterioesclerótico da coronária) e
- cardiomiopatias (uma categoria de doenças difusas com causas não conhecidas).

Anatomia

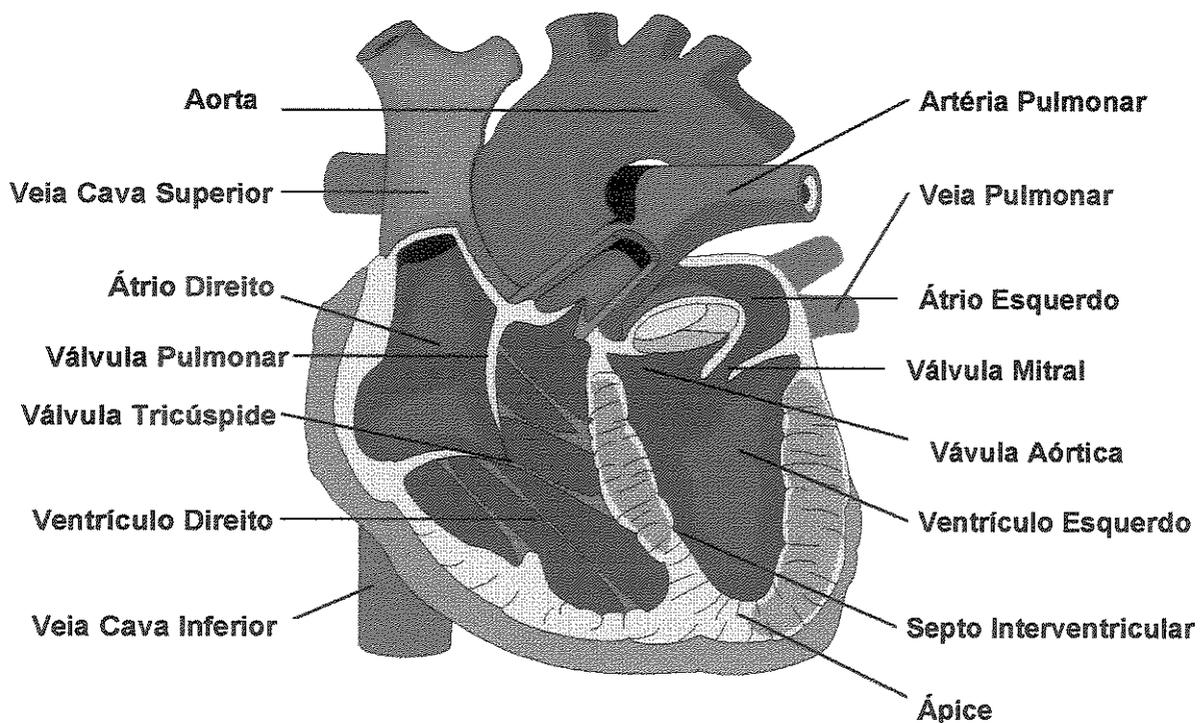


Figura 2.1 - Anatomia do Coração.

O coração normal de um adulto pesa cerca de 300 gramas e pode armazenar aproximadamente 500 ml de sangue. Ele se localiza na parte inferior da cavidade torácica, entre os pulmões, e é revestido por um bolsa fibrosa, o pericárdio. Este contém uma pequena quantidade de fluido que age como lubrificante entre a superfície móvel do miocárdio e as outras estruturas do tórax [1].

É mais fácil pensar no coração normal como duas bombas, o coração direito e o coração esquerdo, as quais trabalham em paralelo, sem nenhuma comunicação direta do sangue entre os lados direito e esquerdo. Cada lado possui duas câmaras, o átrio com uma parede fina e o ventrículo com uma parede grossa. A figura 2.1 ilustra as partes que compõe o coração e os grandes vasos.

O átrio serve como um reservatório temporário para o sangue que retorna ao coração, enquanto o ventrículo faz o trabalho principal bombeando o sangue para fora do coração. Os átrios são separados por uma fina parede muscular, o septo interatrial. O septo interventricular, espessa parede muscular, separa os ventrículos.

O lado direito do coração recebe sangue venoso, que retorna pelas veias cavas superior e inferior para o átrio direito. O sangue atravessa a válvula tricúspide e entra no ventrículo direito (V.D.). Este expelle o sangue através da válvula pulmonar para a artéria pulmonar e pulmões, para que o sangue seja oxigenado.

O lado esquerdo do coração recebe sangue oxigenado, que retorna do pulmão para o átrio esquerdo através das veias pulmonares. O sangue atravessa a válvula mitral, que separa o átrio esquerdo do ventrículo esquerdo (V.E.). O ventrículo esquerdo impulsiona o sangue para a artéria aorta através da válvula aórtica. A aorta distribui o sangue oxigenado para as órgãos através de uma rede de ramificações de artérias (circulação sistêmica).

A oxigenação miocárdica é realizada por duas principais artérias, as artérias coronarianas direita e esquerda, mostradas na figura 2.2. Os vasos coronarianos são as primeiras ramificações da aorta. A artéria coronariana esquerda é dividida em dois ramos principais: a artéria descendente anterior esquerda (ADAnE) e a artéria circunflexa esquerda (ACxE).

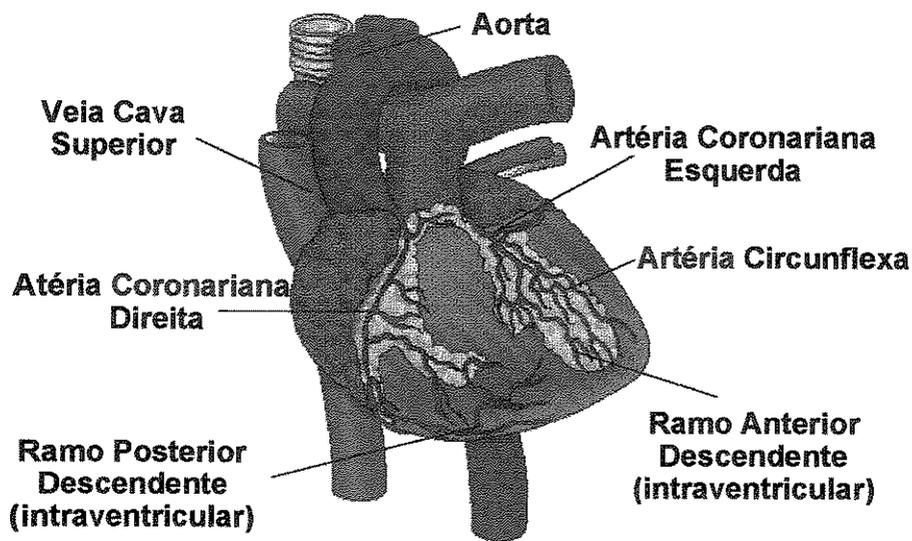


Figura 2.2 - Artérias do Coração.

A ADAnE ramifica-se fornecendo oxigênio e nutrientes para o septo interventricular e para a parede anterolateral do V.E.. Já o fornecimento para o átrio esquerdo e para paredes posterior e lateral do V.E. é feito pela ACxE. A artéria coronariana direita é a fornecedora do átrio, do ventrículo direito e da parede inferior do ventrículo esquerdo.

Fisiologia

Circulação:

O sangue, sob condições fisiológicas normais, flui unidirecionalmente. Sangue venoso, desoxigenado, carregando CO_2 e resíduos, retorna dos tecidos para o coração através de veias. Apesar da pressão venosa ser baixa, a resistência do fluxo sanguíneo é também baixa e o sangue flui através das grandes veias com velocidade de aproximadamente 40 cm/segundo, enchendo o átrio direito. O sangue é expelido do V.D. para os pulmões com cerca de 25 mm Hg de pressão.

A grande quantidade de capilares do pulmão faz com que a velocidade do sangue se reduza para 1mm/segundo. Nos pulmões o CO_2 é eliminado e o oxigênio é absorvido. O sangue oxigenado retorna ao átrio esquerdo pelas veias

pulmonares com uma pressão menor do que 5 mm Hg. A seguir, o sangue passa através da válvula mitral para o V.E., o qual lhe fornece energia suficiente (120 mm Hg de pressão sistólica média e 50 cm/segundo de velocidade), para que alcance o capilar mais distante e retorne ao coração [1,2].

A velocidade do sangue nos capilares pulmonares é menor que nos tecidos, para permitir a troca de resíduos por nutrientes.

As válvulas não são responsáveis por iniciar o fluxo, unicamente previnem o refluxo. O sangue é pressionado com tanta força, que as válvulas tricúspide e mitral são presas nas paredes ventriculares por cordões de fibras musculares, a fim de impedir que partes das válvulas sejam empurradas para dentro dos átrios.

Atividade Mecânica do Coração:

A atividade cardíaca consiste num movimento cíclico que compreende uma fase de contração (sístole) e uma fase de relaxamento (diástole). Os dois lados do coração são contraídos juntos. Para ficar mais claro, a seguir será descrito um ciclo de contração no coração esquerdo, começando na diástole.

No momento da diástole máxima a pressão no átrio é ligeiramente maior que no V.E., a válvula mitral é aberta e o sangue passa do átrio esquerdo para o ventrículo esquerdo. A válvula aórtica está fechada neste momento, pois a pressão aórtica é maior que a ventricular. No final da diástole, o átrio se contrai, adicionando o seu pequeno volume final de sangue ao V.E. A quantidade de sangue no ventrículo no final da diástole é chamada de volume diastólico final (VDF).

A sístole, contração ventricular, começa quando as fibras do miocárdio (miofibrilas) se encurtam e a pressão no ventrículo esquerdo aumenta. O início do aumento da pressão faz com que a válvula mitral seja fechada. As fibras continuam contraídas e a pressão aumenta rapidamente. O intervalo entre o fechamento da válvula mitral e o aparecimento de pressão suficiente para abrir a válvula aórtica é chamado de intervalo de contração isovolumétrica (nenhuma alteração no volume). As miofibrilas continuam se encurtando, fazendo com que a pressão ventricular exceda a pressão aórtica; a válvula aórtica então se abre,

iniciando assim a ejeção ventricular. A quantidade de sangue no ventrículo no final da sístole é chamada de volume sistólico final (VSF).

A fração de ejeção (FE), determinada pela relação entre o VDF e o VSF, é calculada da seguinte forma:

$$FE = (VDF - VSF) / VDF$$

O sangue que retorna ao coração esquerdo durante a ejeção ventricular, enquanto a válvula mitral está fechada, é armazenado no átrio, ocasionando aumento do volume e da pressão atrial durante a ejeção ventricular.

Ao final da ejeção ventricular as miofibrilas se relaxam rapidamente, a pressão do ventrículo esquerdo diminui, a válvula aórtica se fecha, a válvula mitral é aberta e o ventrículo começa a receber o sangue que retornou ao átrio esquerdo durante o intervalo da ejeção ventricular. O sangue começa a entrar rapidamente no átrio e diminui sua velocidade à medida que a pressão atrial e o volume diminuem.

Órgão	DC	
	Repouso 5 litros/minuto	Exercício 15 litros /minuto
Cérebro	15%	4%
Coração	4%	5%
Rins	20%	5%
Fígado	10%	1%
Sistema Gástrico	15%	1%
Músculos Esqueléticos	20%	70%
Pele	6%	10%
Outros	10%	4%

Tabela 2.1 - Débito Cardíaco e Distribuição Sangüínea no repouso e no exercício.

A quantidade de sangue ejetada em um intervalo de tempo de 1 minuto é chamada de débito cardíaco (DC), geralmente expresso em litros/minuto. O débito cardíaco de um adulto de 70 Kg é de aproximadamente 5-6 litros/minuto. A quantidade de sangue ejetada em uma única batida é normalmente expressa em mililitros e num adulto normal é de cerca de 80-100 ml/batimento. O sangue que sai do coração é distribuído para os órgãos, a fim de suprir sua necessidade de oxigênio e outros nutrientes. Esta necessidade é alterada dependendo se a

pessoa está em repouso ou em exercício, como pode ser verificado na Tabela 2.1 [1].

Um gráfico com os eventos de um ciclo cardíaco é mostrado na figura 2.3. Nele pode-se verificar as mudanças que ocorrem na pressão ventricular, na pressão atrial, na pressão aórtica e no volume ventricular

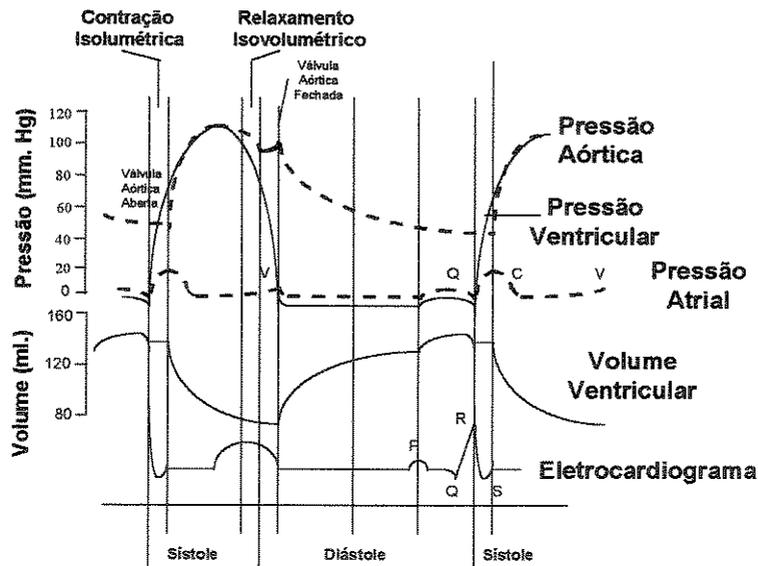


Figura 2.3 - Eventos de um ciclo cardíaco.

2.2 Imagens

A visualização das estruturas internas do corpo humano é necessária para estudar e elucidar os processos básicos de vida, bem como diagnosticar e tratar condições que perturbam ou causam danos ao funcionamento normal desses processos biológicos. Uma forma de visualização são as cirurgias, que permitem analisar diretamente as estruturas. Porém, como este tipo de ação envolve risco de vida, deve ficar restrito ao tratamento de doenças, não sendo recomendado para diagnóstico [3].

O desenvolvimento de sistemas para obtenção de imagens das estruturas do corpo humano externamente, sem a necessidade de intervenções, tem facilitado e melhorado o diagnóstico e o acompanhamento das doenças [4].

Imagens Cardíacas

A utilização de imagens cardíacas é muito importante para o tratamento de pacientes com doenças cardiovasculares. A grande maioria dos pacientes com o conhecimento ou suspeita de doença cardiovascular se submete a um ou a diferentes procedimentos de imagens cardíacas, como parte de avaliações iniciais ou para acompanhamento do tratamento.

Nas duas últimas décadas, houve uma explosão de desenvolvimento no campo de imagens cardíacas [5,6]. Até 1970, a radiografia do tórax, a angiografia invasiva e os estudos convencionais de medicina nuclear (cardiologia) eram as modalidades de imagens cardíacas mais utilizadas. Porém, com a necessidade de se analisar as cavidades cardíacas, a dimensão dos grandes vasos e medir a espessura da parede do miocárdio, foram sendo desenvolvidas outras tecnologias. Na década de 70, algumas das novas tecnologias introduzidas foram:

- ecocardiografia de modo-M, Doppler bi-dimensional e ecocardiografia bi-dimensional;
- angiografia com subtração digital;
- Tomografia Computadorizada por Raio-X e
- SPECT (Tomografia Computadorizada por Emissão de Fóton Único).

Na década de 80 também foram criadas outras técnicas para aquisição de imagens cardíacas, algumas ainda em desenvolvimento:

- PET (Tomografia por Emissão de Póstron);
- imagem por ressonância nuclear magnética;
- espectroscopia de ultrassom Doppler com fluxo colorido e
- tomografia computadorizada ultra-rápida.

Os procedimentos de cardiologia nuclear, angiografia digital e tomografia computadorizada são não-invasivos, isto é, a aquisição das imagens é feita sem a introdução de dispositivos no corpo humano [7]. Por exemplo, o cateterismo é um método invasivo, pois uma cânula (ou catéter) é introduzida por uma veia ou artéria.

Na cardiologia nuclear, injeta-se somente material radioativo para a obtenção das imagens, que é feita externamente. Alguns autores consideram este procedimento invasivo, pois existe a injeção de material radioativo.

2.3 Imagens de Medicina Nuclear

Apesar dos princípios básicos das imagens nucleares serem conhecidos há anos, a disponibilidade da técnica aumentou nos últimos anos, com o desenvolvimento de novos isótopos e com o aperfeiçoamento dos computadores [8].

Durante um exame de medicina nuclear deve-se marcar com o material radioativo o órgão que se deseja avaliar. O isótopo é administrado por via oral, intravenosa ou respiratória.

Para que exista uma predominância do isótopo na região que se deseja estudar, deve-se utilizar radiofármacos marcados com material radioativo. Cada radiofármaco tem a capacidade de se fixar preferencialmente num determinado órgão ou tecido do organismo.

A imagem do órgão é formada a partir da detecção dos fótons emitidos pelo isótopo. O equipamento utilizado para fazer a detecção e a contagem destes fótons é a Câmara à Cintilação.

O número de átomos radioativos que se injeta num paciente é muito grande, o que pode dar a impressão de exposição excessiva à radiação. Porém, como a energia das radiações gama é baixa, é cedida pouca energia ao organismo.

Além disso, um fator muito importante é que a meia-vida efetiva dos radiofármacos é curta. Isto torna temporária a presença de material radioativo no ser vivo. A meia-vida é caracterizada por dois fatores combinados [9]:

- meia vida física do radioisótopo: tempo gasto para que a metade da população de átomos radioativos da amostra se desintegre; e
- meia vida biológica: tempo que leva o organismo para eliminar, por excreção, metade dos átomos administrados.

Um exame com radioisótopos é menos nocivo que um exame típico de raio-X de pulmão, por exemplo, pois na medicina nuclear o organismo humano absorve apenas de um décimo a um centésimo da energia irradiada no procedimento radiológico citado [9].

Câmara à Cintilação

A câmara à cintilação, também conhecida como gama câmara, câmara de cintilação ou câmara de Anger, é o equipamento mais utilizado para se obter imagens em medicina nuclear.

São três os principais elementos que formam a câmara à cintilação:

- colimador;
- cristal (sistema de detecção) e
- células fotomultiplicadores.

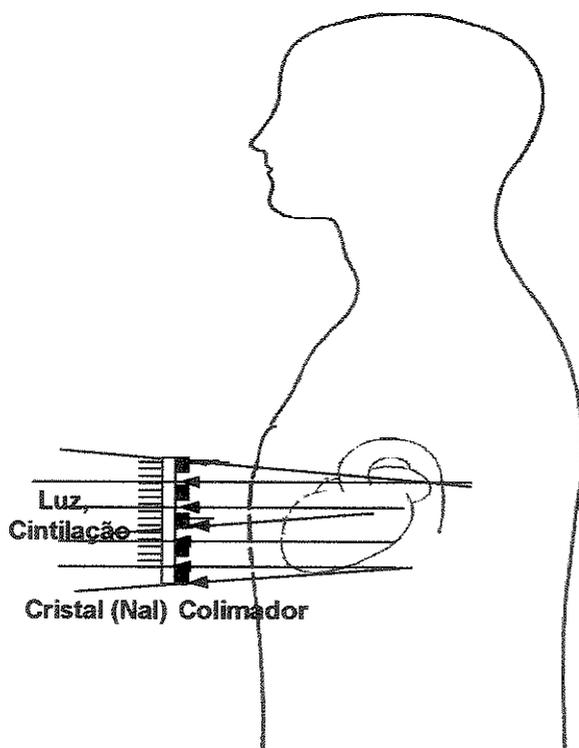


Figura 2.4 - Colimador.

Os fótons de uma fonte radioativa são emitidos em todas as direções. O colimador é um dispositivo que seleciona somente os fótons adequados para a formação da imagem.

A figura 2.4 mostra como o colimador seleciona os fótons que formarão a imagem. Nesta figura, o colimador utilizado possui septos paralelos, o que produz uma barreira para os fótons cujas direções não sejam paralelas aos septos. O resultado disto, é que somente os fótons perpendiculares ao colimador formarão a imagem. Existem diversos tipos de colimadores: de septos convergentes, divergentes, de um único septo e outros.

Assim que passam pelo colimador, os fótons atingem o cristal, interagindo com o mesmo e produzindo cintilações, ou seja, fótons secundários com energia na região da luz visível (UV). As cintilações são detectadas pelas células fotomultiplicadoras e convertidas em pulsos elétricos.

Os pulsos elétricos são amplificados e convertidos em tensão elétrica, passando, então, por um circuito de posicionamento. Cada uma das células fotomultiplicadoras está ligada aos circuitos de posição de uma forma ponderada. Desta forma, uma cintilação ocorrida próxima a uma determinada célula fotomultiplicadora provocará um pulso com alta amplitude na mesma, e pulsos menores nas demais. A amplitude do sinal resultante é proporcional à energia depositada pelo fóton no cristal [10].

É necessário selecionar a faixa do sinal, correspondente à energia do fóton emitida pela fonte, devido à própria resposta do cristal e devido ao processo de espalhamento do fóton no objeto e no cristal.

A seleção da faixa do sinal é feita pelo analisador de altura de pulso, que seleciona os pulsos que apresentam uma variação em média de +/- 10% em relação à energia do fotopico (por exemplo, a energia do tecnécio é de 140 keV). Somente os sinais que estão dentro desta faixa (126 KeV à 154 KeV) é que contribuem para a formação da imagem.

Além dos fatores instrumentais, existe também o fator de espalhamento Compton que contribui para a piora da resolução. O espalhamento ocorre quando um fóton é detectado num ponto, mas ele foi originado em outro local. Fótons que foram desviados de seu trajeto original podem ser detectados, desde que a

energia do fóton não tenha sido alterada substancialmente. O espalhamento é mais significativo para órgãos extensos e profundos, e/ou em pacientes obesos [10].

Alguns fótons são absorvidos pelo paciente, nunca atingindo o detector. Esta absorção faz parte do processo denominado atenuação. Os fótons emitidos pelas partes mais internas do corpo sofrem uma maior atenuação que os emitidos próximos à superfície.

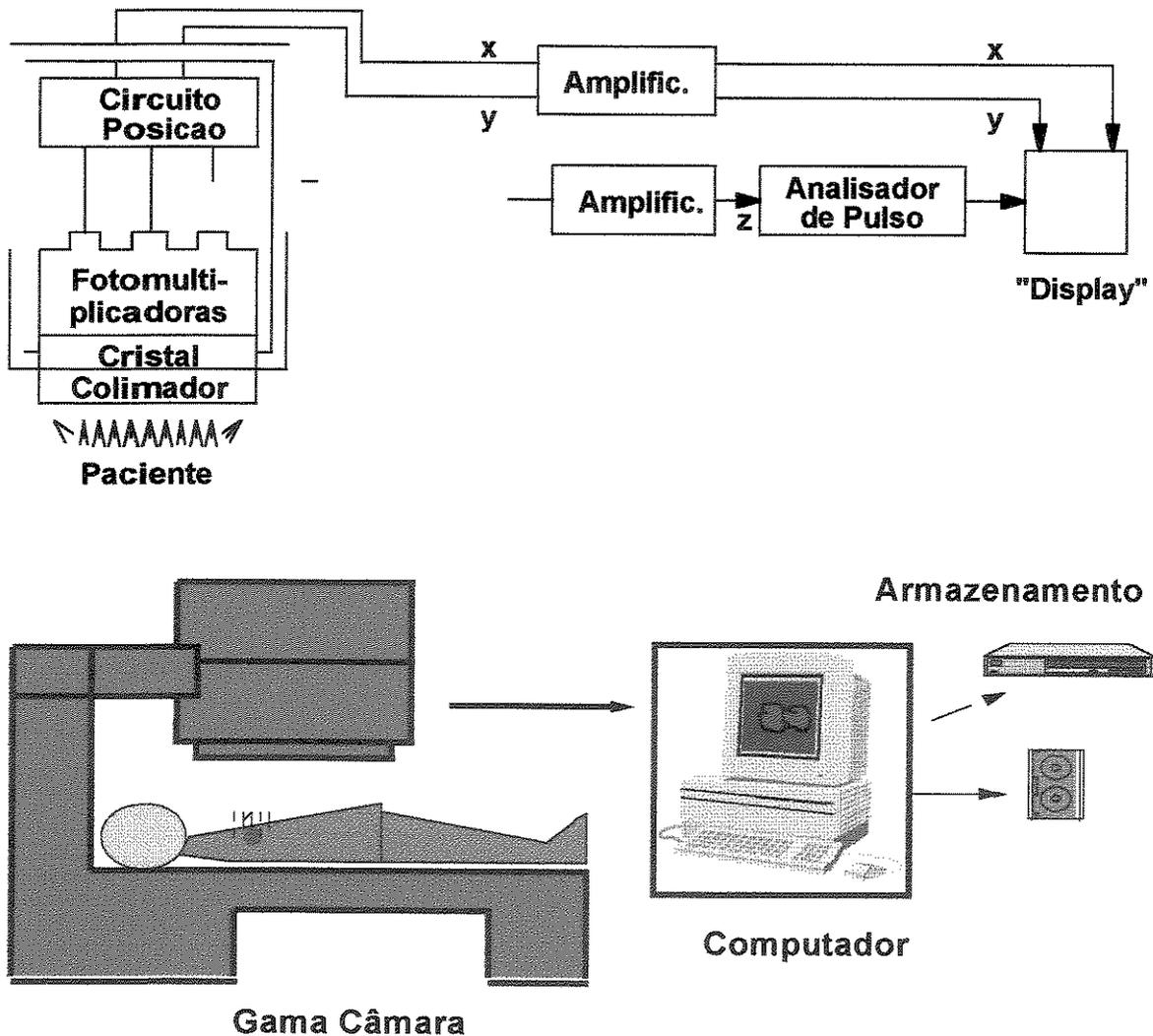


Figura 2.5 - Diagrama do sistema de aquisição de imagens utilizando uma Câmara à cintilação.

A formação da imagem é feita através da identificação da posição de cada cintilação (x,y) percebida e a intensidade da imagem é proporcional ao número de eventos ocorridos em cada posição. A imagem é formada pelo registro dos fótons provenientes de todas as regiões do objeto. A imagem assim obtida é uma projeção plana da fonte volumétrica.

Um diagrama de um sistema típico de aquisição de imagens utilizando uma Câmara à Cintilação está ilustrado na figura 2.5. As imagens adquiridas neste processo são denominadas planas.

Os dados originados no processo de aquisição - intensidade e posição x e y - podem ser transferidos para memória digital através de um conversor analógico/digital. Após a transformação digital dos impulsos elétricos, a imagem pode ser reproduzida num monitor de computador, colorida ou em escala de cinza.

Armazenamento dos dados: Normalmente durante a aquisição da imagem, os dados são armazenados em memória central. Porém, como é grande a quantidade de dados de um única aquisição, geralmente é necessário passá-los para alguma forma de armazenamento externa, deixando a memória livre para outra aquisição. Os dados digitalizados podem ser guardados em discos magnéticos. A nova geração de computadores contém discos magnéticos ou óptico-magnéticos com grande capacidade, que podem armazenar várias imagens.

Visualização das imagens: Milhares de dados individuais devem ser transformados em uma imagem compreensível. A diferença entre as intensidades de radioatividade podem ser mostradas em tons de cinza. A imagem pode ser também mostrada em cores, ou mais precisamente em pseudo-cor.

Existem diversas técnicas para melhorar a qualidade visual da imagem, tais como a subtração da radiação do fundo anatômico na imagem e filtros de realce da imagem [5].

Após o processamento, a imagem para diagnóstico pode ser impressa em filme ou armazenada permanentemente em discos magnéticos.

Técnica de Cintilografia Cardíaca - Princípios Básicos:

A cardiologia nuclear baseia-se na capacidade de instrumentos utilizados externamente detectarem e quantificarem a irradiação que emana de estruturas cardíacas após a injeção de um radiofármaco [2].

A utilização de procedimentos nucleares facilita o entendimento dos fenômenos fisiológicos e a definição de prognóstico e diagnóstico em pacientes cardiopatas. Além disso, os procedimentos podem ser repetidos com segurança, e permitem diversas avaliações, por exemplo:

- verificação de alterações na função cardíaca;
- cálculo do débito cardíaco;
- avaliação da perfusão miocárdica e
- análise do metabolismo cardíaco.

Atualmente, uma importante aplicação clínica da cardiologia nuclear está na avaliação do desempenho cardíaco global e regional. Este procedimento é realizado com radionuclídeos que permanecem dentro do espaço intravascular durante o período de estudo.

O desempenho cardíaco pode ser avaliado de duas maneiras: durante a primeira passagem do isótopo através da circulação central ou após o seu equilíbrio com o volume de sangue intracardíaco.

Independente da forma de análise do desempenho cardíaco, o radiofármaco é administrado ao paciente, através de uma injeção intravenosa. O material radioativo passa seqüencialmente pelo lado direito do coração, entra nos pulmões, passa para o lado esquerdo do coração e então vai ao miocárdio através da circulação coronariana.

Após a aplicação do radioisótopo, o paciente é submetido a uma sessão de imagens, onde geralmente são feitas aquisições do coração em diferentes ângulos [11].

A seqüência e o tempo dos eventos variam dependendo do tipo de estudo que está sendo efetuado. Por exemplo: a imagem de perfusão do

miocárdio durante o exercício é adquirida poucos minutos após a injeção do material radioativo, a aquisição das imagens durante a primeira passagem é iniciada com a aplicação do radiofármaco e a aquisição da imagem do enfarte o é feita algumas horas após a administração do radioisótopo, se for utilizado tálio.

Existem cinco categorias principais de radiofármacos utilizados para imagens cardíacas [1]:

- agentes para avaliar a perfusão miocárdica (ex: ^{201}Tl na forma de cloreto de tálio);
- agentes para marcar quantidade de sangue que fica dentro da cavidade cardíaca (leito sangüíneo) para estudar a função ventricular (ex: $^{99\text{m}}\text{Tc}$ Cápsulas vermelhas, $^{99\text{m}}\text{Tc}$ Albumina);
- agentes para detectar necrose do miocárdio (ex: $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -pirofosfato);
- agentes para avaliar o metabolismo miocárdico (ex: ^{123}I Ácidos graxos) e
- agentes para detectar inflamação, miocardite, cardite reumática ou rejeição ao transplante (ex: ^{67}Ga , citrato de gálio).

Os dois isótopos mais usados na cintilografia cardíaca para marcação do miocárdio são o tálio-201 (^{201}Tl) e o tecnécio-99m ($^{99\text{m}}\text{Tc}$).

Escolha do Radionuclídeo: Tálio-201 ou Tecnécio-99m

Um fator muito importante para a qualidade da imagem, e conseqüentemente a sua interpretação, é a escolha do radioisótopo.

Tálio

O tálio (Tl^+) é um elemento biologicamente similar ao potássio (K^+) em termos de distribuição nas células. A razão para utilizar o tálio como agente para aquisição de imagens de perfusão miocárdica deve-se ao fato dele ser extraído rapidamente da corrente sangüínea pelo miocárdio, o que o torna

adequado para testes de esforço. A sua acumulação no miocárdio não é alterada pelo uso de drogas ministradas rotineiramente a pacientes cardíacos [10].

O tálio-199 foi sugerido por Kawana como um agente em potencial para imagens miocárdicas e o tálio-201 foi introduzido na medicina nuclear em 1973 por Lebowitz. Desde então, muitos estudos demonstram a utilidade do ^{201}Tl na avaliação de doenças coronarianas isquêmicas [12].

O tálio-201 é muito utilizado para a detecção de infarto do miocárdio, bem como para identificação de estenose coronariana. Para estas duas condições, a sensibilidade e a especificidade do ^{201}Tl se mostraram bem satisfatórias [12].

Transporte:

O TI é transportado do fluido extracelular para dentro da célula miocárdica através da membrana celular. A cinética do transporte é similar à do potássio (K). O transporte é facilitado pela despolarização e repolarização elétrica da membrana da célula miocárdica, sendo que aproximadamente 3% de K^+ intracelular são trocados por K^+ e Tl^+ em cada batimento cardíaco, quando o metabolismo aeróbico e a glicose impulsionam a bomba de sódio-potássio (Na-K ATP) [12].

Assim, a absorção do tálio depende do transporte na membrana celular e do fluxo durante a primeira passagem do traçador de ^{201}Tl , quando a sua concentração no sangue é maior.

Imagem:

A baixa energia dos fótons do ^{201}Tl (60 a 83 keV) faz com que ocorra uma deposição aproximada da metade dos fótons nos tecidos de 2.7cm de espessura [12]. Isto resulta numa grande absorção de fótons nos tecidos intermediários e numa perda de 75%-90% dos fótons originados na parede ventricular que fica na parte do coração mais longe do instrumento que faz a

aquisição das imagens. Desta forma, a imagem resultante é formada basicamente pelos segmentos ventriculares mais próximos.

A perfusão e a massa muscular do ventrículo direito são muito pequenas para permitir a sua visualização, exceto em casos de hipertrofia do V.D.

A obtenção de imagens com tálio-201 é um procedimento muito comum na cardiologia nuclear. A utilização do ^{201}Tl em estudos de perfusão miocárdica tem crescido numa taxa de 20% ao ano, nos últimos anos [13]. A principal limitação da imagens adquiridas através da cintilografia com ^{201}Tl para verificação da perfusão miocárdica está relacionada com suas propriedades físicas que não são as ideais:

- energia do fóton mais baixa do que aproximadamente 110-1150 Kev (ideal) para câmaras cintilográficas (60 a 83 keV) e
- meia-vida física relativamente longa (73 horas).

A maioria dos sistemas das câmaras à cintilação utilizam um cristal (NaI) que normalmente foi otimizado para detectar energias próximas ao valor do fotopico do tecnécio-99m.

Tecnécio

O tecnécio-99m sestamibi é usado como agente para perfusão miocárdica [13]. Várias características deste agente oferecem vantagens sobre o tálio-201. Estas características estão relacionadas na Tabela 2.2 [13].

No estudos sincronizados com eletrocardiograma "Gated" o ciclo cardíaco é dividido em intervalos de tempo iguais (16 a 64). Dados correspondentes ao mesmo ciclo são somados. As imagens resultantes são uma soma das várias batidas do coração durante a aquisição, e essencialmente representam uma média do ciclo cardíaco.

Os exames de perfusão miocárdia existentes não utilizam imagens "gated", pois este tipo de procedimento ainda está em fase de estudo.

Propriedade	^{99m}Tc Sestamibi	^{201}Tl
Disponibilidade	Produzido por gerador, assim está disponível 24 horas por dia.	Produzido pelo ciclotron, desta forma, depende do fornecedor.
Energia *	Energia ótima, levando à alta resolução.	Energia mais baixa que a ideal, levando à baixa resolução.
Radiação	Menos espalhamento e atenuação. Meia-vida curta x dose mais alta. Avaliação de "pool" sanguíneo, exame cardíaco sincronizado co ECG. Estudos de primeira passagem	Mais espalhamento e atenuação. Meia-vida longa x dose mais baixa. Nenhum estudo de aquisição sincronizado com ECG ("Gated"). Estudos de equilíbrio.
Redistribuição ^{201}Tl Repouso ^{99m}TcSestamibi	Mínima, a aquisição das imagens não precisa ser feita logo após a injeção. Não permite distinguir isquemia no repouso de enfarte.	Presente, as imagens devem ser adquiridas logo após a injeção. Muito útil para análise da viabilidade da perfusão, na isquemia no repouso.

Tabela 2.2 - Comparação entre imagens com ^{201}Tl e com ^{99m}Tc Sestamibi.

* para imagens da gama câmara.

A meia-vida física do tálio é de 73 horas contra 6 do material marcado com tecnécio. Assim pode-se injetar uma quantidade maior de ^{99m}Tc no paciente (injeção de 3 MBq de tálio e de 30 MBq de tecnécio). Esta característica proporciona imagens de tecnécio-99m com maior qualidade do que as que utilizam tálio-201, pois uma dose maior, gera contagens maiores, reduzindo o ruído da imagem, parte do ruído é gerado pelo próprio decaimento do isótopo. Além disso, o tecnécio-99m é mais energético (140 keV), o que facilita a detecção pelo cristal da gama câmara, pois ele emite um fóton de maior energia [14].

As contagens mais altas, que o técnico proporciona, melhoram a resolução das imagens de SPECT ou planas e também o desempenho dos estudos de primeira passagem para análise da função ventricular.

2.4 Imagens de Perfusão Miocárdica

O músculo cardíaco é irrigado pelas artérias coronarianas direita, descendente anterior e circunflexa e por seus vasos colaterais. Assim, a perfusão miocárdica está diretamente relacionada com o fluxo em cada uma das coronárias.

O tálio e o técnico são dois excelentes traçadores radioativos que são extraídos da corrente sangüínea pelas células musculares. A distribuição desses traçadores no miocárdio é proporcional ao fluxo sangüíneo regional.

Os exames de perfusão miocárdica são usados para detectar a localização e a extensão de regiões isquêmicas ou necrosadas do miocárdio, que são regiões irrigadas por artérias parcial ou completamente obstruídas.

Nas imagens do miocárdio por perfusão são utilizados radionuclídeos que atravessam o sistema capilar do miocárdio e entram na célula miocárdica. As imagens de perfusão miocárdica são geralmente feitas após a administração de uma solução iônica de ^{201}Tl , como a cloreto de tálio. Após a injeção intravenosa, ele é rapidamente extraído e distribuído dentro do miocárdio de acordo com fluxo sanguíneo miocárdico regional e a viabilidade celular regional.

A cintilografia de perfusão miocárdica é uma técnica não-invasiva largamente utilizada para a identificação e avaliação de pacientes com conhecimento ou com suspeita de doença artério-coronariana (CAD), permitindo a localização das regiões necrosadas ou isquêmicas.

Quando o exame é realizado em condição de repouso, as células necrosadas apresentam-se como uma região de baixa atividade em relação ao resto do músculo, pois não há presença de ^{201}Tl nessas regiões. Porém, as regiões isquêmicas podem não ser detectadas em condição de repouso, porque a diferença de fluxo entre as artérias normais e as obstruídas, que causam a

isquemia, pode não ser significativa nesta condição. Por outro lado, quando o paciente é submetido ao teste de esforço, que aumenta o fluxo sanguíneo, a diferença de atividade nas regiões normais e isquêmicas tende a aumentar, possibilitando a identificação da localização da isquemia.

O procedimento clínico para avaliação da perfusão miocárdica no exercício consiste na injeção do cloreto de tálio na condição de esforço máximo, o que é conseguido, por exemplo, com um corrida numa esteira rolante. Após a administração do tálio, é feita a aquisição das imagens.

Para distinguir as duas causas, necrose ou isquemia, que dão origem à baixa atividade radioativa nas imagens de perfusão miocárdica, é necessário fazer um segundo exame em condição de repouso. Esta condição é atingida aproximadamente 4 horas após a injeção do tálio, quando a distribuição do mesmo por todo o corpo e a sua fixação preferencial no miocárdio já ocorreu.

A utilização do tálio não permite que se identifique qual artéria especificamente não está perfundido o miocárdio. Isto se deve a algumas limitações:

- baixa energia do tálio,
- presença de atividade de estruturas não cardíacas sobrepondo uma porção do miocárdio e
- sobreposição de regiões miocárdicas normais e/ou doentes, dificultando ou impossibilitando a localização de pequenos defeitos de perfusão.

Imagens planas requerem que várias projeções sejam adquiridas para se analisar adequadamente todas as áreas do coração. Uma alternativa para as imagens planas do coração é a tomografia computadorizada por emissão de fóton único, na qual se faz a aquisição de múltiplas projeções em torno do corpo e, utilizando-se um computador, reconstroem-se imagens em cortes transversais, sagitais, coronais e oblíquos do coração.

A utilização de imagens tomográficas adquiridas após a injeção de tálio-²⁰¹ no pico do exercício melhorou significativamente a detecção e localização de isquemia miocárdica em relação às imagens planas [16]. Imagens tomográficas na redistribuição do ²⁰¹Tl são melhores que imagens planas para

a detecção e localização de enfarte do miocárdio, bem como, para estimar sua extensão [17].

Dipiridamol

Alguns pacientes não podem se exercitar devido a doenças vasculares periféricas, problemas neurológicos ou anomalias músculo-esqueléticas. Para detectar isquemia miocárdica nestes pacientes, uma intervenção farmacológica pode ser usada no lugar do teste de esforço. Uma forma de aumentar a perfusão miocárdica é utilizar o dipiridamol (DIP), uma droga que causa dilatação das coronárias. Quando as artérias coronárias estão livres de arteroesclerose, o fluxo sanguíneo aumenta uniformemente em todas as áreas do miocárdio. Se algum vaso possuir algum estreitamento, o fluxo próximo ao estreitamento diminui relativamente.

Exemplos de imagens de perfusão miocárdica

Para separar os vários sistemas de artérias e maximizar a visualização de todas as áreas do coração costuma-se fazer a aquisição em vários ângulos das imagens de perfusão miocárdica utilizando-se tálío. É feita a aquisição de três ou quatro projeções, dependendo da(s) doença(s) a serem verificadas e da anatomia do próprio paciente.

Geralmente fazem-se imagens nas seguintes posições:

- oblíqua anterior direita (pouco utilizado);
- anterior;
- 30°, 40° ou 60° oblíqua anterior esquerda e
- 90° lateral esquerda.

A figura 2.6 esquematiza as imagens de perfusão miocárdica normais obtidas em diferentes posições.

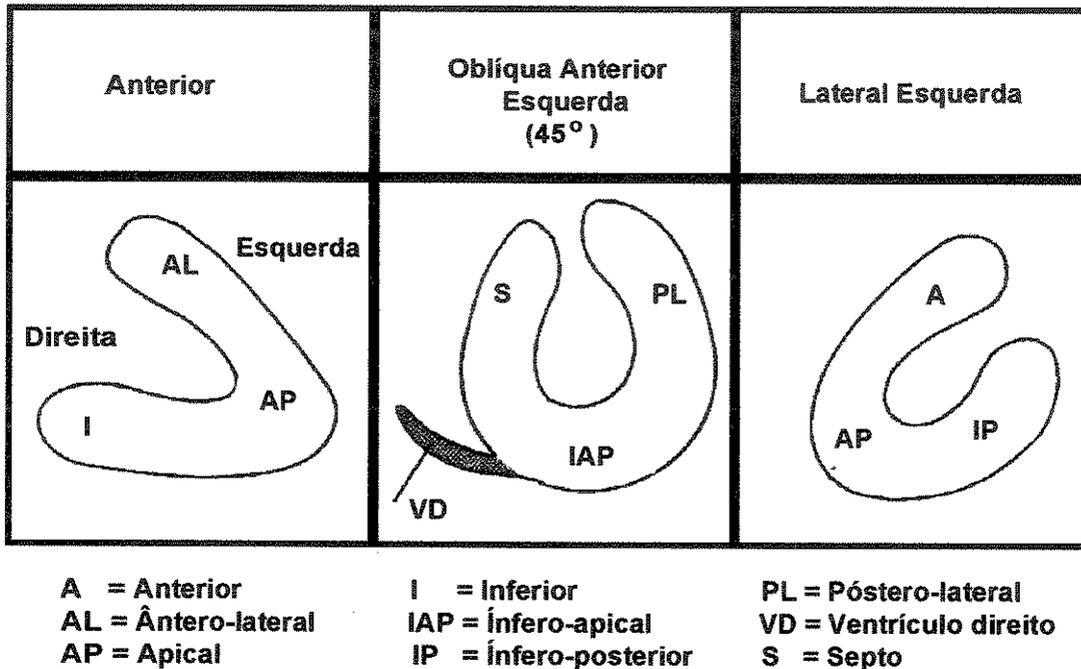


Figura 2.6 - Esquemas de Perfusão Miocárdica Normal em diferentes projeções.

2.5 SPECT - Tomografia computadorizada por emissão de fóton único.

A tomografia computadorizada por emissão de fóton único utiliza uma gama câmara rotatória e computadores mais completos, versáteis, do que os utilizados para a aquisição de imagens planas. A câmara é acoplada a um suporte, que permite a rotação do detector em torno do paciente num ângulo completo de 360°. A órbita do detector pode ser circular ou elipítica.

A órbita elíptica possui a vantagem de manter o detector mais perto do paciente durante a rotação, preservando assim, a resolução espacial, que é perdida nas órbitas circulares. Na aquisição em órbita circular, em algumas posições, o detector realiza a aquisição das imagens longe do paciente [5].

O processo de aquisição do SPECT é basicamente o mesmo das imagens planas, porém o detector realiza uma rotação ao redor do paciente, durante a qual é obtida uma série de imagens planas. Existem dois tipos de aquisição: com a câmara parada até o término de cada fase da mesma e com deslocamento contínuo. Na figura 2.7, pode ser observado um equipamento para aquisição de SPECT.

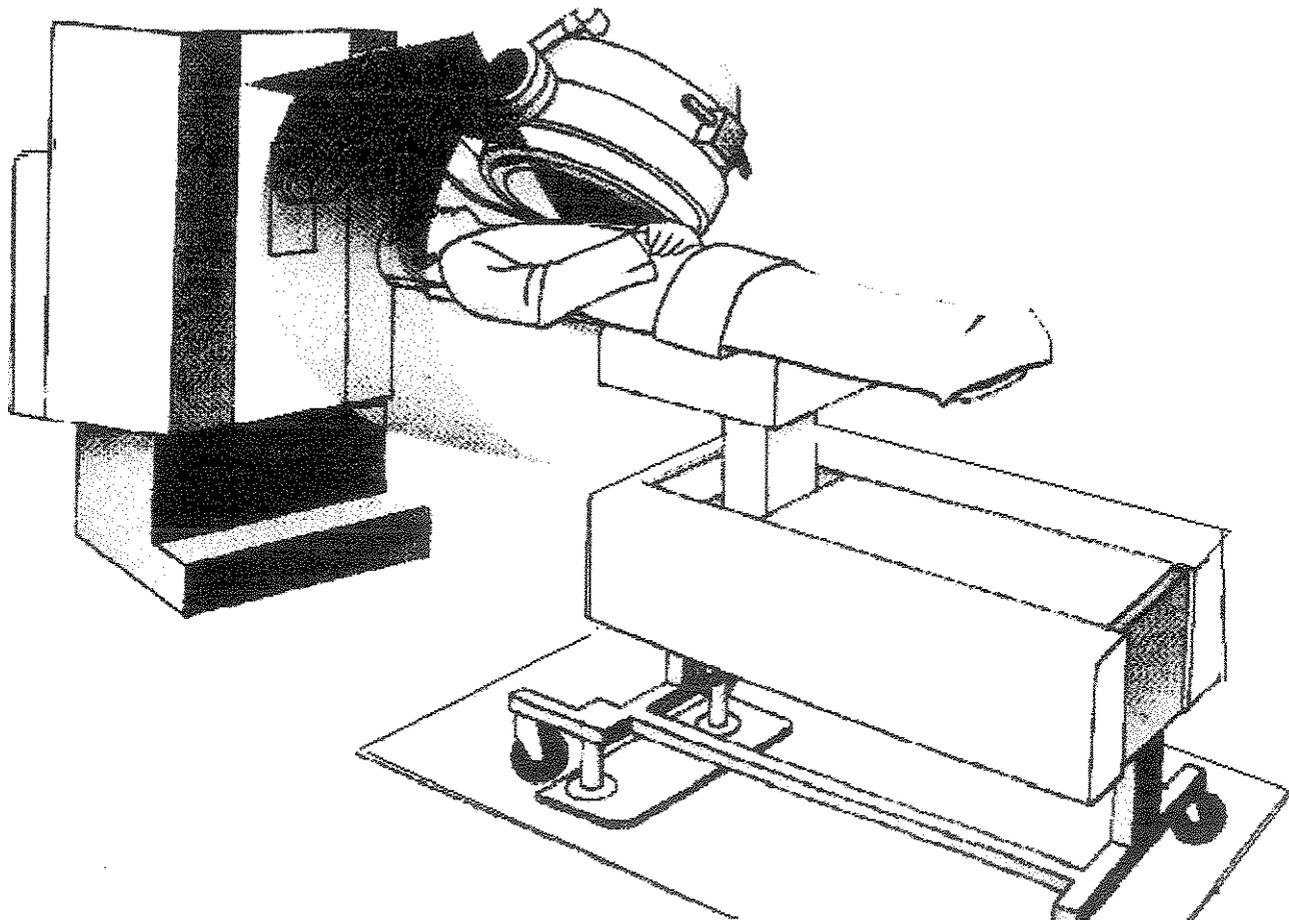


Figura 2.7 - Câmara de aquisição para SPECT.
(Ref. Siemens/Orbiter Modelo ZLC-DIGTRAC)

Imagens de SPECT, em contraste com as imagens planas, fornecem cortes do coração com pouca sobreposição de contagens de regiões vizinhas ou de tecidos que compõe o fundo anatômico das imagens. Isto resulta numa imagem melhor definida, o que é vantajoso nas imagens obtidas após a

administração de tálcio, onde as áreas isquêmicas devem ser separadas do miocárdio com perfusão normal.

Reconstrução:

Durante o processo de aquisição, todos os fótons medidos ao longo de uma linha perpendicular ao detector são somados a fim de que formem um único pixel ("picture element") em cada projeção [5,10,18].

Projeções tomográficas são uma série de imagens planas adquiridas em diferentes ângulos, ao redor do paciente. Essas imagens são reconstruídas em imagens transaxiais, que são cortes orientados perpendicularmente ao eixo de rotação. As imagens transaxiais podem ser reorientadas para se obter cortes sagitais, coronais e oblíquos segundo os eixos cardíacos [5].

Existem diversas técnicas matemáticas para a reconstrução de imagens bidimensionais a partir de suas projeções. O primeiro método usado para reconstruções tomográficas foi a retroprojeção simples, ou direta [10]. Nesta técnica retroprojeta-se cada perfil através do plano de corte correspondente, ou seja, o valor do pixel na projeção é distribuído por todos os pontos que formam a linha no corte transversal. Este procedimento está mostrado na figura 2.8.

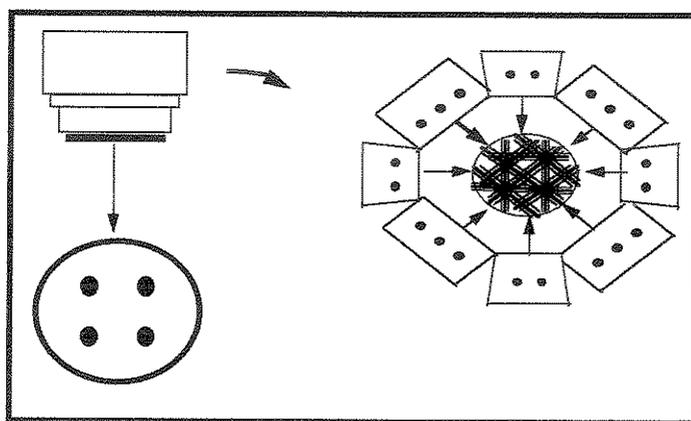


Figura 2.8 - Processo de retroprojeção para a reconstrução dos cortes tomográficos [10].

O algoritmo de retroprojeção baseia-se no fato de que qualquer fóton que interage com o cristal da câmara deve ter passado através de um dos septos do colimador, definindo assim, sua direção. Considerando-se que geralmente são usados colimadores com furos paralelos, o algoritmo de reconstrução retroprojeta as contagens ao longo de uma linha perpendicular à face do cristal.

As linhas retroprojetadas cruzam-se no local onde a radiação foi originada, gerando as imagens dos cortes tomográficos. Infelizmente, existem partes das linhas que não cruzam o local correto, borrando a imagem e reduzindo o contraste [5]. Este método de reconstrução gera imagens borradas e com artefatos, onde pequenos detalhes são perdidos. A partir desta idéia original, foram feitas novas implementações no processo de reconstrução tomográfica.

Atualmente são utilizados, basicamente, dois tipos gerais de métodos de reconstrução: os iterativos e os analíticos. Nos primeiros são feitas iterações até a obtenção da imagem desejada. Os métodos analíticos são baseados na solução matemática em geral não aproximada das equações da imagem. Estes métodos são descritos por Rebelo [10].

Uma das técnicas mais importante das reconstruções analíticas é a Retroprojeção Filtrada. Esta técnica utiliza o princípio da retroprojeção acrescido de um refinamento. A imagem obtida através da retroprojeção simples não corresponde à imagem real, porque cada ponto da imagem reconstruída é formado pela superposição de um conjunto de valores correspondentes às projeções do objeto. Já a retroprojeção filtrada utiliza filtros que aumentam as freqüências da imagem diminuídas pelo processo de retroprojeção.

Imagens de perfusão miocárdica utilizando-se SPECT:

Imagens de perfusão miocárdica, obtidas através de tomografia computadorizada por emissão de fóton único utilizando tálio-201, possuem as seguintes características [20] em relação às planas:

- melhor resolução;
- melhor separação das regiões do miocárdio e
- potencial para melhorar a detecção, localização e definição dos defeitos de perfusão.

Como o coração se encontra na porção esquerda anterior do tórax, as imagens adquiridas em projeções do lado oposto a ele contém pouca informação sobre o órgão, uma vez que os efeitos de atenuação e espalhamento da imagem são acentuados. Assim sendo, alguns pesquisadores consideram a melhor técnica a aquisição de 32 projeções em 180° [10], iniciada em 225° oblíqua posterior esquerda e terminada em 45° oblíqua anterior direita, como está ilustrado na figura 2.9.

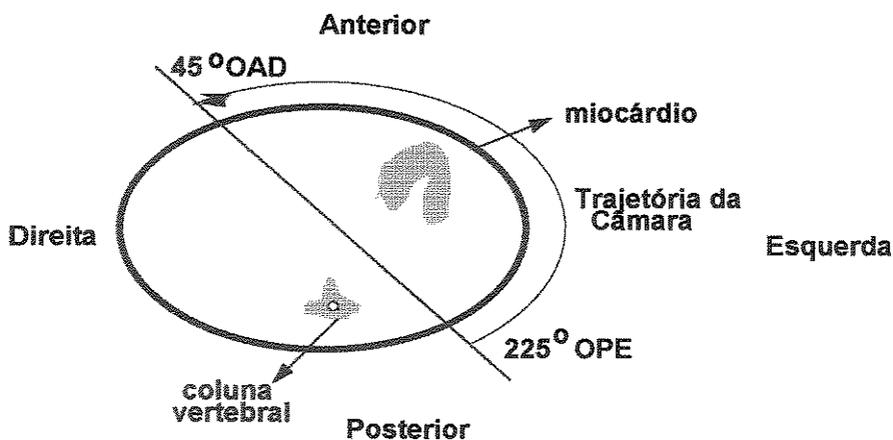


Figura 2.9 - Secção transversal do tórax na altura do coração, vista dos pés.

A análise da perfusão miocárdica primeiramente era feita através da interpretação visual dos cortes tomográficos. Este tipo de análise é limitada devido:

- à dificuldade para identificar as contagens,
- à incapacidade de verificar a taxa de eliminação ("washout") do miocárdio e
- à dificuldade de quantificar a percentagem do miocárdio que está envolvida num defeito de perfusão ou numa anormalidade de esvaziamento.

A taxa de eliminação é determinada a partir dos estudos de exercício e redistribuição

Devido a estas limitações, foram desenvolvidas técnicas para quantificar a distribuição 3-D do tálio-201 no miocárdio, no exercício e na redistribuição, utilizando-se cortes tomográficos [16,19].

O objetivo deste trabalho é descrever e avaliar uma das técnicas de quantificação, denominada Mapa Polar ou "Bull's Eye".

Algumas fontes de artefatos nos estudos de SPECT com tálio-201 [20]

O objetivo deste item é relacionar algumas fontes de artefatos que podem interferir nos resultados dos estudos de SPECT com tálio-201. Os principais artefatos estão relacionados ao paciente, à aquisição e à reconstrução da imagem.

1 - Artefatos relacionados ao pacientes:

- movimentação do paciente: Como na aquisição das imagens de SPECT o paciente fica numa posição incômoda por um longo período de tempo, é provável que o paciente se mova, o que é potencialmente uma grande fonte de artefatos na reconstrução tomográfica.

Uma forma de se detectar a movimentação do paciente é colocar dois pontos de cobalto-57 no tórax, um abaixo e outro acima do coração [20]. Na ausência de movimentação, estes pontos formam uma linha reta na soma das 32 projeções. O movimento é detectado quando ocorre desvio nesta linha. O número de "pixels" movimentados pode ser usado para rotacionar a imagem. Porém, na prática, se for detectada movimentação é comum que se repita a aquisição.

- movimentação do coração mesmo na ausência da movimentação do corpo: Mesmo em repouso, o coração continua a bater.
 - atenuação causada pelos seios: Nas mulheres, os seios podem atenuar a atividade do ^{201}Tl na região anterolateral do ventrículo esquerdo.
 - braços do paciente: durante a aquisição da imagem, os braços do paciente devem ser posicionados acima da cabeça. Se os braços ficarem do lado do corpo sob a mesa de aquisição, podem existir artefatos na imagem ocasionados pela atenuação dos braços.
- 2 - Artefatos relacionados à aquisição: alinhamento impróprio do detector e utilização do raio de rotação incorreto.
- 3 - Artefatos relacionados à reconstrução da Imagem: filtragem e determinação errada do eixo usado para a reconstrução.

2.6 Mapa Polar

O processamento "Bull's Eye" é um método usado para avaliar o tamanho relativo dos defeitos de perfusão miocárdica [16,19,22,23,24], baseado em imagens obtidas através de SPECT após a administração de ^{201}Tl ou $\text{MIBI}^{99\text{mTc}}$.

A técnica "Bull's Eye" sintetiza informações 3-D de imagens obtidas por SPECT em uma única imagem [19]. Isto possibilita a comparação quantitativa dos dados dos pacientes com padrões normais.

A análise quantitativa de imagens de perfusão miocárdica com SPECT requer arquivos padronizados normais por sexo [5], pois existem diferenças na perfusão dos homens em relação à das mulheres. Por exemplo, no pico do exercício, com a mesma frequência cardíaca e mesma pressão sanguínea sistólica, a taxa de "washout" para as mulheres é maior do que para os homens. Além disso, como foi descrito no ítem anterior, os seios podem atenuar a atividade do radioisótopo.

Capítulo 3 - Método "Bull's Eye"

Nesta seção é feita uma descrição do método "Bull's Eye" disponível no sistema da Câmara à Cintilação da Siemens (Orbiter Modelo ZLC-DIGITRAC 750820) disponível no Serviço de Radioisótopos da Divisão de Diagnóstico por Imagem do Instituto do Coração do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (InCor - HC FMUSP) [25]. Além desta descrição; são mostradas variações para a construção do Mapa Polar encontradas na literatura [16,19-21,26-32,35].

O método proposto neste trabalho foi elaborado baseando-se nos métodos existentes [16,19-21,26-32,35] e comparado com o Sistema da Siemens existente no Serviço de Radioisótopos do InCor.

3.1 Aquisição Tomográfica

O paciente é submetido a exercício (geralmente correr sobre uma esteira rolante) até o esforço máximo. No pico do exercício é injetado o cloreto de ^{210}Tl ou $\text{MIBI-}^{99\text{m}}\text{Tc}$, quando então é feita a aquisição tomográfica.

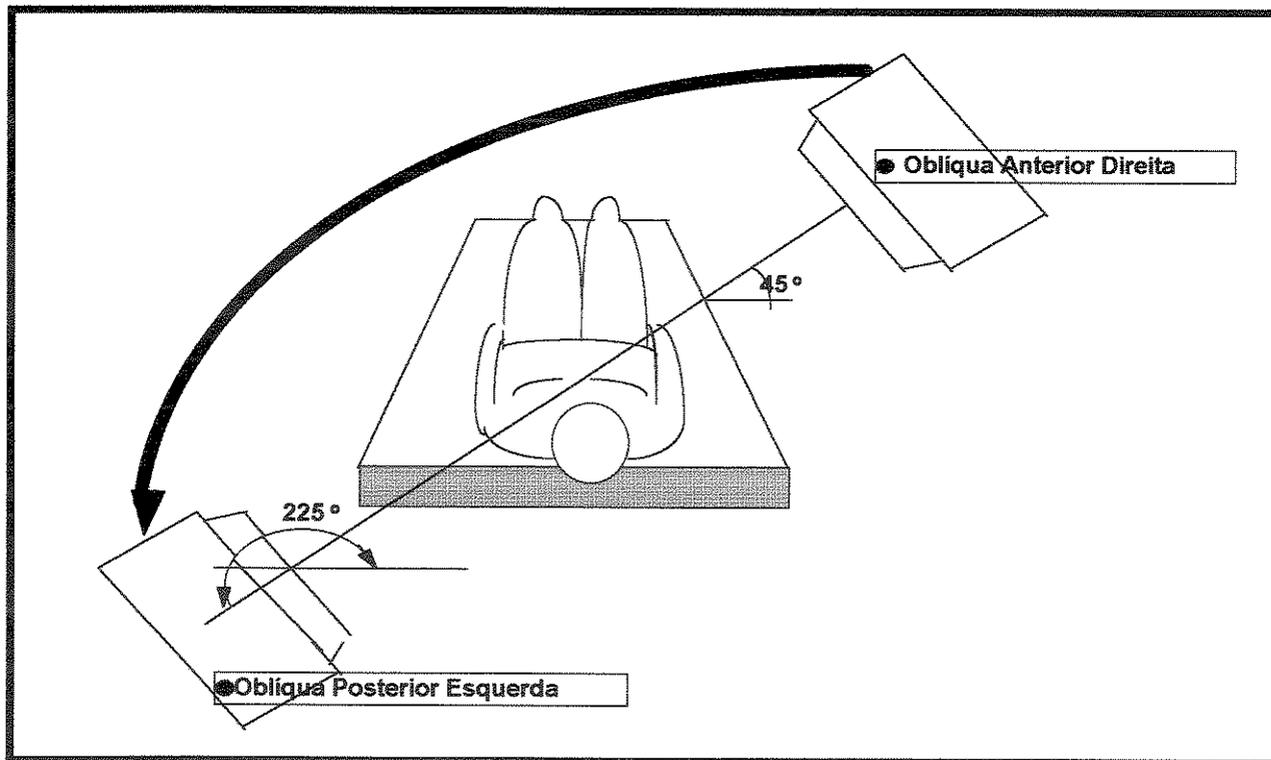


Figura 3.1 - Rotação da câmera.

A aquisição é efetuada em um ângulo oblíquo anterior direito (OAD) de 45° e rotacionando um arco 180° até 45° oblíquo posterior esquerdo (OPE), como indicado na figura 3.1.

Após três a quatro horas da aquisição das imagens no exercício, na fase de redistribuição do tálio no miocárdio, é repetido o mesmo procedimento tomográfico, pois, para a quantificação, são utilizados estudos do estresse (exercício) e da redistribuição.

Quando da administração do $\text{MIBI-}^{99\text{m}}\text{Tc}$, primeiramente é feita a aquisição durante o repouso, aproximadamente uma hora após o MIBI ser injetado. Para a análise da perfusão no esforço é feita nova injeção de material.

Através da câmara é feita a aquisição de 64 projeções [25,36] sendo que cada uma leva de 15 a 30 segundos [25]. Isto acarreta um tempo de aquisição de aproximadamente vinte minutos. Existem, porém, sistemas [5,16,19,26,28,31] em que são feitas somente 32 aquisições de 40 segundos. Cada uma das projeções possui 64×64 pixels, que têm uma dimensão linear de 6.0 ± 0.3 mm e são armazenados em dois bytes, cobrindo uma faixa de números inteiros entre 0 e 65.535.

A reconstrução da imagem é feita pelo processo de retroprojeção filtrada.

O sistema da Siemens utilizado no InCor tem disponíveis vários tipos de filtro. O mais utilizado no InCor é o Butterworth, que é um filtro passa-baixa. O efeito visual deste tipo de filtro é o de suavização da imagem, uma vez que as altas frequências que correspondem às transições abruptas são eliminadas [25].

Nos sistemas descritos na literatura, geralmente não é feita nenhuma correção de atenuação ou de espalhamento [16, 26, 37]. No InCor não é efetuada correção de atenuação, somente de espalhamento. A faixa de seleção do sinal é de -10% a + 10% da energia máxima do radioisótopo (por exemplo, para o tecnécio, 144,2 keV, é utilizada uma janela de 129,78 keV à 158, 62 keV).

Após a reconstrução dos cortes transversais (transaxiais) é efetuada uma mudança de orientação dos eixos da imagens. Esta reorientação permite a

determinação dos cortes correspondentes aos três planos mutuamente perpendiculares ao sistema de coordenadas fixado para o coração, ilustrados na figura 3.2:

- cortes horizontais (coronais),
- cortes verticais de eixo menor (transversais oblíquos) e
- cortes verticais de eixo maior (sagitais).

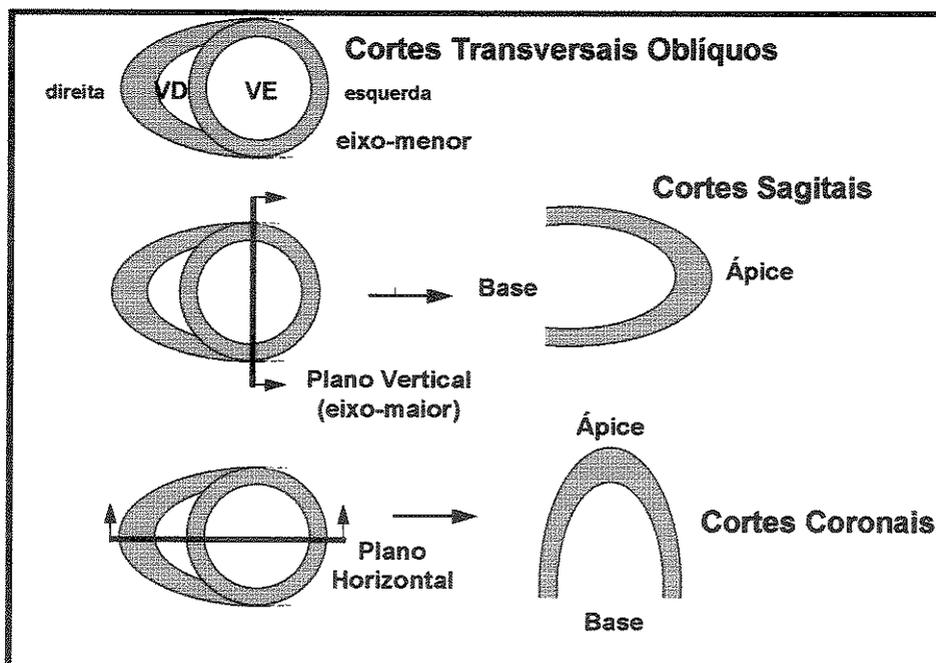
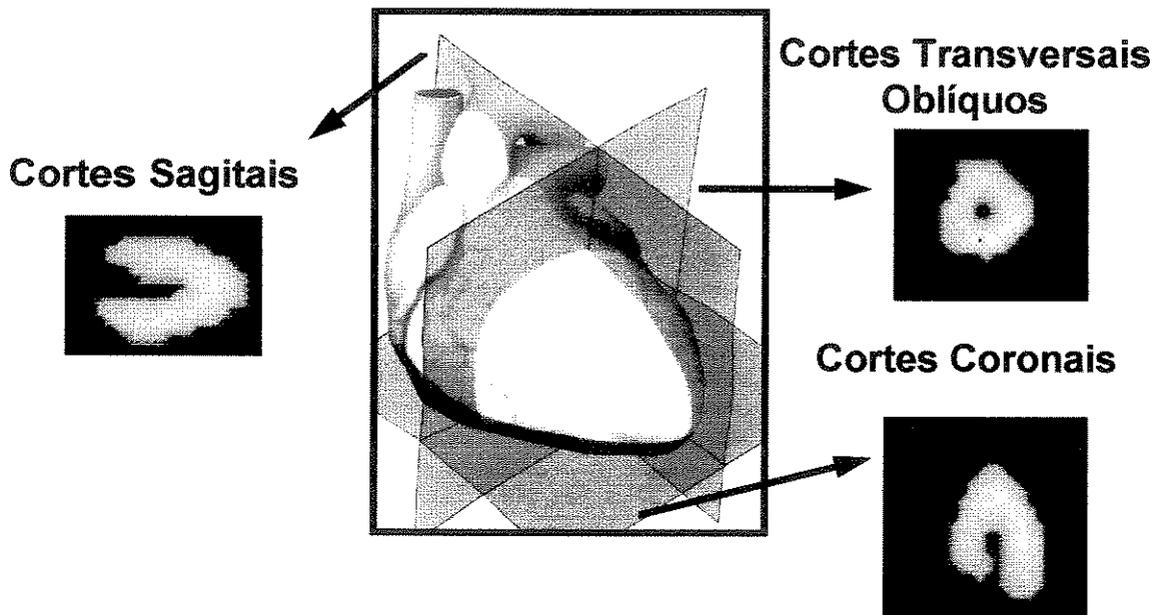


Figura 3.2 - Sistema de Coordenadas do coração.

Em alguns sistemas [19], antes da reconstrução dos cortes tomográficos é feita uma análise da movimentação do paciente [38]. Se a movimentação vertical do paciente for maior do que 0,5 pixel, aproximadamente 3,0 mm, é efetuada a correção. Não é necessário fazer a correção horizontal, pois na grande maioria dos casos estudados a movimentação horizontal não é maior do que 0,5 pixel.

3.2 Técnica "Bull's Eye"

Após a reconstrução tomográfica, o procedimento básico para a construção do gráfico "Bull's Eye" é o seguinte:

- 1 - determinar os cortes tomográficos sagitais que serão analisados;
- 2 - selecionar os cortes tomográficos oblíquos que serão utilizados;
- 3 - determinar o centro e o raio de pesquisa do ventrículo esquerdo;
- 4 - gerar as contagens máximas dos perfis circunferenciais para os cortes oblíquos escolhidos;
- 5 - colocar os perfis obtidos no ítem acima em círculos concêntricos, com o ápice do ventrículo no centro e a base na periferia;
- 6 - criar mapas para o estresse e para a redistribuição;
- 7 - dividir o mapa em regiões anatômicas;

Depois de construídos, os gráficos "Bull's Eye" da redistribuição e do estresse são comparados entre si e com os padrões normais.

1 - Determinação dos cortes sagitais que serão analisados:

Primeiramente deve-se escolher o corte transversal oblíquo central. Todos os cortes são mostrados em seqüência, um após o outro, e o operador escolhe o central.

No corte central o operador deve marcar o ponto mais a esquerda da parede endocárdica (septo) e o ponto mais a direita (parede lateral). Isto é feito posicionando-se duas linhas verticais, como mostra a figura 3.3. Os cortes sagitais utilizados serão os que estão entre estas duas linhas verticais.

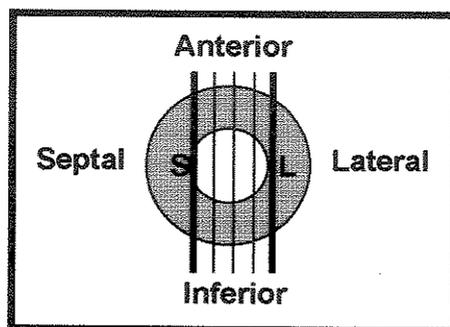


Figura 3.3 - Esquema para seleção dos cortes sagitais.

Geralmente são escolhidos de 4 a 6 cortes [1].

2 - Seleção dos cortes tomográficos transversais oblíquos:

O operador deve selecionar o corte tomográfico sagital com o maior comprimento da cavidade ventricular, utilizando o modo cine disponível na câmara da Siemens. Neste corte, o operador especifica quais serão os cortes de eixo menor utilizados para a quantificação. Os cortes escolhidos devem se estender da primeira fatia com atividade apical (A) até a última com atividade basal (B) (variação de 9 a 12 cortes) . A marcação dos limites é feita através de duas linhas horizontais. Uma indica a base e a outra o ponto mais apical da parede do endocárdio (ápice), como mostra a figura 3.4.

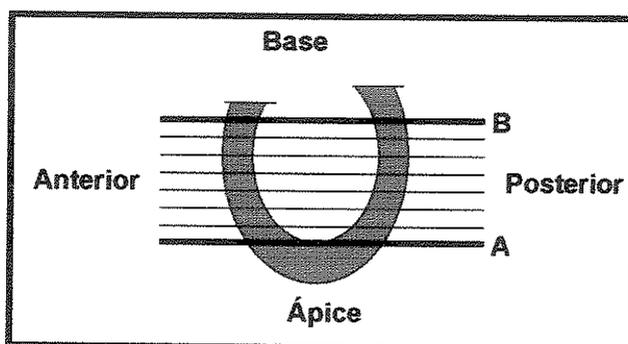


Figura 3.4 - Determinação dos limites que especificam quais cortes oblíquos serão processados.

Os três últimos cortes basais não são considerados para a quantificação, devido ao significativo decaimento da atividade na região do septo e também da irregularidade existente [14,16,19].

Neste mesmo corte sagital também é determinado o centro dos cortes sagitais, que será utilizado para a definição dos perfis circunferenciais nestes cortes. Uma linha vertical deve ser posicionada sobre o ápice como mostra a figura 3.5. A coordenada x da linha vertical corresponde à coordenada x do centro de pesquisa do cortes sagitais. A coordenada y do centro é determinada pelo ponto médio entre as linhas horizontais.

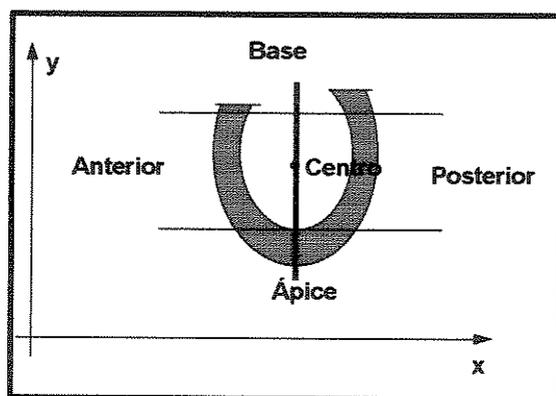


Figura 3.5 - Determinação do centro dos cortes sagitais.

3 - Definição do centro e do raio de pesquisa do ventrículo esquerdo:

Usando o corte tomográfico transversal oblíquo central, entre a base e o ápice (mesmo utilizado no item 1), o operador define o centro e o raio de pesquisa do ventrículo esquerdo [16,19,26,39] e em alguns sistemas [1,16,20] o operador marca também o ponto de junção do ventrículo esquerdo com o direito.

A posição da junção dos ventrículos direito e esquerdo é usada para rotacionar o cortes se estes não tiverem alinhados corretamente. Em Garcia [16], a marca da junção do V.D. com o V.E. corresponde arbitrariamente à 102° no sentido horário a partir do eixo que passa pelo centro do miocárdio, como está ilustrado na figura 3.6.

Usando o centro e o raio determinados desenha-se um círculo, como está ilustrado na figura 3.6.

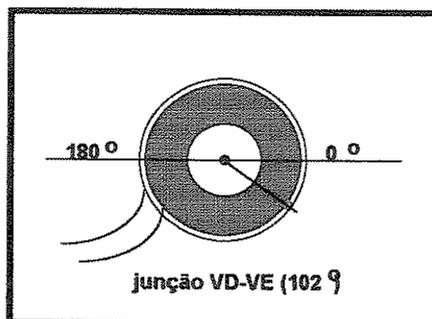


Figura 3.6 - Determinação do centro e do raio de pesquisa dos cortes transversais oblíquos.

Uma vez determinado, o círculo que engloba o miocárdio é mostrado em todos os cortes transversais oblíquos selecionados para o estudo. Isto é feito em seqüência, um corte após o outro, e possibilita ao usuário verificar se o círculo está adequado para todos os cortes a serem analisados.

DePasquale [26] e Caldwell [21] descrevem sistemas onde o centro e o raio de pesquisa do ventrículo esquerdo são determinados numa imagem que é a soma de todos os cortes tomográficos verticais de eixo menor. Isto é feito para que na determinação do raio seja englobado todo o miocárdio, pois se a região do miocárdio foi maior num corte que não seja o central, o círculo desenhado a partir do raio determinado como foi descrito acima não englobará o miocárdio inteiro.

4 - Determinação dos perfis circunferenciais:

Utilizando o centro e o raio de pesquisa determinados anteriormente, cada corte transversal oblíquo é dividido em setores. O valor da contagem máxima de cada setor é determinado pelo maior valor de contagem encontrado dentro do setor.

A partir das contagens máximas em cada setor é montado um perfil circunferencial correspondente a cada um dos cortes. A figura 3.7 mostra como

são montados os perfis circunferenciais. A análise é feita no sentido horário, a partir do setor 0, indicado na figura.

Nos sistemas descritos por Garcia [16 e 29], Gerson [15] e Siemens [25] as fatias são divididas em 60 setores de 6°. Porém, nos sistemas utilizados em DePasquale [26], Eisner [19] e Gottschalk [39], a divisão é feita em 40 setores de 9°.

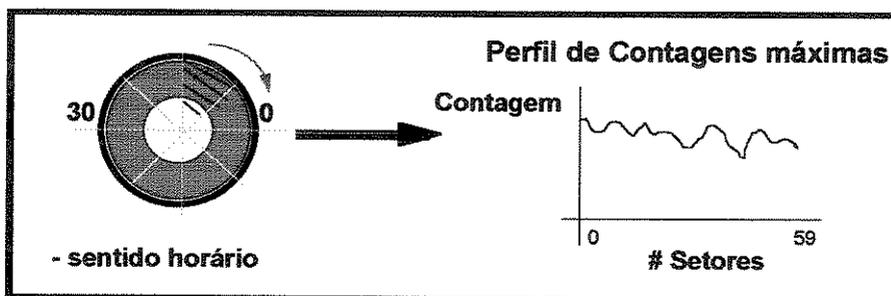


Figura 3.7 - Divisão em setores e determinação dos perfis de contagens máximas.

Em alguns sistemas [19,27], os perfis são construídos para todos os cortes tomográficos, exceto para os dois primeiros que contêm o ápice. Estes são representados por um único valor que contém a contagem máxima de toda a fatia.

Normalização:

A normalização é feita para distribuir os valores dos pixels de uma imagem dentro de uma determinada faixa de valores. Na normalização, deve-se determinar um valor máximo e um mínimo, e os valores dos pixels da imagem original são distribuídos entre estes valores, gerando uma imagem normalizada.

A normalização é muito útil quando se necessita representar imagens de medicina nuclear usando as cores disponíveis num sistema, pois geralmente, o número de cores é bem menor que a contagem máxima.

Para a construção do Mapa Polar, os perfis podem ser normalizados ou não.

No sistema descrito em Eisner [19], não é feita a normalização, a fim de que a variação relativa da contagem de um corte tomográfico para outro possa ser apreciada nas imagens quantitativas. Existem alguns sistemas em que a normalização é feita utilizando como valor 100 [25,29], como está ilustrado na figura 3.8. Em outros [15,16], cada perfil é normalizado com o maior valor de pixel encontrado para o corte tomográfico.

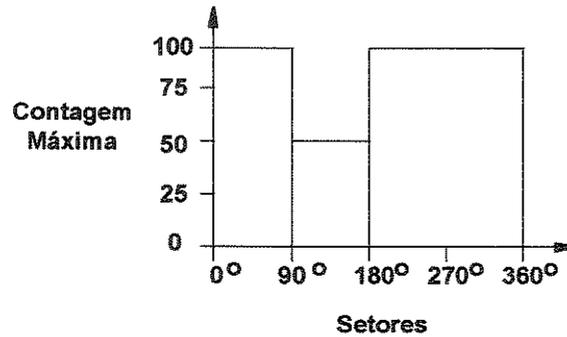


Figura 3.8 - Perfil de contagens máximas normalizado.

Mapa Retangular:

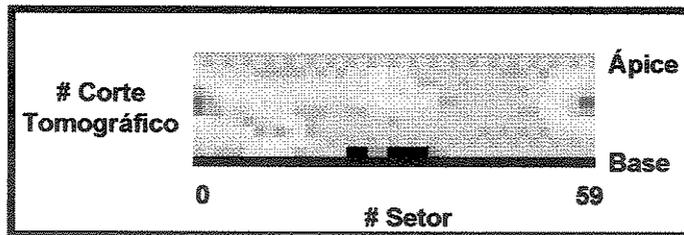


Figura 3.9 - Composição do gráfico "Bull's Eye" retangular.

Todos os perfis podem ser colocados num "array" retangular de duas dimensões, sendo que o eixo horizontal corresponde ao número do setor radial e o eixo vertical correspondente ao número do corte tomográfico [19]. O ápice corresponde à parte de cima do gráfico e a base, à parte de baixo, como mostra a figura 3.9. Existe uma cor associada a cada valor de contagem da curva de perfil.

5 - Construção do Mapa Polar:

Todos os perfis em coordenadas polares são utilizados para a formação do gráfico "Bull's Eye". Isto é feito colocando-se concentricamente os perfis, sendo que o centro corresponde ao ápice e a periferia do gráfico à base. O esquema de formação do gráfico "Bull's Eye" pode ser observado na figura 3.10.

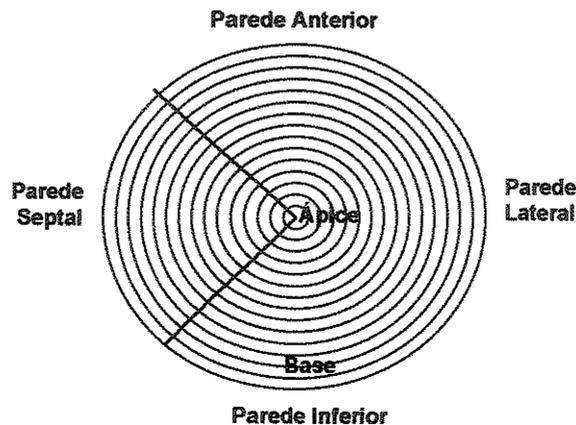


Figura 3.10 - Esquema de formação do "Bull's Eye" polar.

Não é mostrado em nenhum dos métodos descritos na literatura o que é feito com os pontos intermediários durante a construção do Mapa Polar.

A maioria dos autores utiliza Mapas Polares compostos por quinze círculos concêntricos. Se existir um maior ou menor número de cortes tomográficos é feita uma interpolação [15,16,19,25]. Porém, a descrição de Kein [27] indica que naquele sistema são utilizados doze cortes. Estes números de cortes representam o tamanho médio do miocárdio.

Diferentemente do que foi descrito acima, alguns autores [15,16,25,29], não utilizam cortes tomográficos transversais oblíquos para determinar o centro do Mapa Polar. Os círculos centrais, correspondentes ao ápice, são determinados por perfis de contagens máximas originados a partir de cortes sagitais selecionados conforme descrito no item 1 deste capítulo.

Os eixos dos cortes sagitais são alinhados de tal forma que o ápice corresponda a 90° . As contagens máximas são determinadas dentro do arco de 60° e 120° . Os arcos são divididos em 10 setores de 6° , gerando 11 valores de

contagens máximas. Na construção do Mapa Polar, os perfis de 11 pontos são interpolados. No item 2 é explicado como o centro dos cortes sagitais é definido.

A construção do "Bull's Eye" com a região apical determinada pelos cortes tomográficos sagitais está ilustrada na figura 3.11.

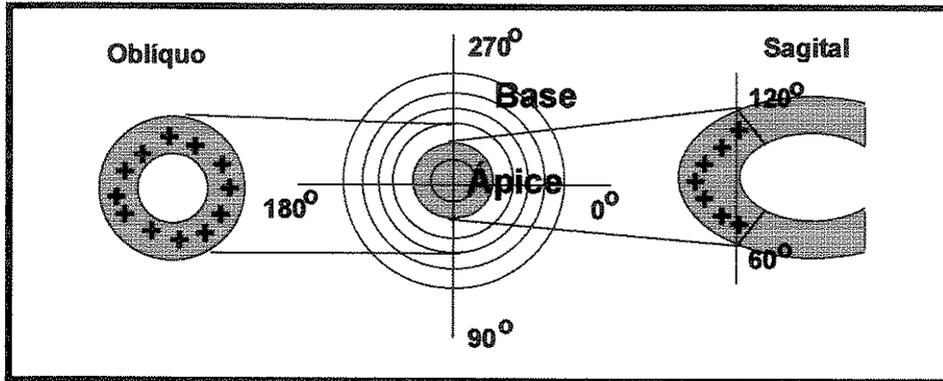


Figura 3.11 - Construção do Mapa Polar utilizando-se cortes oblíquos e sagitais.

6 - Criação dos gráficos para o estresse e para a redistribuição:

São criados gráficos para o estresse, para a redistribuição e para o "washout".

O "washout" é calculado pixel a pixel da seguinte forma [19,26]:

$$\text{"washout"} = (\text{estresse} - \text{redistribuição}) \times 100\% / \text{estresse}$$

7 - Divisão do Mapa Polar em regiões perfundidas segundo as coronárias:

O Mapa Polar pode ser dividido em três regiões correspondentes à distribuição anatômica das três maiores artérias coronarianas [14, 17, 34], como mostra a figura 3.12:

- artéria descendente anterior esquerda (ADAnE),
- artéria coronariana direita (ACD) e
- artéria circunflexa esquerda (ACxE).

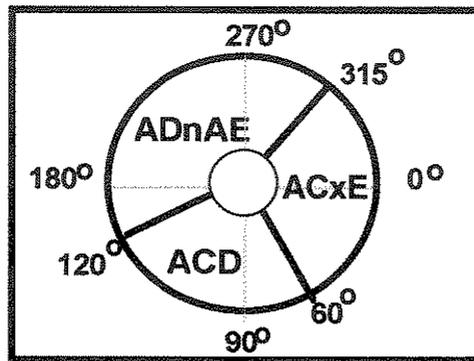


Figura 3.12 - Regiões correspondentes à distribuição de perfusão miocárdica das artérias coronarianas no Mapa Polar.

Comparação do "Bull's Eye" com mapas de pacientes normais:

Alguns autores chamam a comparação do Mapa Polar com o arquivo de padrões normais de normalização.

A comparação é efetuada entre as regiões do Mapa Polar do paciente e as mesmas regiões do "Bull's Eye" do arquivo de padrões normais. Isto é feito dividindo-se o Mapa Polar em quatro regiões de 90° cada uma (anterior, septal, inferior e lateral) e usando-se somente os perfis de 4 a 12 [5,19,39], considerando-se 15 cortes originais. Este tipo de comparação é preferível àquelas que incluem a região basal e a apical. Isto se deve ao fato destas regiões mostrarem maior variação e dependerem muito da escolha dos cortes tomográficos, e portanto, do operador.

A média das contagens dos pixels em cada região do Mapa Polar do paciente é comparada com a média da mesma região do mapa da base de dados de pacientes normais. Dividindo-se as médias do paciente pelas da base de dados normais, é determinada uma razão para cada região. Considera-se como normal [19,40] a região do mapa do paciente com a maior razão, o valor cada pixel é então multiplicado por esta razão. A comparação do gráfico "Bull's Eye" com o arquivo normal resulta numa conversão do "Bull's Eye" em um mapa de diferenças.

Após a operação de multiplicação, os pixels cujos valores caíam em um limite fora do normal, são submetidos a um critério de ajustamento. Eisner [28]

descreve que os pixels que se desviarem mais do que 2,5 desvios padrões do normal, são colocados no gráfico em preto, indicando anormalidade. A região preta do gráfico "Bull's Eye" define a extensão do defeito de perfusão.

Em alguns sistemas [14,19] o gráfico "Bull's Eye" é dividido em 13 segmentos, como mostra a figura 3.13, para se fazer a análise quantitativa.

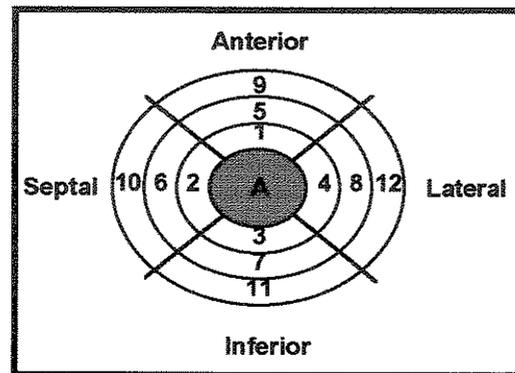


Figura 3.13 - Segmentação do "Bull's Eye" para efetuar a análise quantitativa.

3.3 Análise do Método para construção do Mapa Polar

Um dos maiores problemas da técnica "Bull's Eye" é a grande quantidade de interações com o operador. O procedimento para quantificação requer que o operador determine, entre outros parâmetros, os cortes tomográficos referentes a base e ao ápice, o centro e o raio de pesquisa do ventrículo esquerdo.

A dependência do sistema em relação ao operador resulta em um processo lento, pois a sequência dos procedimentos é interrompida até que sejam especificados cada um dos parâmetros de entrada. Porém, não é só o tempo consumido para uma resposta que torna a técnica menos atrativa. O grande número de interações determina também, um processamento:

- subjetivo e
- limitado quanto a reprodutibilidade.

O Mapa Polar facilita muito a identificação dos defeitos de perfusão miocárdica, porém, para se obter uma maior confiabilidade, é necessário que o método seja automatizado o máximo possível e sejam especificados padrões de normais que representem a população brasileira.

Mesmo que algumas tarefas sejam automáticas, ainda existe a necessidade da verificação do operador, pois não se espera que um procedimento automático obtenha sucesso em todos os casos clínicos. A verificação pelo operador deve ser incluída em qualquer processo de análise quantitativa de imagens médicas, a fim de garantir o máximo controle de qualidade.

3.4 Proposta do Projeto

A finalidade principal deste trabalho é reduzir a interação com o operador e, conseqüentemente, aumentar a confiabilidade. Isto é feito automatizando-se o método de construção dos gráficos "Bull's Eye".

O algoritmo desenvolvido determina automaticamente os parâmetros que devem ser especificados nos cortes obíquos:

- centro do ventrículo esquerdo.
- raio do círculo que engloba o V.E.;
- corte tomográfico referente à base e
- corte tomográfico referente ao ápice do coração.

Capítulo 4 - Desenvolvimento do Sistema

O projeto descrito nesta dissertação foi desenvolvido no Instituto do Coração do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Universidade de São Paulo (InCor - HC FMUSP). Ele faz parte de um projeto temático (InCor-FAPESP) que visa a implementação de novas técnicas de processamento de imagens, as quais são adquiridas através de sistemas localizados no Serviço de Radioisótopos da Divisão de Diagnóstico por Imagem do InCor.

Também faz parte do projeto temático o desenvolvimento de um sistema para a integração de toda a informação existente no InCor, de tal forma que de qualquer ponto do hospital o médico autorizado possa ter acesso a todas as informações (textos, sinais e imagens) de um paciente ou de um conjunto de pacientes.

Possibilitando-se a utilização do "Bull's Eye" em outros sistemas, garante-se que o processamento dos Mapas Polares não ficará restrito à Câmara à Cintilação do Serviço de Radioisótopos. O médico poderá utilizar as imagens disponíveis na rede de computadores para determinar os gráficos "Bull's Eye" em seu local de trabalho ou em qualquer ponto do hospital em que se tenha um computador conectado à rede.

4.1 Requisitos do Sistema

Plataforma de Desenvolvimento:

A plataforma de desenvolvimento do sistema é uma estação de trabalho do tipo SUN, que utiliza o sistema operacional UNIX.

A escolha deste tipo de ambiente se deve ao fato de possuir as seguintes vantagens em relação à implementação em um microcomputador:

- maior capacidade de memória;
- maior velocidade de processamento;
- facilidade na integração de vários ambientes,
- possibilidade de "display" rápido de uma seqüência de imagens;
- maior disponibilidade de programas para visualização tri-dimensional e

- melhor ambiente gráfico.

O sistema foi implementado na linguagem de programação "C" utilizando-se o compilador do ambiente de programação da SUN, SparcWorks.

A determinação desta plataforma, além de contemplar as necessidades do projeto, segue as especificações definidas para o projeto InCor-FAPESP.

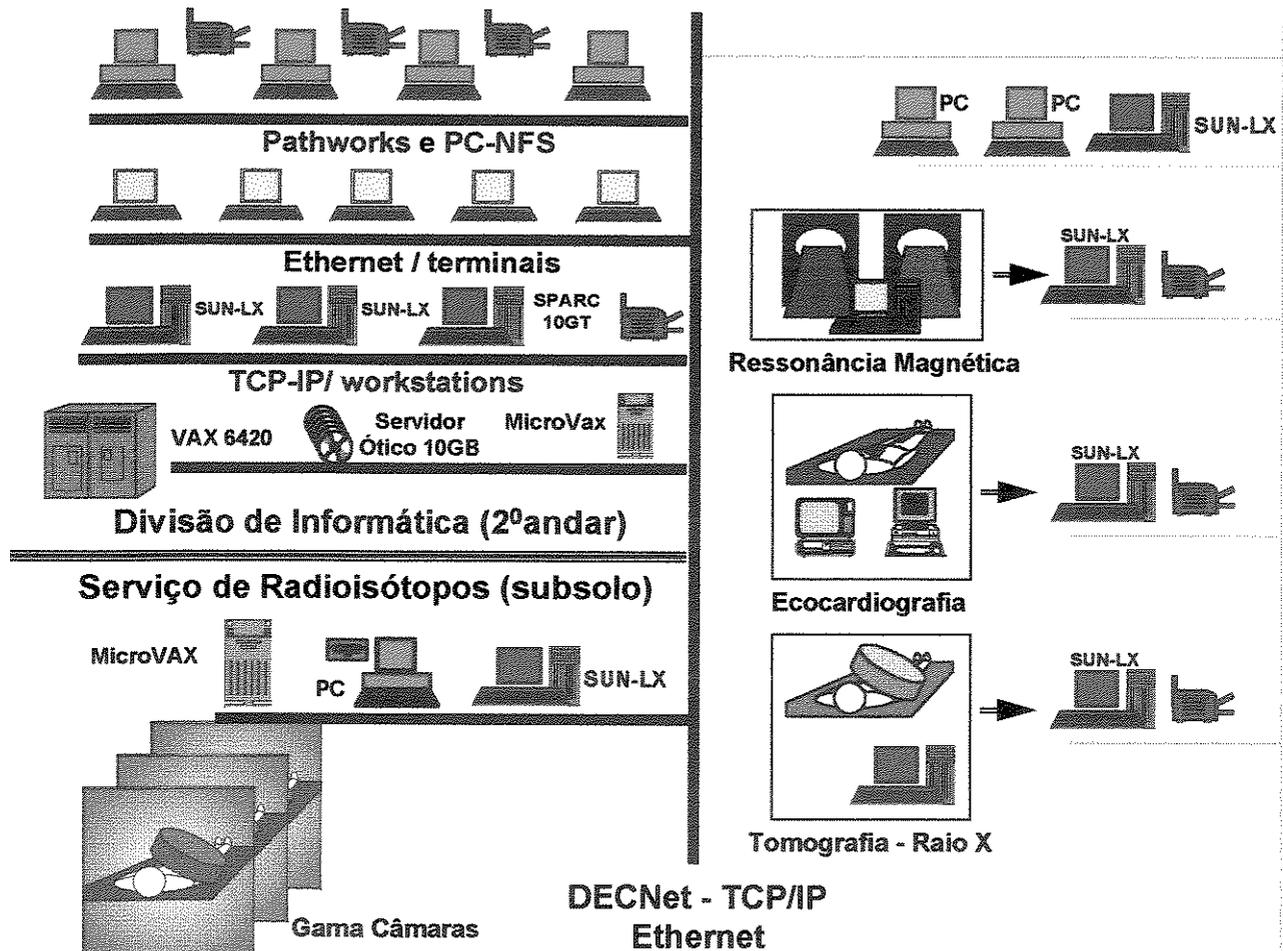


Figura 4.1 - Representação esquemática da rede de computadores do InCor.

Arquivo de Imagens:

O gráfico "Bull's Eye" é obtido utilizando-se imagens adquiridas numa câmara Siemens, ORBITER Modelo ZLC-DIGITRAC 750820 (SPECT), disponível no Serviço de Radioisótopos do InCor. Esta câmara está ligada a um MicroVax, onde é possível executar o processamento e "display" de imagens.

No InCor, o computador MicroVax está ligado a uma rede DECNet-TCP/IP, ilustrada na figura 4.1. Todos os computadores do InCor, incluindo os do Serviço de Radioisótopos, estão conectados a esta rede. As imagens da Câmara à Cintilação estão disponíveis nesta rede.

Futuramente esta rede se estenderá a outras áreas do InCor: tomográfica computadorizada, ressonância magnética e ecocardiografia. As imagens destes equipamentos ficarão disponíveis em estações de trabalho que estarão conectadas à rede.

São utilizadas imagens da câmara da Siemens, pois era a única disponível e o formato de armazenamento é conhecido. Isto possibilita o desenvolvimento de programas que utilizem estas imagens.

O arquivo de imagens utilizado é formado por cortes tomográficos oblíquos (cortes transversais oblíquos). Estes cortes são originados após a reconstrução tomográfica transaxial e a re-orientação, onde são determinados cortes correspondentes aos três planos mutuamente perpendiculares no sistema de coordenadas fixado para o coração, da maneira como foi descrito no Capítulo 3, no item "Aquisição Tomográfica".

Apesar da reconstrução tomográfica e a re-orientação estarem diretamente ligadas aos resultados do processamento "Bull's Eye", elas não foram consideradas neste trabalho. Parte-se do princípio que os cortes oblíquos foram determinados e estão orientados corretamente, pois o objetivo do projeto é analisar o método para construção do Mapa Polar.

Visualização das Imagens:

Na primeira fase do desenvolvimento do projeto foram utilizadas rotinas "X-WINDOW" para o "display" das imagens.

No InCor estão disponíveis três sistemas para visualização de imagens: Khoros, AVS e 3DVIEWNIX. Estes títulos de software são ambientes de integração e desenvolvimento que enfatizam a visualização dos dados e o processamento das informações.

Estes sistemas de visualização são constituídos de diversos módulos, que possuem entradas e saídas específicas. Para se criar uma aplicação, deve-se ligar corretamente estes módulos. Algumas das vantagens da utilização de um ambiente de visualização são:

- redução no tempo de implementação: só é necessário implementar rotinas específicas do projeto, sendo que rotinas para leitura de arquivos, manipulação de imagens, "display" de imagens e outras já estão prontas. Estes sistemas permitem que se criem novas rotinas e que as mesmas possam ficar disponíveis para os demais usuários do sistema.
- padronização para a visualização das imagens: a utilização de um padrão de visualização das imagens em diversos sistemas, facilita a operação dos mesmos por novos usuários.
- facilidade de alteração: para se fazer qualquer alteração basta se alterar um módulo ou um pequeno conjunto de módulos.

Na segunda etapa do projeto, o processamento "Bull's Eye" foi implementado no AVS. Este sistema foi escolhido pela Divisão de Informática do InCor para ser utilizado no projeto temático InCor-FAPESP. A implementação do método no AVS está descrita no item 4.3.

4.2 Implementação do Sistema

Cada uma das etapas para a construção do Mapa Polar está implementada em uma ou mais rotinas. As implementações foram feitas considerando-se modularidade e flexibilidade. Conservando somente as entradas e as saídas de cada procedimento é simples fazer as alterações.

Este tipo de modularidade é muito importante, principalmente em um sistema como o proposto, no qual é necessário testar diversas maneiras de se executar determinada tarefa. Por exemplo, o isolamento do miocárdio pode ser feito de duas maneiras: por meio de um valor empírico para limiar ("threshold") ou pelo método descrito por Ezequiel [41].

O desenvolvimento do sistema para criação do Mapa Polar foi dividido nas etapas abaixo:

- 1 - Leitura dos Cortes Transversais Oblíquos
- 2 - "Display" da Imagem
- 3 - Determinação dos cortes tomográficos sagitais
- 4 - Isolamento do miocárdio do resto da imagem
- 5 - Determinação dos cortes correspondentes ao ápice e à base
- 6 - Determinação do centro e do raio do círculo que engloba o V.E.
- 7 - Verificação da seleção dos cortes tomográficos oblíquos
- 8 - Definição dos perfis de contagens máximas
- 9 - Determinação do centro do gráfico "Bull's Eye"
- 10 - Criação do Mapa Polar
- 11 - "Bull's Eye" retangular
- 12 - Divisão do Mapa Polar em regiões anatômicas

1 - Leitura dos Cortes Oblíquos:

Para a leitura dos cortes oblíquos, deve-se ler o Cabeçalho do arquivo de imagens, primeiro bloco do arquivo. Neste bloco estão contidas várias informações. As necessárias para a leitura são: tamanho da imagem (linhas e colunas), número de cortes tomográficos (quantidade de imagens), número de bytes que representam um pixel e a posição inicial das imagens no arquivo.

Cada paciente possui um tamanho diferente de coração. Desta forma, o número máximo de imagens varia de estudo para estudo, sendo que o menor coração corresponde a aproximadamente 15 cortes e o maior a 30.

2 - "Display" da imagem:

As imagens são lidas pixel a pixel e colocadas numa estrutura de 4096 (64x64) posições, sendo que cada 64 posições correspondem a uma linha da imagem.

Uma imagem de um corte tomográfico transversal oblíquo da parte central do coração está ilustrada na figura 4.2.

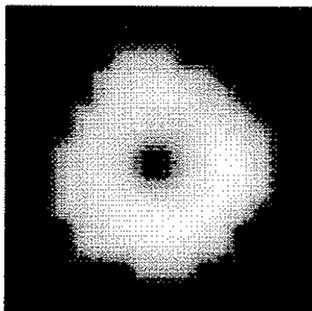


Figura 4.2 - Imagem de um corte tomográfico transversal oblíquo do coração.

Uma imagem de 64x64 pixels é muito pequena para ser analisada visualmente, pois a resolução do monitor da SUN utilizada é 1024x768. Apesar da imagem ser de 64x64 pixels, o tamanho do miocárdio, que é a região da imagem analisada no método "Bull's Eye", é de aproximadamente 16x16 pixels. Sendo assim, é interessante que a imagem seja ampliada ("zoom").

Devido ao fato do processamento "Bull's Eye" ser implementado no ambiente de visualização AVS, foram aplicados conceitos simples para ampliar a imagem. As rotinas de visualização implementadas foram utilizadas para analisar os resultados iniciais do processamento.

"Zoom" da Imagem:

Na rotina implementada do X-WINDOW primeiramente os pixels são replicados conforme o tamanho desejado. Por exemplo, desejando-se dobrar o tamanho da imagem, cada pixel será repetido 4 vezes, 9 vezes para triplicar e 16 vezes para quadruplicar. Para melhor visualizar a imagem deve-se aumentá-la de 64x64 para 256x256 pixels. Desta forma, cada pixel da imagem original será mapeado em 16 pixels da imagem interpolada.

Porém, se a imagem for aumentada simplesmente repetindo-se os pixels, ela fica com pixels grandes, como ilustra a figura 4.3. Isto dificulta a visualização da imagem.

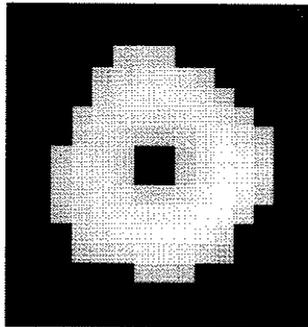


Figura 4.3 - "Zoom" da imagem.

Uma outra forma de mostrar a imagem maior é aumentá-la repetindo os pixels e depois usar uma técnica de suavização ("smoothing") da imagem, onde cada pixel é representado por uma média ponderada de seus adjacentes [42,43,44]. Por exemplo, para fazer a suavização pode-se utilizar um filtro 3x3 ou um 5x5. Os filtros utilizados neste trabalho são os seguintes:

$$3 \times 3 = \begin{bmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 2 & 4 & 2 \\ 1 & 2 & 1 \end{bmatrix} \quad 5 \times 5 = \begin{bmatrix} & & & & 1 \\ & & & & 1 & 2 & 1 \\ & & & & 1 & 2 & 4 & 2 & 1 \\ & & & & 1 & 2 & 1 \\ & & & & & & & & 1 \end{bmatrix}$$

Considerando-se a imagem I:

$$I = \begin{bmatrix} i_{11} & i_{12} & i_{13} & \dots & i_{1n} \\ i_{21} & i_{22} & i_{23} & \dots & i_{2n} \\ \cdot & \cdot & \cdot & \dots & \cdot \\ \cdot & \cdot & \cdot & \dots & \cdot \\ i_{n1} & i_{n2} & i_{n3} & \dots & i_{nn} \end{bmatrix}$$

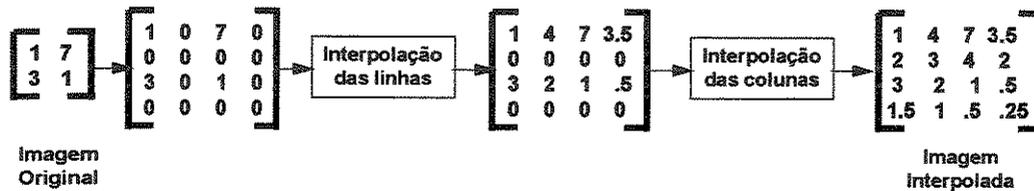
A imagem resultante (R) após a aplicação do filtro 3x3 é calculada pixel a pixel da seguinte forma:

$$r_{xy} = [(i_{x-1 y-1} + i_{x-1 y+1} + i_{x+1 y-1} + i_{x+1 y+1}) + 2*(i_{x-1 y} + i_{x y-1} + i_{x y+1} + i_{x+1 y}) + 4*i_{xy}] / 16.$$

No método implementado no AVS é utilizado um módulo disponível no mesmo que é responsável pela ampliação ("ip zoom"). Neste módulo a ampliação da imagem pode ser feita somente repetindo os pixels, ou utilizando interpolação (Bilinear ou Bicúbica [45]).

Nas imagens (cortes e Mapa Polar) do método proposto a interpolação utilizada para a visualização no AVS é a bilinear.

A interpolação bilinear pode ser feita separadamente em cada uma das direções da imagem [42,43,44], através de duas interpolações lineares. No exemplo abaixo é mostrado a seqüência de ampliação (dobrar o tamanho) de uma imagem, usando interpolação bilinear:



A figura 4.2 é uma imagem que foi ampliada no AVS usando-se a interpolação bilinear.

Cores:

Na rotina de visualização de imagens implementada no X-WINDOW, as imagens são transformadas para tons de cinza, numa variação de 0 a 31. A conversão é feita identificando-se o "pixel" de maior valor do estudo (todos os cortes), com este valor determina-se um fator: 'maior valor / 31', e a cores são colocadas na escala (0 a 31) multiplicando-se todos os valores dos pixels por este fator de conversão.

A utilização de tons de cinza não altera de nenhuma maneira o processamento "Bull's Eye", bem como o Mapa Polar resultante. A qualidade da informação é a mesma nas imagens coloridas ou em tons de cinza.

Uma outra forma de utilização de cores consiste em usar uma cor para cada 5% de atividade. Isto facilita a quantificação, pois, melhora a identificação da porcentagem de atividade nos diversos pontos da imagem.

No processamento implementado no AVS existe a possibilidade de escolher um conjunto de cores ("pallette") para visualizar as imagens. No método "Bull's Eye" implementado foi utilizado o conjunto de cores padrão do AVS, pois ele é bem parecido com a "pallette" disponível no sistema da Siemens ("rainbow"),

que é a mais utilizada pelos profissionais do Serviço de Radioisótopo, mas o operador pode definir com quais cores deseja trabalhar.

3 - Determinação dos cortes tomográficos sagitais:

No sistema proposto os cortes tomográficos sagitais são definidos utilizando-se os cortes oblíquos. Nos cortes oblíquos, as coordenadas são dadas da seguinte forma:

- colunas = eixo x
- linhas = eixo y
- profundidade = eixo z (nº. de cortes)

O plano de coordenadas dos cortes oblíquos está indicado na figura 4.4.

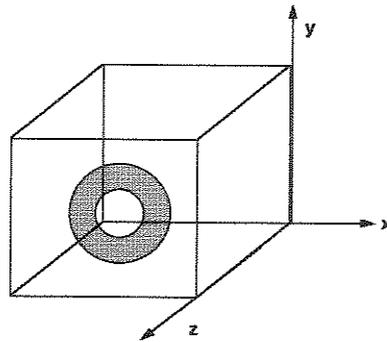


Figura 4.4 - Plano de coordenadas dos cortes oblíquos.

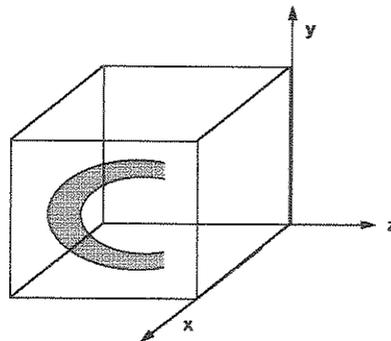


Figura 4.5 - Plano de coordenadas dos cortes sagitais.

Na criação dos cortes sagitais, monta-se um outro sistema de coordenadas, figura 4.5, conforme mostrado abaixo:

- colunas = eixo z
- linhas = eixo y
- profundidade = eixo x

Considerando-se que geralmente o número de cortes oblíquos (z) do arquivo de imagens é menor que a dimensão x da imagem, na determinação dos cortes sagitais, eles são centralizados na matriz 64x64 e os pixels da matriz que não tiverem valor são colocados em preto (zero). Isto é feito para que o miocárdio fique no centro da imagem. A imagem de um corte sagital originado a partir dos cortes oblíquos está ilustrada na figura 4.6.

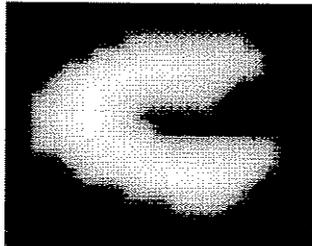


Figura 4.6 - Imagem de um corte tomográfico sagital.

Os cortes sagitais são utilizados para verificar se o centro do miocárdio determinado nos cortes oblíquos está correto e se foram selecionados todos os cortes oblíquos necessários para a quantificação. Isto será explicado no ítem 7 a seguir.

4 - Isolamento do miocárdio do resto da imagem:

A identificação do miocárdio é um dos principais pontos do método "Bull's Eye", pois, se forem deixados de lado alguns pixels que fazem parte da imagem do miocárdio, ou forem usados alguns que não o compõem, poderão ocorrer erros, isto é, será criado um Mapa Polar com informações distorcidas. Durante o desenvolvimento do sistema foram implementadas duas rotinas para isolar o miocárdio do resto da imagem.

Uma das maneiras de se isolar o miocárdio é utilizar um limiar em contagens. Os pixels com valores menores que o limiar não fazem parte do miocárdio e os de maior valor o formam. A figura 4.7 mostra um corte tomográfico original e o resultado da identificação, isolamento, do miocárdio. O limiar utilizado foi 8000, sendo que valor máximo das contagens é de aproximadamente 19500. Este limiar foi determinado empiricamente analisando-se imagens de vários exames, e verificando-se com qual limiar se tem somente o miocárdio na imagem.

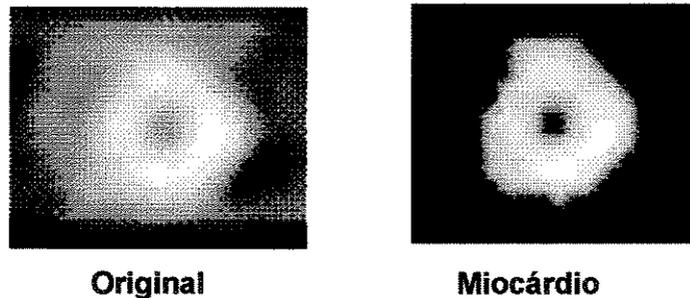


Figura 4.7 - Isolamento do miocárdio utilizando limiar empírico.

Este processamento para isolar o miocárdio do resto da imagem é aplicado a todos os cortes de um mesmo estudo.

A outra rotina para isolar o miocárdio do resto da imagem foi desenvolvida utilizando-se o método descrito por Ezequiel [41], que é um método automático para identificação dos parâmetros dos cortes oblíquos para a construção do Mapa Polar.

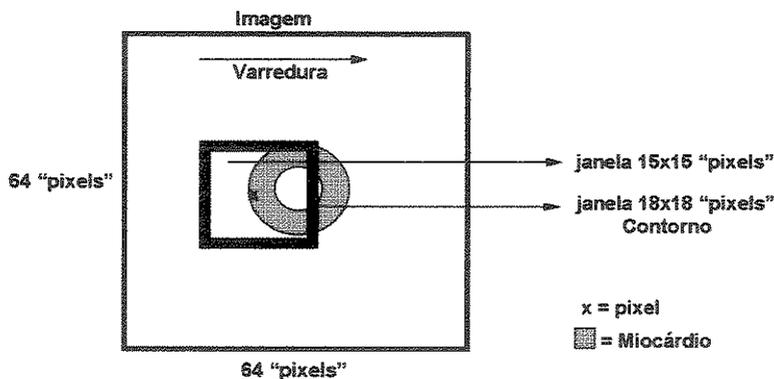


Figura 4.8 - Esquema da varredura para verificação dos pixels que formam o miocárdio.

Em todos os cortes do estudo é feita uma varredura na imagem utilizando-se uma janela de 15x15 pixels e uma janela 18x18 pixels, que contorna a janela 15x15, como ilustrado na ilustrado na figura 4.8. Da janela 18x18 só serão utilizados os pixels externos a janela 15x15 (Contorno). Nesta varredura é verificado se o pixel compõe ou não o miocárdio. A imagem resultante da varredura é composta pelos pixels considerados como parte do miocárdio.

Na varredura determina-se: o valor do pixel central das janelas, a contagem média do Contorno e da janela 15x15. O pixel central é considerado como parte do miocárdio se a diferença entre ele e a média do Contorno for maior que um certo limiar. O limiar escolhido empiricamente é de 5 vezes a média da janela 15x15 [41].

Durante o desenvolvimento do projeto verificou-se que o limiar que melhor se adequou às imagens analisadas foi de 3 vezes a média da imagem. Este limiar foi determinado analisando-se 25 estudos de pacientes atendidos no Serviço de Radioisótopos do InCor. Utilizando-se um limiar entre 1 e 3 não ocorrem grandes diferenças no resultado do isolamento do miocárdio. A diferença entre o valor do limiar encontrado na literatura, 3, e o valor determinado neste projeto, 5, ocorre provavelmente pelo fato de estar-se trabalhando com exames após a administração de tálio e na técnica de Ezequiel [41] são analisadas imagens de MIBI.

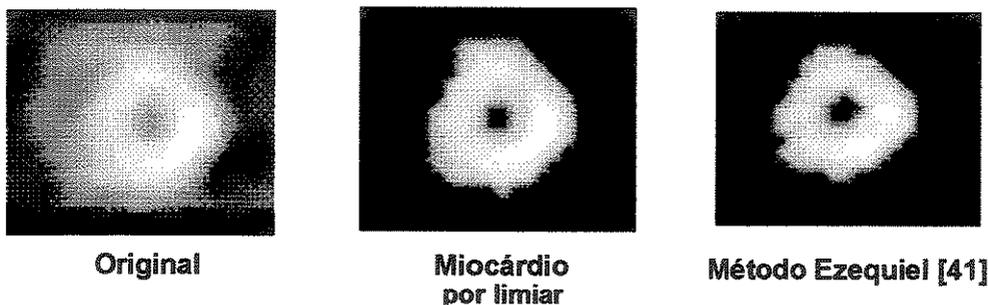


Figura 4.9 - Isolamento do miocárdio do resto da imagem utilizado a técnica descrita por *Ezequiel* [41].

Após a verificação descrita acima, é feita uma segunda varredura na imagem resultante e o miocárdio é identificado como sendo o maior agrupamento

de pixels conexos. Neste projeto a varredura é feita usando-se uma janela 20x20 (tamanho médio dos maiores miocárdios), e fazendo-se a verificação de quantos pontos estão dentro da "janela". A figura 4.9 mostra o miocárdio isolado, do mesmo corte usado na figura 4.7. Neste processo aplicou-se a técnica de Ezequiel [41], implementada no projeto.

A abordagem de Ezequiel [41] para isolar o miocárdio do resto da imagem é mais precisa quando comparada às técnicas convencionais que utilizam somente limiar [41]. Porém, esse processamento consome mais tempo que as rotinas convencionais baseadas em limiar.

5 - Determinação dos cortes tomográficos correspondentes ao ápice e à base:

O arquivo de imagens do exame é formado por uma seqüência de cortes tomográficos, onde o primeiro corte possui o número de identificação 1, o segundo 2, até o último que possui o número de identificação igual ao número de cortes do arquivo. Os primeiros cortes do arquivo são referentes ao ápice do coração.

Ezequiel [41] e Van Train [36] descrevem uma forma de verificar qual corte tomográfico de um estudo corresponde ao ápice e qual é correspondente à base, extremidades do miocárdio.

Nos sete cortes oblíquos centrais de um estudo, ou seja, o do meio, três posteriores e três anteriores, determina-se a contagem total de cada corte. Entre os valores de contagem total é verificada a máxima.

A base é considerada o corte de maior número de identificação no estudo, os cortes que possuam contagem máxima de aproximadamente 50% [36,41] comparada com o valor da máxima central. Já o ápice corresponde ao corte de menor número de identificação, com o valor máximo 65% [41] ou 60% [36].

Nos estudos analisados neste trabalho verificou-se que a base é o corte de maior número de identificação do estudo que possuam contagem total 40% da contagem máxima. O ápice é o corte de menor número de identificação que também tenha 70% da contagem máxima determinada para o exame. Foram

analisados 25 estudos de pacientes atendidos no Serviço de Radioisótopos do InCor e os valores 40% e 70% foram determinados visualmente, com ajuda dos profissionais que utilizam o processamento para construção do Mapa Polar.

As contagens são formadas somente dos valores dos pixels que compõe o miocárdio. Na figura 4.10 estão ilustrados todos os cortes de um estudo e nela estão indicados o ápice e a base.

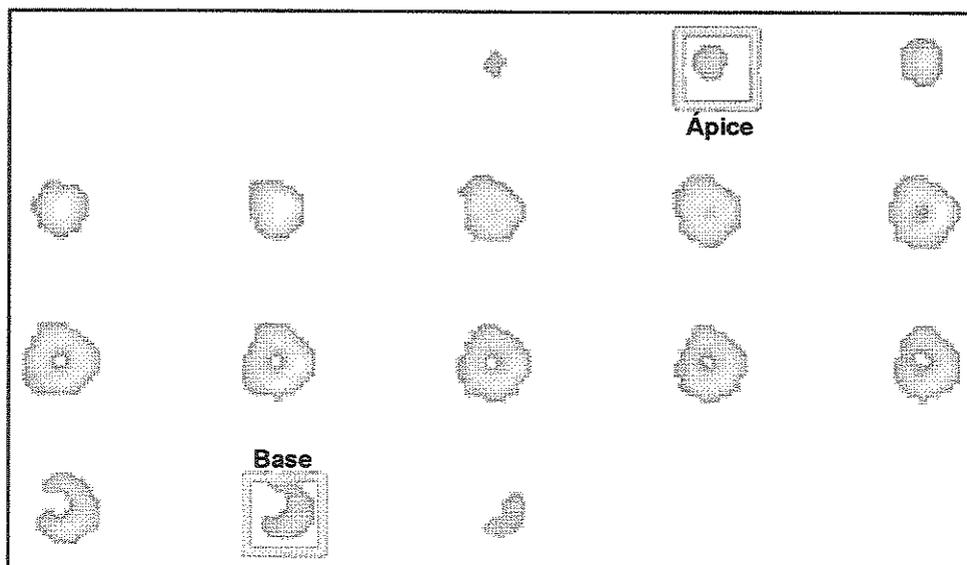


Figura 4.10 - Determinação dos cortes referente ao Ápice e à Base de um estudo.

6 - Determinação do centro e do raio do círculo que engloba o V.E.:

O centro e o raio do círculo que engloba o V.E.são determinados para cada um dos cortes oblíquos. A finalidade de se determinar os parâmetros centro e raio para cada um dos cortes e não somente para aquele com a maior cavidade ventricular (corte do centro do coração), como é descrito na literatura, é diminuir a chance de erros. Se o coração tiver alguma anomalia anatômica, quando as contagens máximas forem calculadas, o centro e o raio de alguns cortes podem não corresponder ao que foi determinado, gerando valores que não correspondem à região do miocárdio. Se forem especificados parâmetros para cada um dos cortes tomográficos, é mais difícil que os valores das contagens máximas sejam calculados em regiões fora do miocárdio.

Cálculo do Centro e do Raio de Pesquisa do V.E.:

Após o isolamento do miocárdio, é possível determinar o centro e o raio do V.E. Isto é feito utilizando-se o método de Mínimos Quadrados descrito por Moura [46]. Neste método, ajusta-se um círculo ao conjunto de pontos (x_i, y_i) , com i variando de 1 a N . Deve-se determinar o círculo :

$$(x-x_0)^2 + (y-y_0)^2 = Raio^2 \quad (x,y) \Rightarrow \text{coordenadas do centro}$$

no qual o Erro Quadrático (EQ) definido por:

$$EQ = \sum_{i=1}^N [((x_0-x_i)^2 + (y_0-y_i)^2)^{1/2} - Raio]^2$$

seja mínimo [46].

Neste projeto, os pontos são os pixels que compõem a região miocárdica.

Este método de Mínimos Quadrados determina o centro e o raio médio de um conjunto de pontos. Porém, o que interessa é o raio máximo e não o médio, isto é, o contorno máximo do miocárdio.

Na implementação, a determinação do maior raio do miocárdio é feita a partir do cálculo do médio. Isso se procede da seguinte maneira:

1. verifica-se a existência de pontos não pretos (valor não zero) 'fora' do raio que engloba o micárdio;
2. se existir algum ponto fora deste raio, o raio é incrementado de 0.5 pixel e procedimento do ítem 1, acima, é repetido;
3. esse procedimento é repetido até que não existam pontos não pretos fora do raio que engloba o V.E., ou o valor máximo para raio, especificado no programa, seja atingido;

Ao final do procedimento o raio resultante do ítem 3, corresponde ao raio máximo de pesquisa do ventrículo.

Após o cálculo do raio máximo e do centro do V.E., o círculo que envolve a região miocárdica pode ser desenhado. A figura 4.11 mostra um corte tomográfico onde o círculo que envolve o miocárdio está indicado.

Como a região do miocárdio é muito pequena, aproximadamente 16x16 pixels, é necessário ampliar a imagem do corte para melhor visualizar o miocárdio. Na figura 4.11 é mostrado o círculo que contorna o miocárdio em duas imagens. Na primeira a ampliação foi feita repetindo os pixels e na segunda foi utilizada interpolação bilinear [42,43,44,45]. Estas imagens referem-se ao mesmo corte tomográfico.

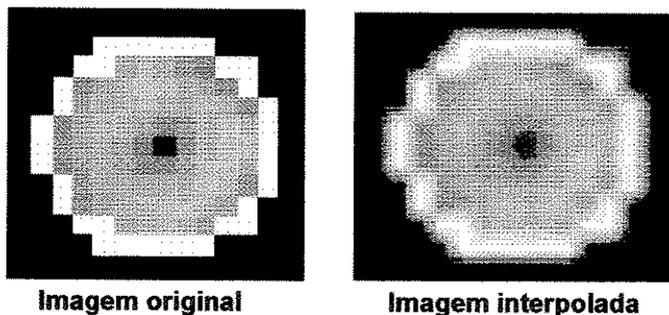


Figura 4.11 - Determinação do círculo de contorno do miocárdio.

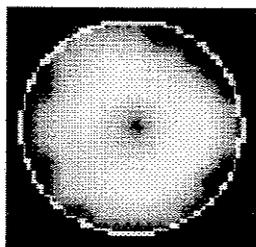


Figura 4.12 - Círculo determinado após a ampliação da imagem.

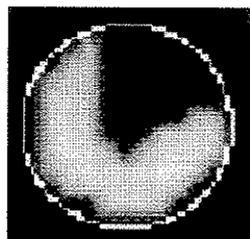


Figura 4.13 - Exemplo da determinação do círculo em um miocárdico com defeito de perfusão.

Analisando-se a figura 4.11, pode-se verificar visualmente que o círculo engloba totalmente o miocárdio, apesar de não ser muito nítida a diferença entre o círculo e o miocárdio. Para minimizar este problema de visualização, a

ampliação da imagem foi feita antes de se determinar o centro e o raio. Assim, o círculo não precisa ser ampliado, ele é calculado com o miocárdio ampliado. O resultado desta abordagem para o cálculo do círculo pode ser analisado na imagem 4.12, onde foi utilizado o mesmo corte da figura 4.11. A imagem sofreu uma ampliação de 4 vezes o seu tamanho, o mesmo aumento das imagens da figura 4.11.

Um outro exemplo do círculo que envolve o miocárdio é mostrado na figura 4.13. Neste estudo, o paciente possui defeito de perfusão na parede anterior e num pedaço da parede lateral.

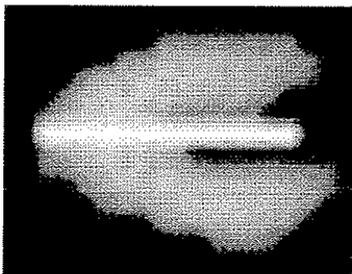
As coordenadas (x,y) dos pontos do círculo são determinadas a partir das seguintes equações:

$$\begin{aligned} \bullet x_i &= Cx + \text{Raio Máximo} * \cos(\text{ângulo}_i) && \text{onde } i \text{ denota o } n\text{-ésimo ponto} \\ \bullet y_i &= Cy + \text{Raio Máximo} * \sin(\text{ângulo}_i) \end{aligned}$$

O ângulo é especificado segundo o número de pontos que se deseja no círculo (40 pontos => ângulo de 9°).

7 - Verificação da seleção dos cortes oblíquos:

Uma forma de se verificar se o centro do ventrículo esquerdo foi definido corretamente nos cortes oblíquos, é sobrepor os centros definidos para todos os cortes nos cortes sagitais. Se os centros formarem uma linha reta no meio do corte sagital de maior cavidade ventricular, estendendo-se do ápice à base, eles foram determinados de forma correta.



4.14 - Corte sagital contendo pixels que indicam os centros do V.E. definidos nos cortes oblíquos.

A figura 4.14 mostra um corte sagital que contém os centros dos cortes oblíquos (pixels em destaque) e a figura 4.15 mostra um corte sagital do mesmo estudo do corte oblíquo da figura 4.13. Nesta figura pode-se verificar visualmente que o centro do ventrículo foi especificado corretamente.

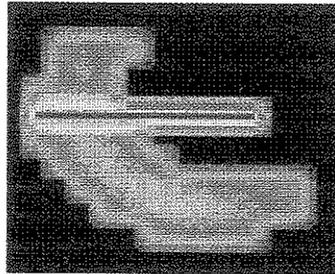


Figura 4.15 - Exemplo da verificação dos centros em um miocárdico com defeito de perfusão.

8 - Definição dos perfis de contagens máximas:

Divisão em setores:

O círculo determinado pelo centro e raio do V.E., o qual delimita o miocárdio é dividido em 40 setores. O valor 40 foi escolhido por ser um dos encontrados na literatura [19,26,39]. Além disso, o miocárdio não é maior do que 20x20 pixels. Assim, se ele for dividido em mais setores, um mesmo pixel fará parte de vários setores. Isto já acontece dividindo o círculo em 40 setores.

Verificação das contagens máximas dos setores:

Primeiro delimita-se o setor, especificando-se o ponto do início (PI) e do final (PF). O cálculo é feito utilizando-se o Raio Máximo e o Centro (Cx,Cy) determinados conforme o ítem 6. As coordenadas são determinadas da mesma maneira que o círculo que envolve o miocárdio:

- $P_x = C_x + \text{Raio Máximo} * \cos(\text{ângulo})$
- $P_y = C_y + \text{Raio Máximo} * \text{sen}(\text{ângulo})$

O ângulo do ponto final do setor é dado pelo ângulo do inicial mais o incremento, referente ao número de setores. No caso de 40 setores, o incremento é de 9° (360°/40).

- $PF_x = C_x + \text{Raio Máximo} * \cos (\text{ângulo} + 9^\circ)$
- $PF_y = C_y + \text{Raio Máximo} * \text{sen} (\text{ângulo} + 9^\circ)$

Para determinar o valor do pixel máximo de cada setor, começa-se no centro, e incrementa-se o raio de uma unidade (tamanho do pixel) até se atingir o Raio Máximo. O procedimento é executado utilizando-se as mesmas equações mostradas acima. Para cada setor é especificado o valor máximo.

Na figura 4.16 está ilustrado o gráfico de um perfil de contagens máximas de um corte.

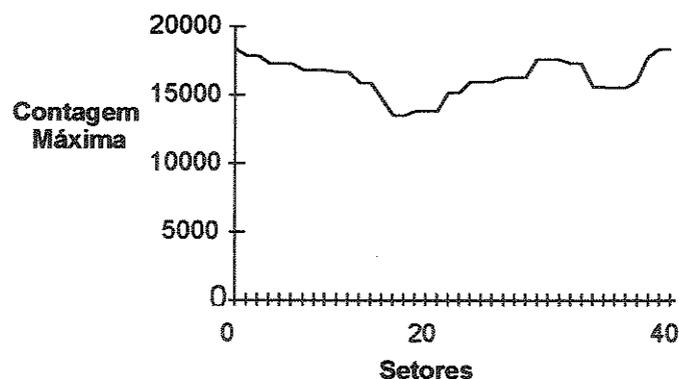


Figura 4.16 - Perfil de contagens máximas.

9 - Determinação do centro do gráfico "Bull's Eye" :

O centro do Mapa Polar é determinado pelos dois primeiros cortes oblíquos que representam o ápice. O perfil circunferencial deste cortes é determinado por um único valor, o máximo encontrado na contagens dos dois cortes.

A determinação do centro do gráfico "Bull's Eye" é feita desta forma, pois esta é uma das abordagens encontrada na literatura [19,27]. Não é necessário utilizar perfis de contagens máximas definidos a partir dos cortes sagitais, pois na

verificação descrita no item 7 garante-se que serão utilizados todos os cortes oblíquos necessários para a construção do Mapa Polar.

10 - Criação do Mapa Polar:

O gráfico "Bull's Eye" é determinado por tantos círculos quanto forem os cortes utilizados no processamento. Um coração grande (muitos cortes) terá um Mapa Polar maior que um coração pequeno.

Os perfis de contagens máximas determinados para os cortes oblíquos são colocados em círculos concêntricos. O centro do Mapa Polar corresponde ao ápice e a periferia à base. Como foram determinados 40 pontos para cada perfil, os círculos próximos à periferia do mapa não serão contínuos se forem utilizados somente estes 40 pontos. Para solucionar este problema, os pixels são repetidos nos círculos mais externos do mapa. Cada perfil é colocado no mapa quatro vezes. Isto é feito para que se tenha um mapa mais fácil de se visualizar. Pois se for utilizado um círculo para cada perfil, o Mapa Polar resultante fica muito pequeno.

O Mapa Polar é centralizado em uma imagem de 64x64 pixels.

Ampliação da Imagem do "Bull's Eye":

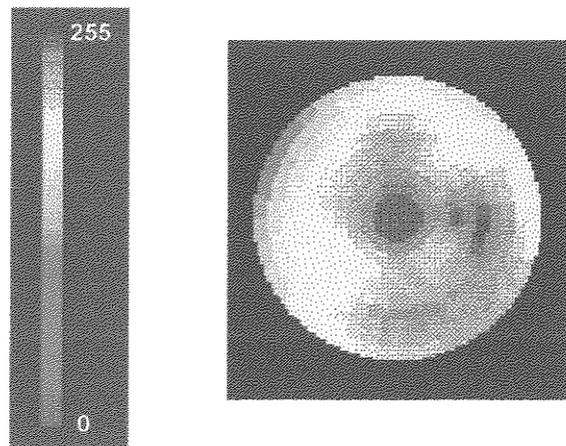


Figura 4.17 - Mapa Polar.

É difícil de se visualizar uma imagem 64x64 no monitor de resolução de 1024x768. Assim, é interessante ampliar o gráfico "Bull's Eye".

O "display" do Mapa Polar é feito numa imagem de 256x256 pixels. Cada perfil é colocado 4 vezes no gráfico e para os perfis mais externos é repetida quatro vezes os valores da contagens. As figuras 4.17 e 4.18 mostram gráficos "Bull's Eye". Na figura 4.17 foi usado o mesmo estudo da figura 4.11 e na figura 4.18 o mesmo da 4.12.

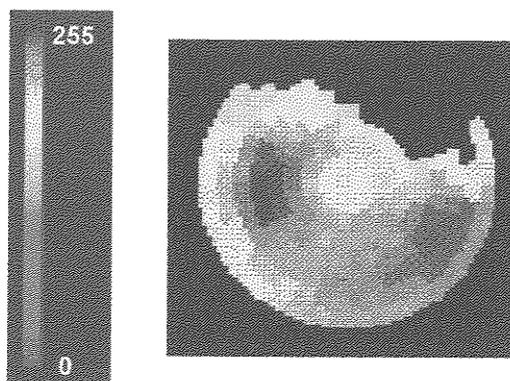
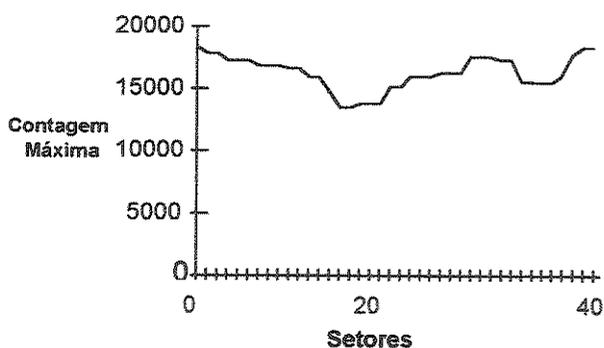


Figura 4.18 - Exemplo de Mapa Polar.

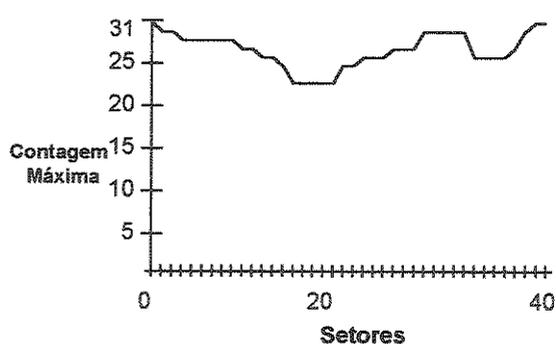
Normalização:

A normalização só deve ser usada para o "display". Nos cálculos do processamento do Mapa Polar são utilizados os valores originais do estudo.

a. Perfil de Contagens Máximas



b. Perfil de Contagens Máximas Normalizado



4.19 - Perfil circunferencial normalizado.

Um exemplo de normalização pode ser analisado na figura 4.19. Neste exemplo os valores do "Bull's Eye" são normalizados pela contagem máxima encontrada no estudo numa escala de 0 a 31 (tons de cinza). Esta escala de cores foi especificada numa rotina para "display" implementada no X-WINDOW.

No AVS, as imagens são mostradas numa escala de cores de 0 a 255 [45].

11 - "Bull's Eye" retangular:

O "display" do Mapa Polar em um array retangular é mais uma forma de visualizar as informações quantitativas. O array é construído como está ilustrado na figura 3.9. Os perfis circunferenciais de contagens máxima são dispostos um em cima do outro, sendo que parte de baixo do retângulo corresponde à base e o topo ao ápice do coração. Este tipo de representação é mostrada na figura 4.20.

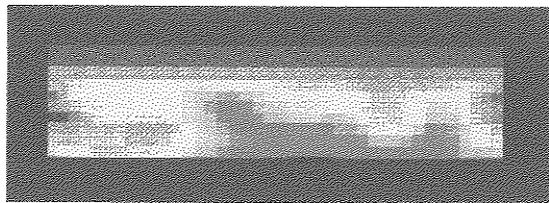


Figura 4.20 - "Bull's Eye" retangular.

12 - Divisão do Mapa Polar em regiões anatômicas:

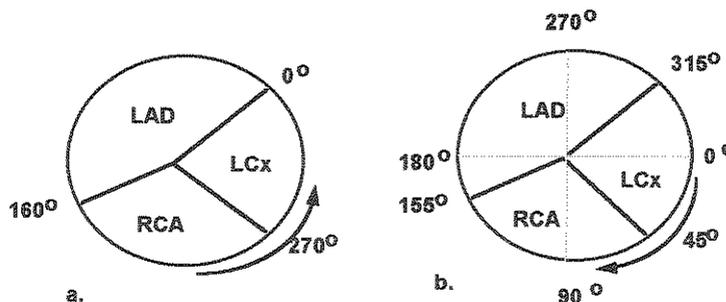


Figura 4.21 - Divisão do Mapa Polar.

A divisão do "Bull's Eye" em regiões anatômicas, descrita no Capítulo 3 deste trabalho, visa ilustrar aproximadamente a localização das regiões perfundidas pelas artérias coronarianas. A divisão em regiões anatômicas é feita da forma como está indicado na figura 4.21.b, e a figura 4.22 mostra um mapa "Bull's Eye" dividido em regiões. A figura 4.21.a mostra a divisão descrita por *DePuey* [39].

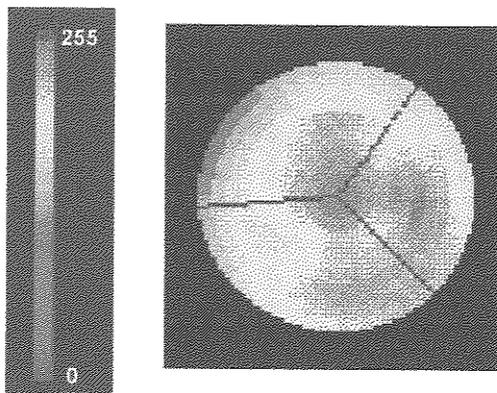


Figura 4.22 - Mapa Polar dividido em regiões.

4.3 Implementação do método "Bull's Eye" no AVS

A integração dos cálculos numéricos com a análise de dados e a visualização permite aos pesquisadores interagir com os dados. A possibilidade de se controlar as computações, enquanto se visualizam os resultados, facilita o desenvolvimento de projetos.

O AVS ("Application Visualization System") é um ambiente para desenvolvimento e visualização de dados. É um ambiente multi-plataforma que possui uma estrutura ideal para implementação de aplicações visuais [47].

Durante a implementação do processamento "Bull's Eye" no AVS foi necessário o desenvolvimento de módulos para fazer o cálculo do Mapa Polar. A visualização dos dados é feita usando módulos disponíveis no sistema. Os principais módulos implementados no AVS para a construção do gráfico "Bull's Eye" são:

- 1 - Leitura dos cortes oblíquos
- 2 - Isolamento do miocárdio

- 3 - Determinação do Ápice e da Base
- 4 - Cálculo do Centro e do Raio do V.E.
- 5 - Verificação nos cortes sagitais
- 6 - Determinação das contagens máximas
- 7 - Construção do Mapa Polar

A seguir é feita uma descrição sucinta destes 7 módulos.

1 - Leitura dos Cortes Oblíquos:

Módulo	LerArqSiemens
entrada	arquivo formato Siemens
saída	campo 3D inteiros
parâmetros	nome do arquivo

Este módulo é responsável pela leitura do arquivo da imagem de formato Siemens que contém os cortes tomográficos oblíquos. A imagem lida é colocada numa estrutura do AVS denominada campo. Esta estrutura trabalha com dados de várias dimensões (Ex: 2D, 3D e 4D) e de vários tipos (Ex: inteiros, reais).

A estrutura campo possui diversos componentes, os utilizados são o dimensões onde é armazenada a dimensão da imagem e o dado onde é guardada a imagem. Os cortes oblíquos são colocados num campo 3D. Armazenados desta maneira, os dados podem ser utilizados tanto para o processamento do gráfico "Bull's Eye", quanto para os demais processamentos que estão sendo desenvolvidos no AVS e que fazem parte do projeto InCor-FAPESP. Além disso, utilizando-se este formato de dados, é possível visualizar o volume do coração.

O módulo de leitura possui uma entrada e uma saída. A entrada é o arquivo de imagens e a saída é um campo 3D com os cortes. O usuário digita o nome do arquivo a ser analisado.

2 - Isolamento do Miocárdio:

Módulo	IsolarMiocardio
entrada	campo 3D inteiros
saída	campo 3D inteiros MaxCount
parâmetros	Método Limiar Janela MultLimiar Anel TamanhoMiocárdio

Este módulo possui uma rotina para isolar o miocárdio do resto da imagem. A entrada do módulo é um volume do tipo campo 3D inteiro e a saída é no mesmo formato. A imagem resultante do processamento possui somente o miocárdio.

Durante o procedimento de isolamento do miocárdio, é verificada também, a contagem de cada corte. A variável de saída **MaxCount** recebe a contagem do corte onde foi verificado o maior valor da soma dos valores de todos os pixels.

Além da entrada, este módulo possui seis parâmetros de entrada: **Método**, **Limiar**, **Janela**, **Anel**, **MultLimiar** e **TamanhoMiocárdio**. O **Método** é uma variável binária (zero ou um) que indica se o isolamento do miocárdio será feito utilizando um limiar empírico (**Método** = 1) ou utilizando o método por *Ezequiel* [41] (**Método** = 0). O módulo está normalmente ativado para utilizar o limiar, pois este método é mais rápido.

A variável **Limiar** é um inteiro entre 0 e 65535. O valor do **Limiar** é usado como foi descrito no ítem 4.2 no tópico 4. Os outros quatro parâmetros são utilizados no método de *Ezequiel* [41].

3 - Determinação do Ápice e da Base:

Módulo	DeterminarApiceBase
entrada	campo 3D inteiros MaxCount
saída	campo 3D inteiros Ápice Base
parâmetros	PercentagemApice PercentagemBase

A função do módulo **DeterminarApiceBase** é determinar qual dos cortes do estudo corresponde à base e qual corresponde ao ápice. O módulo possui como entradas as duas saídas do módulo **IsolarMiocardio**, a imagem contendo só o miocárdio e a contagem máxima.

Os parâmetros **PercentagemApice** e **PercentagemBase** são usados para determinar o ápice e a base. Estes parâmetros indicam as porcentagens do valor da contagem máxima, **MaxCount**, que correspondem ao ápice e à base. Os parâmetros podem variar de 0 a 100.

O módulo possui como saída as variáveis **Ápice** e a **Base**, que correspondem aos números dos cortes do estudo completo referente ao ápice e à base. O volume de saída é reduzido aos cortes entre a base e o ápice.

4 - Cálculo do Centro e do Raio do V.E.:

Módulo	DefinirCentroRaio
entrada	campo 3D inteiros
saída	campo 2D reais
parâmetros	RaioMax IncRaio

Este módulo é responsável por fazer o cálculo do centro e do raio de pesquisa do ventrículo. É determinado um centro e um raio para cada corte. O centro e o raio são especificados em valores reais.

A entrada do módulo é um volume que contém a imagem dos cortes do Ápice à Base. Este imagem é a determinada no módulo **DeterminarApiceBase**. O campo de saída é composto pelos centros e raios calculados no procedimento, formando uma matriz de duas dimensões. Uma das dimensões é do tamanho do número de cortes utilizados no estudo e a outra é igual a três (raio e duas coordenadas do ponto referente ao centro).

O módulo **DefinirCentroRaio** possui dois parâmetros, **RaioMax** e **IncRaio**, raio máximo de pesquisa e incremento do raio, respectivamente. Estes parâmetros são usados durante o cálculo do raio que engloba o ventrículo, como foi descrito no tópico 6 do item 4.2.

5 - Verificação nos Cortes Sagitais:

Módulo	Sagitais
entrada	campo 3D inteiros campo 2D reais
saída	campo 3D inteiros
parâmetros	CorPixel

Este módulo permite ao operador verificar se os centros e os raios especificados no módulo **DefinirCentroRaio** foram determinados corretamente.

Utilizando os cortes oblíquos da imagem de entrada, os cortes sagitais são determinados como foi descrito no tópico 3 do item 4.2. A imagem com os cortes oblíquos é a saída do módulo **IsolarMiocardio**, isto é, possui todos os cortes do estudo, não só os cortes entre a base e o ápice especificados.

Durante a determinação dos cortes sagitais, o centro dos cortes oblíquos são colocados no mesmos com a cor determinada pelo parâmetro **CorPixel**.

6 - Determinação das contagens máximas:

Módulo	CalcularPerfis
entrada	campo 3D inteiros campo 2D reais
saída	campo 2D inteiros
parâmetros	Setores Máximo/Médio

A função do módulo **CalcularPerfis** é determinar os perfis de contagem máxima de cada um dos cortes oblíquos. Para determinar os perfis são necessárias as imagens dos cortes oblíquos definida no módulo **DeterminarApiceBase** e os centros e raios definidos no módulo **DefinirCentroRaio**.

O miocárdio é dividido no número de setores especificados no parâmetro **Setores**. O parâmetro **Máximo/Médio** determina se será calculado o perfil de valores máximos ou médios.

Os perfis calculados neste módulo são armazenados numa estrutura do tipo campo 2D. O tamanho da matriz que compõem o campo é determinada pelo **Número de cortes x Número de Setores**. Esta estrutura é a saída do módulo **CalcularPerfis**.

7 - Construção do Mapa Polar:

Módulo	ConstruirMapa
entrada	campo 2D inteiros
saída	campo 2D inteiros
parâmetros	DivisãoRegiões

O módulo **ConstruirMapa** é responsável pela construção do gráfico "Bull's"Eye", que é efetuado como foi descrito no ítem 4.2 no tópico 10. A entrada do módulo é composta pelos perfis de contagens máximas e a saída contém a imagem do Mapa Polar.

O gráfico "Bull's Eye" pode ser dividido em regiões anatômicas, como foi mostrado no tópico 12 do item 4.2. A divisão ou não, é determinada pelo parâmetro **DivisãoRegiões**.

A figura 4.23 mostra como os módulos para cálculo do Mapa Polar são conectados e qual é o fluxo de dados.

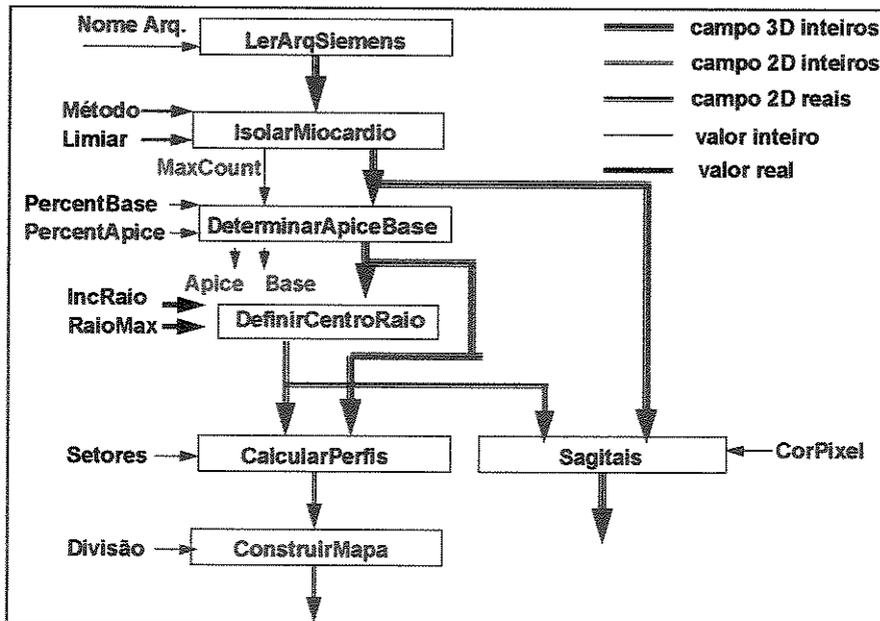


Figura 4.23 - Módulos para a construção do gráfico "Bull's Eye".

Toda vez que algum parâmetro é alterado, o módulo relacionado a ele e os que são executados depois dele, são processados novamente. Utilizando o exemplo da figura 4.23, se na imagem que sai do módulo **Sagitais** o usuário verificar que o ápice foi determinado errado, ele pode alterar o parâmetro **PercentagemApice** no módulo **DeterminarApiceBase**. Este módulo e todos os seguintes serão executados com as novas informações.

O módulo que está sendo executado fica ativado (cor diferente dos demais), o que permite acompanhar o fluxo de processamento. Existe a possibilidade de se parar um processo e de reiniciá-lo do ponto onde ele parou. Estas facilidades de interagir com o processo são muito importantes para se

analisar exatamente o funcionamento do sistema, bem como, para testar novas alternativas.

"Display" das Imagens:

As imagens são visualizadas utilizando-se módulos disponíveis no AVS. Alguns dos módulos mais utilizados para fazer o "display" das imagens são:

- image viewer: este módulo é responsável por manipular e mostrar uma imagem bi-dimensional.
- geometry viewer: a função deste módulo é a mesma do *image viewer* só que com uma imagem tri-dimensional.
- orthogonal slicer: a entrada deste módulo é uma imagem 3D e a saída é a imagem 2D do corte escolhido.
- generate colormap: especifica a "palette" a ser usada na imagem.

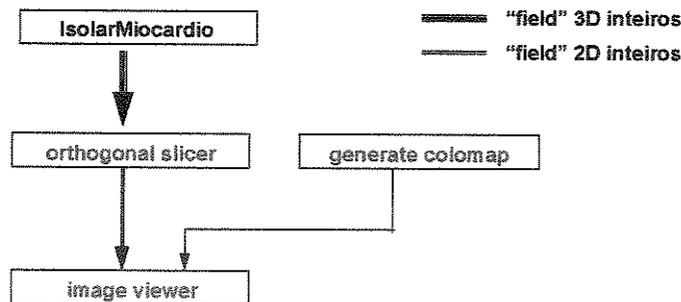


Figura 4.24 - Módulos do AVS usados para visualizar uma imagem 2D.

Um exemplo de como é feito o "display" usando os módulos do AVS está ilustrado na figura 4.24. Depois do miocárdio ser isolado do resto da imagem (*IsolarMiocardio*), é escolhido um corte (*orthogonal slicer*), o qual é visualizado (*image viewer*).

Foi necessário implementar um módulo para possibilitar a visualização de todos os cortes de um estudo de uma só vez. Este módulo junta todos os cortes numa única imagem. O primeiro corte, referente ao ápice, é colocado na parte de

cima da imagem à esquerda. Os demais são colocados ao lado até completar uma linha, quando então é iniciada uma nova linha à esquerda para baixo.

A figura 4.25 ilustra a rede implementada no AVS para o processamento "Bull's Eye", e a figura 4.26 mostra o ambiente AVS.

A figura 4.27 é um exemplo do processamento para construção do Mapa Polar, onde pode-se verificar a saída de cada um dos módulos.

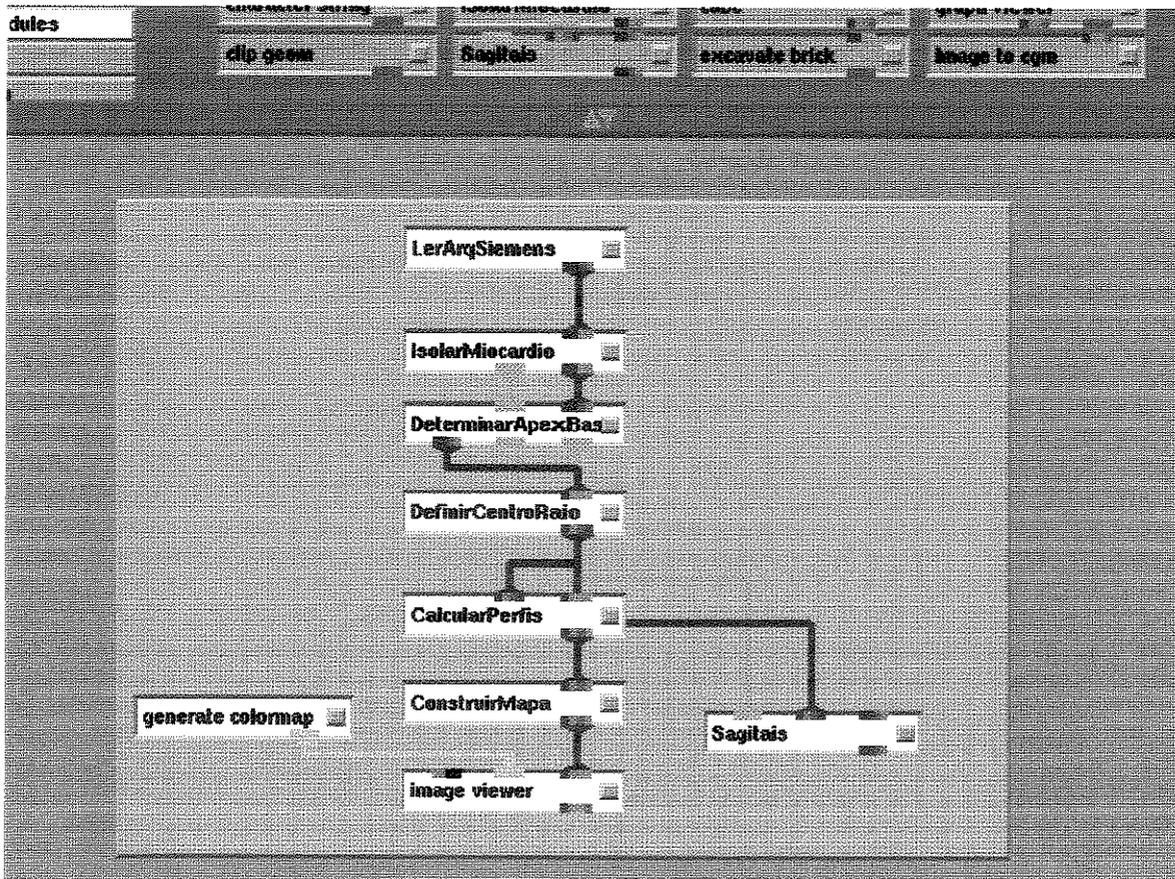


Figura 4.25 - Rede implementada no AVS.

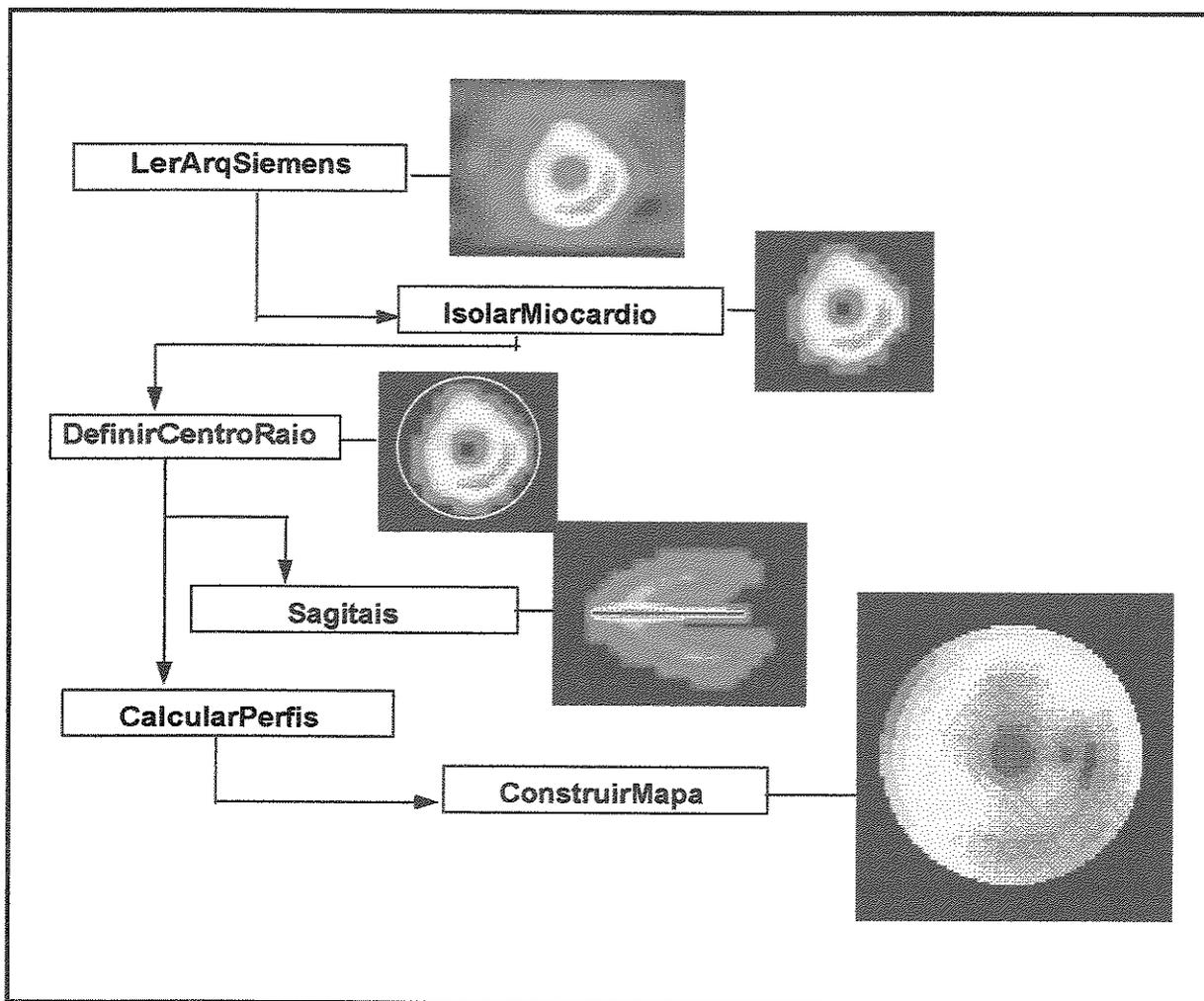


Figura 4.27 - Exemplo de construção de Mapa Polares.

Capítulo 5 - Resultados e Discussões

O objetivo deste capítulo é mostrar os resultados obtidos com o desenvolvimento do sistema para construção do gráfico "Bull's Eye", suas limitações e suas vantagens. Além disso, serão mostradas algumas considerações em relação à normalização, à tabela de cores usada no processamento do Mapa Polar e à determinação da junção VD-VE.

Todas as rotinas implementadas foram testadas utilizando-se imagens de estudos de pacientes atendidos no Serviço de Radioisótopos do InCor.

A automatização da determinação dos parâmetros usados na construção do Mapa Polar diminuiu o tempo de processamento e a possibilidade da ocorrência de erros. A implementação do "Bull's Eye" no AVS facilitou a interação com o operador e a visualização das imagens geradas durante as etapas da construção do Mapa Polar, bem como a visualização do gráfico "Bull's Eye" resultante.

5.1 Resultados

O método automático para a construção de Mapa Polares desenvolvido foi aplicado aos dados de SPECT de 25 pacientes selecionados aleatoriamente entre homens e mulheres de diferentes faixas etárias. Todos esses pacientes se submeteram ao exame de quantificação miocárdica utilizando o processamento "Bull's Eye" disponível no sistema da Siemens do Serviço de Radioisótopos do InCor - HC FMUSP. As imagens foram adquiridas pela câmara Siemens Orbiter, ZLC-DIGITRAC (SPECT) do Serviço de Radioisótopos.

Desses 25 estudos foram analisados tanto exames feitos no estresse quanto os feitos no repouso. Dos 25 pacientes, 20 fizeram exame com ^{201}Tl e 5 com $\text{MIBI}^{99\text{m}}\text{Tc}$, sendo que nos exames com tálio, 9 pacientes usaram DIPI (estresse farmacológico) e naqueles com tecnécio, 2 usaram DIPI.

As principais vantagens do sistema para construir o Mapa Polar desenvolvido estão relacionadas à:

- automatização da determinação do centro e do raio do círculo que engloba o V.E.;

- verificação dos cortes referentes à base e ao ápice;
- independência do operador;
- redução nos erros;
- reprodutibilidade;
- redução no tempo de processamento do "Bull's Eye";
- implementação no AVS e
- independência do processamento do sistema da MicroDELTA.

1 - Automatização da determinação do centro e do raio de pesquisa do V.E.:

Uma das facilidades incorporadas no sistema para processamento do Mapa Polar desenvolvido é a determinação de forma automática dos parâmetros, raio e centro do círculo que engloba o ventrículo. Nos exames analisados neste trabalho (25 casos), verificou-se que a rotina para definição do centro e do raio do V.E. é válida, pois o processamento está sendo efetuado corretamente. Na tabela 5.1 é mostrado o resultado da determinação do círculo que envolve os miocárdios nos 25 estudos considerados.

Isótopo/Condição	Círculo determinado corretamente	Existência de erro na determinação do círculo
Tálio exercício	9	2
Tálio redistribuição	10	1
Tálio estresse (DIPI)	8	1
Tálio redistribuição	8	1
MIBI exercício	2	1
MIBI repouso	3	-
MIBI estresse (DIPI)	2	-
MIBI repouso	2	-
Total	44	6

Tabela 5.1 - Análise da determinação dos círculos que envolvem a região miocárdia.

A avaliação mostrada na tabela 5.1 foi feita analisando-se o círculo desenhado a partir do centro e do raio determinados para cada corte, envolve

todos os pixels que formam o miocárdio. Esta análise foi feita visualmente, pelos operadores que utilizam o sistema da Siemens do Serviço de Radioisótopos do InCor.

Em todos os casos analisados o miocárdio foi isolado aplicando-se um limiar. Para os exames com MIBI foi necessário diminuir o parâmetro **Limiar** (limiar = 1000) da rotina responsável por isolar o miocárdio do resto da imagem em relação aos exames com tálio (limiar = 8000).

A partir dos dados da tabela 5.1, pode-se chegar à conclusão que o método para determinação do centro e do raio funciona corretamente em aproximadamente 90% dos casos analisados. Dos 50 exames (separando os 25 estudos em exercício e redistribuição), em 44 os círculos foram determinados corretamente (88% de acerto). Nos exames em que a determinação do círculo foi considerada errada, só em alguns cortes (entre 1 e 4) é que o círculo engloba uma região maior do que o miocárdio. Estes erros foram ocasionados porque na imagem onde foi determinada o círculo existem pontos que não pertencem ao ventrículo.

Isótopo/Condição	Círculo determinado corretamente	Existência de erro na determinação do círculo
Tálio exercício	11	-
Tálio redistribuição	11	-
Tálio estresse (DIPI)	9	-
Tálio redistribuição	9	-
MIBI exercício	3	-
MIBI repouso	3	-
MIBI estresse (DIPI)	2	-
MIBI repouso	2	-
Total	50	0

Tabela 5.2 - Análise da determinação dos círculos que envolvem a região miocárdia utilizando o método de Ezequiel [41] para isolar o miocárdio.

Em nenhum dos exames o círculo determinado deixou de englobar totalmente o miocárdio, o problema encontrado foi a determinação de um raio maior do que o miocárdio. Este problema está relacionado ao isolamento do miocárdio do resto da imagem. Pois nos casos em que o círculo englobou pontos fora do miocárdio, na imagem analisada existem pontos que não formam o

miocárdio. A solução para estes casos foi refazer o processamento utilizando o método de Ezequiel [41], descrito no capítulo 4 deste trabalho, para isolar o miocárdio do resto da imagem. Depois do novo isolamento, o círculo foi determinado corretamente, como está demonstrado na tabela 5.2.

A utilização de pontos fora da região do miocárdio só ocasionará erros no Mapa Polar resultante se os pontos fora possuírem o maior valor de contagem dentro do setor utilizado para a determinação dos perfis de contagens máximas. Caso contrário, estes pontos não interferirão na construção do gráfico "Bull's Eye".

A correta determinação do centro e do raio é bem dependente do isolamento do miocárdio, como pode ser verificado na descrição feita anteriormente.

O método utilizado pelo sistema para identificar o centro e o raio é mais preciso em relação ao descrito em Ezequiel [41]. Pois Ezequiel determina o centro como sendo o ponto médio, tanto do eixo vertical como no horizontal, da matriz que engloba o miocárdio. Esta determinação é feita no corte onde for encontrado o miocárdio com maior área. O raio é definido pela distância do centro ao ponto de maior atividade (maior valor de contagem) na direção vertical. Não é considerada toda a região miocárdica para a determinação do raio.

Além disso, a determinação de um centro e de um raio para cada corte oblíquo, apesar de consumir mais tempo de processamento, garante que o centro estará correto para cada corte, evitando erros quando os cortes não estiverem alinhados da mesma maneira. Esta preocupação é importante nos corações com distorções anatômicas.

Durante a apresentação deste trabalho no congresso "Computers in Cardiology" realizado em setembro de 1994 [48], foi muito discutida a determinação do círculo que envolve o miocárdio utilizando o método de Mínimos Quadrados [46] e a definição de contornos para todos os cortes. Esta é uma nova abordagem para a construção dos Mapas Polares. Um outro ponto que causou interesse nos participantes, que utilizam o "Bull's Eye", foi a automatização do método, pois muitos profissionais evitam o processamento do Mapa Polar por ele ser subjetivo e demorado.

2 - Verificação dos cortes referentes ao ápice e à base:

A solução de se colocar os centros definidos baseados nos cortes oblíquos no cortes sagitais se mostrou muito eficaz para verificar se os centros foram determinados corretamente e para analisar se foram selecionados todos os cortes necessários para o estudo. As determinações estão corretas se os centros dos cortes oblíquos formarem uma linha reta na parte central da cavidade ventricular do corte sagital de maior cavidade. A linha deve passar por todos os cortes desde o ápice até a base.

Este tipo de avaliação não foi encontrada em nenhuma descrição do método "Bull's Eye" na bibliografia estudada. Acredita-se que esta seja uma nova proposta.

Utilizando-se esta verificação não é necessário definir a parte central do Mapa Polar, região referente ao ápice, com perfis especificados em cortes sagitais. Os cortes sagitais são usados somente para verificar se os cortes oblíquos foram selecionados corretamente.

Nos dados dos 25 pacientes analisados, utilizando-se a verificação nos cortes sagitais, a determinação dos centro como as dos cortes selecionados foi feita corretamente. Os resultados da definição do ápice e da base do 50 exames analisados estão indicados na tabela 5.3.

Isótopo/Condição	Ápice e Base definidos corretamente	Erro na seleção dos cortes
Tálio exercício	10	1
Tálio redistribuição	10	1
Tálio estresse (DIPI)	8	1
Talio redistribuição	9	-
MIBI exercício	2	1
MIBI repouso	2	1
MIBI estresse (DIPI)	2	-
MIBI repouso	2	-
Total	45	5

Tabela 5.2 - Determinação dos cortes referente ao ápice e à base.

Considerando-se a tabela 5.3 pode-se verificar que os cortes foram escolhidos corretamente em 90% dos casos (45 acertos num total de 50 exames).

A avaliação informal dos profissionais médicos e físicos, do Serviço de Radioisótopos do InCor, indica que esta é uma forma fácil de se verificar a seleção dos cortes a serem processados.

Existem situações onde não são selecionados todos os cortes oblíquos que compõem o ventrículo. Para refazer a definição de quais cortes serão analisados, o usuário pode alterar os parâmetros referentes ao valor da porcentagem da base ou do ápice. Por exemplo, se estiverem faltando cortes do ápice, deve-se diminuir o valor da porcentagem do ápice, ou se foram selecionados um número maior de cortes na direção da base do ventrículo, deve-se aumentar o valor da porcentagem da base.

A utilização desta verificação é muito importante quando na imagem estiver faltando um pedaço do miocárdio, indicando que naquela região não existe perfusão. Por exemplo, se nos cortes tomográficos não aparecer o ápice, os cortes oblíquos selecionados não englobarão o ápice. Assim, ao invés do Mapa Polar ficar com o centro preto, indicando que não há perfusão na região do ápice, o centro será representado por cortes que não são referentes ao ápice, pois os cortes relacionados ao ápice não foram analisados.

3 - Independência do operador:

As implementações comerciais do método "Bull's Eye" são muito subjetivas pois necessitam de várias interferências do operador. A automatização das etapas em que o usuário intervém, diminui a probabilidade de erros decorrentes de informações imprecisas passadas ao sistema pelo operador.

4 - Redução dos erros:

Em tarefas rotineiras é fácil de se cometer erros por distração ou cansaço. Considerando-se que são várias interações do operador com o sistema da Siemens, podem ocorrer erros durante a determinação do Mapa Polar.

Diminuindo-se o número de interações, acredita-se que os resultados obtidos sejam mais confiáveis.

Um outro ponto que deve ser considerado, é que geralmente os sistemas aplicados à área médica não obtêm sucesso em todos os estudos clínicos. Por isso, é muito importante que o operador possa alterar alguns dados, quando não concordar com os resultados e desejar fazer uma nova análise do estudo. O sistema desenvolvido é muito favorável neste sentido, pois mostra os resultados de todas as etapas intermediárias do processamento e possibilita também, que o operador altere parâmetros durante a construção do Mapa Polar de uma maneira bem simples e intuitiva, como descrito no capítulo 4, no item 4.3 (Implementação do método "Bull's Eye" no AVS).

5 - Reprodutibilidade:

Através da automatização das intervenções do operador, é possível garantir que um mesmo procedimento levará sempre ao mesmo resultado, o que não é verdade quando se trata de operações manuais.

6 - Redução no tempo de processamento:

O operador não necessita interagir muitas vezes com o sistema, assim a execução fica mais rápida. Quando se utiliza o sistema da Siemens, o processo não continua enquanto o operador não informar o dado desejado, por exemplo, o centro do ventrículo. No sistema desenvolvido, o operador pode acompanhar todo o procedimento para construção do Mapa Polar sem a necessidade de definir nenhum parâmetro. Ele só precisa interferir se desejar alterar algum resultado.

Num procedimento típico, a construção do gráfico "Bull's Eye" é executada em aproximadamente 1 minuto no sistema desenvolvido, contra 4 minutos no sistema da Siemens utilizado no InCor. Esses tempos foram medidos em um exame completo, estresse mais redistribuição. O procedimento da Siemens inclui também a comparação dos mapas do estresse e da redistribuição com os arquivos de padrão normal. O tempo dispendido na quantificação, comparação com os normais, não é maior do que 20 segundos. Descontando-se o

tempo da quantificação, o método proposto reduz em quase 70% o tempo de processamento.

O tempo de processamento para a construção dos Mapas Polares depende do número de cortes utilizados no estudo. O procedimento em um coração grande, com vários cortes, demora mais que em um pequeno. Esta diferença de tempo é de segundos (1 a 5 segundos).

No método desenvolvido, a rotina que dispende mais tempo de processamento é a de definição do centro e do raio, que leva de 7 a 10 segundos para ser executada. Ela é mais lenta por fazer o cálculo em todos os cortes. O que consome mais processamento é a determinação do maior raio que engloba o miocárdio, pois isto depende de várias iterações, uma vez que o raio é incrementado várias vezes até que se encontre o valor desejado.

As demais rotinas do método são executadas em frações de segundo. O fator limitante na velocidade de processamento é a ampliação das imagens. A rotina de "zoom" leva aproximadamente 10 segundos para ampliar todos os cortes. Se não forem mostrados os resultados das etapas intermediárias do método, o que não é necessário para a construção do Mapa Polar, o processamento é executado em menos de 25 segundos.

Ao se utilizar o método de Ezequiel [41], a rotina de isolamento do miocárdio se torna mais lenta, pois é necessário varrer cada um dos cortes pixel por pixel e fazer os cálculos descritos do item 4.2 do capítulo 4. Além disso, é necessário varrer novamente todos os cortes para determinar a região miocárdica. A execução da rotina nesta condição é feita em aproximadamente 10 segundos.

7 - Implementação no AVS:

A sistema para construção do Mapa Polar disponível no ambiente AVS proporcionou:

- interação do usuário com o processo: no AVS é muito rápido visualizar os resultados após uma alteração de parâmetros das rotinas. Assim, o usuário pode alterar alguns parâmetros e verificar o resultado facilmente. Além disso, pode-se fazer alterações conjuntas de dois ou mais parâmetros. Isto torna o

sistema muito mais interativo. O usuário consegue entender melhor como está sendo feito o processamento.

- maior visibilidade do sistema: cada etapa do processamento "Bull's Eye" foi implementada num módulo do AVS. Para cada um destes módulos é feito o "display" da imagem resultante. Assim, o usuário pode verificar o que aconteceu em cada fase, tendo uma visão global do procedimento.

8 - Independência do sistema da Siemens:

A implementação do processamento "Bull's Eye" na estação de trabalho SUN não limitará a construção dos Mapas Polares ao sistema da Siemens. Assim, quem necessitar de resultados dos gráfico "Bull's Eye" poderá processá-los em um ponto da rede InCor que possua uma estação SUN rodando o AVS ou através de "X-terminals", emulados por microcomputadores.

Além de não ficar restrito ao Serviço de Radioisótopos, o médico poderá processar as imagens analisando exatamente como os resultados foram obtidos.

Um outro fator muito importante do sistema desenvolvido é que ele foi dividido em módulos que possuem entradas e saídas bem definidas. Não será muito difícil transportar o "Bull's Eye" para outros ambientes como o Khoros e o 3DVIEWNIX [49].

5.2 Considerações sobre o método "Bull's Eye"

Durante o desenvolvimento foram analisados diversos fatores que influenciam a quantificação utilizando o método "Bull's Eye". Todas as questões onde foram encontradas dúvidas foram discutidas com médicos e físicos que trabalham diretamente com o sistema da Siemens do InCor. Os pontos que se mostraram mais interessantes são:

- utilização da tabela de cores do sistema da Siemens;

- marcação da junção do V.E. com o V.D e
- comparação com os limites normais.

1 - Tabela de Cores:

A idéia inicial do projeto era implementar uma tabela de cores igual à utilizada no Serviço de Radioisótopos do InCor. No sistema da Siemens disponível no InCor existe a possibilidade de se escolher uma entre diversas tabela de cores. Porém, os profissionais que com ele trabalham utilizam basicamente duas, sendo que a mais utilizada é denominada "arco-íris".

Após a análise de diversos equipamentos e discussões com profissionais, chegou-se à conclusão que não é necessário reproduzir a tabela de cores usada na sistema da Siemens do InCor. Pois, cada equipamento fornece tabelas de cores que raramente são iguais às de outros equipamentos.

Analisando-se a definição das tabelas de cores, foi verificado que o mais importante não são as cores utilizadas, mas sim, mostrar quais são as cores colocadas na imagem e o que elas representam. Isto deve ser feito através de uma escala de cores que deve acompanhar as imagens. Nela conhece-se a variação das cores e sabe-se com que cor está representada uma maior ou menor atividade, intensidade da emissão de fótons.

Desta forma optou-se por usar um módulo disponível no AVS para gerar uma tabela de cores. Este módulo é denominado "**generate colormap**". Ele está preparado para usar uma variação de cores próxima às cores do arco-íris. O usuário pode alterar facilmente a distribuição das cores, bem como deixar a imagem sem cor, em tons de cinza. De qualquer forma, as imagens estão associadas a uma escala de cores. O "Bull's Eye" é sempre mostrado com a escala utilizada. A menor atividade fica na parte de cima e a maior na parte de baixo da escala. Isto pode ser invertido, alterando-se somente um parâmetro do módulo "**generate colormap**".

A possibilidade de escolher com que escala de cor se quer trabalhar, faz com que o usuário possa utilizar cores que lhe facilitem a visualização das

imagens. Além disso, como é muito fácil alterar a tabela de cores, para cada tipo de imagem pode-se testar vários conjuntos de cores, escolhendo-se o que melhor se adapta à cada caso.

2 - Junção do V.E. com o V.D:

A marcação da junção entre os ventrículos foi um outro ponto muito discutido durante o desenvolvimento do projeto. Primeiramente verificou-se na literatura que em alguns sistemas a junção V.E.-V.D. é considerada e em outros não [19,36,41]. No sistema da Siemens usado como comparação neste projeto é necessário indicar manualmente a posição da junção entre os ventrículos.

A posição da junção é utilizada para verificar se os cortes estão orientados da mesma forma quando se trabalha com dados de estudos de duas etapas (exercício e redistribuição). Se na determinação do "washout" for usado o estudo referente ao estresse orientado de uma forma e o de redistribuição de outra, o resultado conterá erros difíceis de serem percebidos pelo operador. Se for verificado que a junção está fora do lugar onde deveria estar, os cortes são rotacionados para a junção corresponder a 102°, como foi descrito no capítulo 3.

A localização da junção é mais importante para a comparação com os arquivos de normais do que para o "washout", pois geralmente no "washout" os estudos do exercício e da redistribuição foram processados usando-se os mesmos critérios para a reorientação. Na comparação com os arquivos de normais, que foram definidos considerando-se a junção, é necessário que os cortes estejam alinhados em relação à junção.

Por outro lado, alguns profissionais que processam gráficos "Bull's Eye" confessam que na maioria dos estudos não enxergam a junção, marcam sua localização aonde acham que ela deveria ser. Realmente, é muito difícil determinar o local exato da junção, pois é difícil visualizá-la e fazer uma marcação precisa.

Observando-se os fatos descritos acima, optou-se por não utilizar a determinação da junção entre os ventrículos. Como descrito no capítulo 4, parte-se do pressuposto que os cortes estão orientados corretamente.

Não é fácil identificar se existe algum erro na orientação dos cortes, bem como saber se as orientações nas duas etapas do estudo são as mesmas. No sistema proposto não é feita nenhuma verificação em relação à orientação dos cortes, porém, se o operador verificar algum tipo de erro relacionado a isto, a reconstrução tomográfica deve ser refeita.

3 - Comparação com os limites normais:

O desenvolvimento de uma base de dados normais é um dos aspectos mais críticos dos programas de quantificação. A precisão dos resultados finais depende também destes padrões de normalidade.

Basicamente, a definição da base de dados normais compreende as seguintes etapas:

- 1 - definição dos normais na população;
- 2 - especificação dos protocolos de aquisição e processamento da imagem;
- 3 - processamento de 30 a 50 pacientes normais de cada sexo e idades desejadas, para criar padrões, e
- 4 - definição dos critérios de anormalidade.

As etapas relacionadas acima não são fáceis de serem executadas. O que considerar como pacientes normais? Voluntários normais, pacientes cujos exames são normais ou pacientes com baixa probabilidade de desenvolver doença coronariana? Estas perguntas não são simples de serem respondidas, pois nenhuma resposta estará totalmente completa e correta. Assim, para se definir os limites normais, deve-se fazer uma análise bem específica levando-se em conta os fatores que a influenciam. Para definir e validar a base de dados disponível no sistema da Siemens a Cedars-Sinai, centro onde o sistema foi desenvolvido, levou dois anos [25].

O tamanho dos corações é diferente para cada pessoa, assim, os estudos possuem diferente quantidade de cortes. Como definir os arquivos de normais? Um para cada tamanho ou fazer uma interpolação dos cortes, reduzindo ou

aumentando o número de cortes? Este é um outro ponto que deve ser considerado na definição dos padrões de normalidade.

Devido à sua complexidade, a determinação de uma base de dados normais está fora do escopo deste trabalho. A definição da base de dados será melhor efetuada se for feita por um médico que conhece todas as variáveis relacionadas às condições de normalidade ou não.

Depois que a base de dados for especificada, ficará fácil fazer as comparações. As comparações com os arquivos normais consistem basicamente em fazer uma média dos valores do Mapa Polar, dividindo-o em regiões, e verificar o quanto o "Bull's Eye" gerado a partir das imagens de um paciente difere do normal.

Capítulo 6 - Conclusões

Durante o desenvolvimento do projeto verificou-se que o processamento "Bull's Eye" é um método válido para a identificação dos defeitos de perfusão miocárdica, mas que perde confiabilidade e utilidade, por ser intrinsicamente dependente da interação com o operador e pelo arquivo de padrões normais não corresponder a realidade encontrada entre os pacientes atendidos.

Uma vez automatizado, a aplicabilidade do método é aumentada. Porém, é importante ressaltar que o sistema deve permitir que o operador faça correções nos parâmetros especificados. Não se deve esperar que sistemas automáticos sejam infalíveis. Sistemas automáticos devem ser supervisionados.

Os métodos "Bull's Eye" existentes não são muito utilizados por seu processamento ser muito demorado e pela quantificação não ser confiável. Em muitos exames executados no Serviço de Radioisótopos do InCor não é gerado o Mapa Polar. É feita somente a análise dos cortes. Isto se deve ao fato de que os mapas gerados manualmente muitas vezes não correspondem ao que foi analisado nos cortes tomográficos.

Para se minimizar os problemas da quantificação, é necessária a criação de uma base de dados baseada em dados de indivíduos normais representativos da população brasileira. A base de dados utilizada no Serviço de Radioisótopos do InCor é a especificada no sistema da Siemens. Esta base foi definida na população americana que é diferente da brasileira. Além disso, para que a quantificação dos Mapas Polares seja feita corretamente, é necessário que o protocolo de aquisição das imagens seja o mesmo utilizado nos exames que definiram a base de dados normais.

Deve-se investigar a importância da utilização de bases de dados normais relacionadas à faixas etárias e diferentes tamanhos de corações. O InCor é um bom lugar para fazer esta análise, pois diariamente são atendidos vários pacientes no Serviço de Radioisótopos.

O domínio da técnica possibilitará as adaptações desejadas pelos profissionais que dela fazem uso. A implementação foi executada visando um sistema flexível e modular. Desta forma, não será difícil incluir novas necessidades no método.

6.1 Sugestões

A definição da base de dados normais é muito importante para dar continuidade ao projeto e para que ele possa ser efetivamente usado em rotina clínica. Sem os arquivos de normais não é possível fazer a quantificação através da comparação com os dados normais.

É interessante que este projeto de determinação da base de dados normais seja liderado por um médico. É ele quem melhor conhece todas as variáveis envolvidas na determinação das condições em que os pacientes podem ser considerados normais.

Este trabalho faz parte de um projeto temático InCor-FAPESP. Dentro deste projeto temático está sendo implementado por uma pesquisadora da Divisão de Informática do InCor um sistema para reconstrução tomográfica. A reconstrução está sendo desenvolvida no AVS. Acredita-se que assim que esta parte do projeto esteja pronta, os cortes oblíquos utilizados no processamento do Mapa Polar, poderão ser determinados neste novo sistema de reconstrução. Não será mais necessário que os cortes tomográficos sejam determinados no sistema da Siemens. O sistema da Câmara à Cintilação poderá ser usado somente para fazer a aquisição das imagens. Todo o processamento para gerar o gráfico "Bull's Eye", deste a reconstrução tomográfica, poderá ser efetuado independente do sistema da Siemens.

Existe a possibilidade de se aplicar o sistema para processamento do Mapa Polar em outras situações. Uma vez que a técnica para construção de Mapas Polares está dominada, não importa como as imagens foram adquiridas. Por exemplo, pode-se utilizar o método desenvolvido para a construção de mapas de imagens originadas com SPECT "gated" (sincronizado com o eletrocardiograma).

Além disso, poderão ser implementadas algumas das necessidades do Serviço de Radioisótopo do InCor. Uma delas é fazer estudos em 4 fases: "stress", redistribuição, reinjeção do tálio e nova redistribuição.

Para facilitar a disponibilização do método para outros ambientes de visualização, como o Khoros e o 3DVIEWNIX, é interessante que a estrutura de dados das imagens utilizadas no AVS seja passada do tipo campo, "field", para a

forma "user defined" [45]. Se a estrutura de dados for definida pelo usuário, será mais fácil implementar o método nos demais sistemas. A estrutura "field" só está disponível no AVS.

Referências Bibliograficas

- [1] Martha Barlai-Kovach, Jonh Hergenrother, George Desko e H. Willian Strauss - "The Cardiovascular System" Donald R. Bernier, Paul E. Christian, James K. Hangan e L. Davis Wills - Capítulo 14 - "Nuclear Medicine Technology and Techniques" - The C.V. Mosby Company - U.S.A., 1989.
- [2] James B. Wyngaarden e Lloyd H. Smith - "CECIL Tratado de Medicina Interna" 18ª Edição, vol. 1 - Editora Guanabara - Rio de Janeiro, 1988.
- [3] Richard A. Robb - "Three - Dimensional Biomedical Imaging" Vol. 1, CRC Press, Inc. - U.S.A., 1985.
- [4] Lincoln A. Moura Jr. - "A System for the Reconstruction, Handling and Display of Three-Dimensional Medical Structures" tese submetida ao Departamento de Engenharia Elétrica do Imperial College of Science and Technology da Universidade de Londres, para a obtenção do grau de doutor. Outubro 1988.
- [5] Eugene Braunwald - "Physics and Instrumentation of Radionuclide Imaging" - Capítulo 55 - "Cardiac Imaging - A Comparison to Braunwald's Heart Disease" págs: 977-1005 - Ed. W. B. Saunders Company - U.S.A., 1991.
- [6] Richard S. Meltzer, Zvi Vered e Henry N. Neufeld "Noninvasive Cardiac Imaging: Recent Developments" - Futura Publishing Company - New York, 1988.
- [7] E.E. van der Wall "Noninvasive Imaging of Cardiac Metabolism" Martinus Nijhoff Publischers - Netherlands, 1987.
- [8] Abdulmassih S. Iskandrian "Nuclear Cardiac Imaging: Principles and Applications" - F. A. Davis Company - U.S.A., 1987.

- [9] E. Del Nero Junior, Matheus Papaléo Neto, Paulo Jorge Moffa e Juares Ortiz - "Semiologia Cardiológica Não-Invasiva" - Editora de Publicações Médicas Ltda - Rio de Janeiro, 1979.
- [10] Marina de Fátima de Sá Rebelo - "Uma Análise da Qualidade de Imagens Tomográficas do Miocárdio por Emissão de Fótons" - Dissertação apresentada ao Instituto de Física da Universidade de São Paulo - USP, 1989.
- [11] S. F. Horowitz e H.W. Eichstaedt "Nuclear Cardiology: A Practical Approach" - Hoechst Meducation Up-Date, 1985.
- [12] Leonard M. Freeman e M. Donald Blafox - "Cardiovascular Nuclear Medicine - Current Methodology and Practice" - Ed. Grune & Stratton Inc. - U.S.A., 1980.
- [13] Daniel S. Berman, Hosen Kiat, Kenneth Van Train, Ernest Garcia, Jonh Friedman e Jamish Maddahi - "Technetium 99m Sestamibi in the Assesment of Chronic Coronary Artery Disease" - Seminars in Nuclear Medicine, vol. XXI, no. 3:190-212 - July, 1990.
- [14] Robert L. Eisner, Sharon E. Martin, Angel R. Leon, L. Susan Schmarkey, Marquis A. Worthy, Tsann H. Chu e Randolph E. Patterson - "Inhomogeneity of Gated and Ungated SPECT Technetium - 99m - Sistamibi Bull's Eyes in Normal Dogs: Comparision with Thallium-201" - The Journal of Nuclear Medicine, vol. 34, no. 2:281-287, 1993.
- [15] Myron C. Gerson - "Cardiac Nuclear Medicine" Capítulos 1 e 2, Ed. McGraw Hill Book Company - U.S.A., 1987.
- [16] Ernest V. Garcia, Kenneth Van Train, Jamshid Maddahi, Florence Prigent, Jonh Friedman, Joseph Areeda, Alan Waxman e Daniel S. Berman - "Quantification of Rotational Thallium-201 Myocardial Tomography" - The Journal of Nuclear Medicine, vol. 26, no. 1:17-26, 1985.

- [17] J. Maublant, J. Cassagnes, J.J. Le Jeune, A. Veyre, H. Jalleit e G. Meyniel - "A Comparision Between Conventional Scintgraphy and Emission Tomography with Thallium-201 in the Detection of Myocardial Infarction" - The Journal of Nuclear Medicine, vol 23: 204-208, 1982.
- [18] Robert J. English e Susan E. Brown "SPECT Single-Photon Computed Tomography: A Primer" 2ª Edição, The Society of Nuclear Medicine - U.S.A., 1990.
- [19] Robert L. Eisner, Margery J. Tamas, Karen Cloniger, David Shonkoff, Joel A. Oates, Anita M. Gober, Daniel W. Dunn, John A. Malko, André L. Churchwell e Randolph E. Paterson - "Normal SPECT Thallium-201 Bull's Eye Display: Gender Differences" - The Journal of Nuclear Medicine, vol. 29, no. 12:1901-1909, 1988.
- [20] Jamshid Maddahi, Kenneth Van Train e Daniel Berman - "Quantitative Tomographic (SPECT) Thallium-201 Myocardial Perfusion Imaging: Technique, Clinical Applications, and Comparison to Planar Imaging Method" - Cardiovascular Nuclear Medicine: The Society of Nuclear Medicine, 35th Annual Meeting, San Francisco, Ca, 1988.
- [21] James H. Caldwell, David L. Willians, George D. Harp, Jonh R. Stratton e James L. Ritchie - "Quantification of Size of Relative Myocardial Perfusion Defect by Single-Photon Emission Computed Tomography" - Circulation, vol. 70, no. 6: 1048-1056, 1984.
- [22] Robert L. Eisner e Jonh A. Malko - "More on Bull's-Eye Thallium Display" - (Abstract) The Journal of Nuclear Medicine, vol. 29:1466, 1988. T. K. Jonhson, D. L. Hasegawa, J. Sklar, W. R. Hendee e P. P. Steele - "Early Description of "Bull's Eye" Plot for Emission Cardiac Tomography" - (Abstract) Journal Nuclear Medicine 29, No. 2:267-268, 1988.
- [23] T. Jonhson, D. Kirch, B. Hasegawa, J. Sklar, W. Hendee e P. Steele - "A Concentric Polar Display Technique For Emission Tomography Analysis" (Abstract) - Medical Physics, vol. 8:567, 1981.

- [24] Teruo Takishima, Kikuo Machida, Norinari Honda, Toshio Mamiya, Taku Takahashi, Masayuki Muramatsu, Hiroshi Matsuo, Nobuo Yoshimoto, Shogo Tanaka e Minoru Hosoba - "The Unfolded Map Using ^{201}Tl Myocardial SPECT" - European Journal of Nuclear Medicine, vol. 14:572-574, 1988.
- [25] Manuais do SPECT Siemens - MicroDELTA/MaxDELTA - Julho, 1990.
- [26] Eugene E. DePasquale, Agatha C. Nody, E. Gordon DePuey, Ernest V. Garcia, George Pilcher, Clayton Bredlau, Gary Roubin, Anita Gober, Andreas Gruentzig, Paul D'Amato e Harvey J. Berger - "Quantitative Rotational Thallium-201 Tomography for Identifying and Localizing Coronary Artery Disease" - Circulation, vol. 77, no. 2:316-327, 1988.
- [27] J. Larry Klein, Ernest V. Garcia, E. Gordon DePuey, Joan Campbell, Andrew T. Taylor, Roderic I. Pettigrew, Paul D'Amato, Russell Folks e Naomi Alazraki "Reversibility Bull's-Eye: A New Polar Bull's-Eye Map to Quantify Reversibility of Stress-Induced SPECT Thallium-201 Myocardial Perfusion Defects" - The Journal of Nuclear Medicine, vol. 31, no. 7:1240-1246, 1990.
- [28] Robert L. Eisner, André L. Churchwell, Till Noever, Dave Nowak, Karen Cloniger, Daniel W. Dunn, Wilma Carlson, Joel A. Oates, Janie Jones, Douglas Morris, Henry Liberman e Randolph E. Paterson - "Quantitative Analysis of the Tomographic Thallium-201 Myocardial Bullseye Display: Critical Role of Correcting for Patient Motion" - The Journal of Nuclear Medicine, vol. 29:91-97, 1988.
- [29] Kenneth F. Van Train, Jamshid Maddahi, Daniel S. Berman, Hose Kiat, Joseph Areeda, Florence Prigent, John Friedman e Participantes do "Multicenter Trial" - "Quantitative Analysis of Tomographic Stress Thallium-201 Myocardial Scintigrams: A Multicenter Trial" - The Journal of Nuclear Medicine, vol. 31, no. 7:1168-1179, 1990.
- [30] Denny D. Watson, Norman P. Campbell, Eleen K. Read, Robert S. Gibson, Charles D. Teates e Gerge A. Beller - "Spatial and Temporal

- Quantitation of Plane Thallium Myocardial Images" - The Journal of Nuclear Medicine, vol. 22, no. 7:577-584, 1981.
- [31] **B. Kasabali, M. L. Woordard, C. Bekerman, S. Pinsky e M. J. Blend** - "Enhanced Sensivity and Specificity of Thallium-201 Imaging for Detection of Regional Ischemic Coronary Disease by Combining SPECT with "Bull's Eye" Analysis" - Clinical Nuclear Medicine, vol. 14:484-490, 1989.
- [32] **Ernest Garcia, Jamshid Maddahi, Daniel Berman e Alan Waxman** - "Space/Time Quantitation of Thallium-201 Myocardial Scintigraphy" - The Journal of Nuclear Medicine, vol. 22, no. 4:309-317, 1981.
- [33] **Florence Prigent, Jamshid Maddahi, Ernest Garcia, Yuichi Sato, Kenneth Van Train, Christopher Wong, Willian Ganz e Daniel Berman** - "Single Photon Emission Computerized Tomography for Quantification of Experimental Myocardial Infarct Size" - Journal of American College of Cardiology, vol. 5, no.2:440, 1985.
- [34] **Jamshid Maddahi, Florence Prigent, Howard Staniloff, E. Garcia, A. Becerra e Daniel Berman** - "A New Probabilist Aproach to the Quantitative Interpretation of TI-201 Rotational Myocardial Tomograms for Assessment of Coronary Artery Disease (CAD)" - Circulation, vol. 70, supp II:450, 1984.
- [35] **Norinari Honda, Kikuo Machida, Toshio Mamiya, Taku Takahashi, Teruo Takishima, Noriko Hasegawa, Masanori Hashimoto, Ken Ohno, Hiroshi Matsuo, Nobuo Yoshimoto, Shogo Tanaka e Minoru Hosoba** - "Two Dimensional Polar Display of Cardiac Blood Pool SPECT" - European Journal of Nuclear Medicine, vol. 15:133-136, 1989.
- [36] **Kenneth F. Van Train, Joseph Areeda, Ernest V. Garcia, C. David Cooke, Jamshid Maddahi, Hosen Kiat, Guido Germano, Gerrad Silagan, Russell Folks e Daniel S. Berman** - "Quantitative Same-Day Rest-Stress Technetium-99m-Sestamibi SPECT: Definition and Validation of Stress Normal Limits and Criteria for Abnormality" - The Journal of Nuclear Medicine, vol. 34, no. 9:1494-1502, 1993.

- [37] Jamshid Maddahi, Kenneth Van Train, Florence Prigent, Ernest V. Garcia, Jonh Friedman, Enrique Ostrzega e Daniel S. Berman - "Quantitative Single Photon Emission Computed Thallium-201 Tomography for Detection an Localization of Coronary Artery Disease: Optimization and Prospective Validation of a New Technique" - Journal of American College of Cardiology, vol. 14, no. 7: 1689-1699, 1989.
- [38] Elias H. Botvinick, Yu Ying Zhu, Willian J. O'Connell e Michael W. Dae - "A Quantitative Assessment of Patient Motion and its Effect on Myocardial Perfusion SPECT Images" - The Journal of Nuclear Medicine, vol. 34, n0. 2: 303-301, 1993.
- [39] Alexander Gottschalk, Paul B. Hoffer e E. James Potchen - "Diagnostic Nuclear Medicine" - vol 1, Capítulo 12: 427-432, E. Gordon DePuey e Ernest V. Garcia - "Single Photon Emission Computed Tomography Quantitative: Tomography with Thallium-201", Ed. Williams & Wilkins - U.S.A., 1988.
- [40] K. Van Train, J. Maddahi, C. Wong, F. Prigent, J. Friedman, A. Waxman e D. Berman - "Definition of Normal Limits in Stress TI-201 Myocardial Rotational Tomography" (Abstract) - The Journal of Nuclear Medicine, vol. 27, no. 6:899, 1986.
- [41] A. Ezekiel, K. Van Train, G. Silagan, J. Maddahi, E. V. Garcia - "Automatic Determination of Quantification Parameters from Tc-Sestamibi Myocardial Tomograms" - Proceedings of Computers in Cardiology, IEEE Computer Society, 237-240, - Venice, Italy, September 23-26, 1991.
- [42] Rafael C. Gonzalez e Paul Wintz - "Digital Image Processing" - 2ª. Edição - Addison-Wesley Publishing Company, U.S.A., 1987.
- [43] Anil K. Jain - "Fundamentals of Digital Image Processing" - Prentice-Hall International, Inc. - U.S.A., 1989.
- [44] John C. Russ - "The Image Processing Handbook" - CRC Press - U.S.A., 1992.

- [45] AVS Module Reference, AVS Developer's Guide e AVS User's Guide ,
Advanced Visual System Inc. - May, 1992.
- [46] L. Moura e R. Kitney - "A Direct Method for Least-Squares Circle Fiting" - Computer Physics Communications, vol. 64, no. 2:57-63, 1991.
Elsever Science Publishers B.V. (North-Holland).
- [47] Craig Upson, Thomas Faulhaber Jr., David Kamins, David Laidlaw,
David Schlegel, Jeffrey Vroom, Robert Gurwitz e Andries van Dam -
"The Application Visualization System: A Computational Environment
for Scientific Visualization" - IEEE Computer Graphics & Applications,
vol. 9, no. 4:30-42, July, 1989.
- [48] Claudia M. C. Moro, Lincoln Moura e Cecil C. Robilotta - "Improving
Reliability of Bull's Eye Method" - Proceedings of Computers in
Cardiology, IEEE Computer Society - Bethesda, U.S.A, Setembro, 1994
("in press").
- [49] G.T. Herman - "3D Display: A Survey from Theory to Applications" -
Computerized Medical Imaging and Graphics, vol.17,no.4/5:231-242.
July-October 1993.

Trabalhos Apresentados

- **Bull's Eye - Improving Operator-Independence and Reliability** - World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering - Rio de Janeiro, Brasil. Agosto de 1994.
Abstract publicado nos Anais do Congresso.
- **Improving Reliability of Bull's Eye Method** - Computers in Cardiology - Bethesda, EUA. Setembro 1994.
Artigo publicado no Proceedings of Computers in Cardiology, IEE Computer Society, 1994 ("in press").
- **Método Automático para a Construção de Mapas Polares** - IV Congresso Brasileiro de Informática em Saúde - Porto Alegre, Brasil. Outubro de 1994.
Artigo publicado nos anais do congresso.

BULL'S EYE - IMPROVING OPERATOR-INDEPENDENCE AND RELIABILITY

Claudia M. C. Moro¹, Lincoln Moura², Cecil C. Robilotta³.

¹Biomedical Engineering Dept- UNICAMP, ²São Paulo Heart Institute- InCor HC FMUSP, ³Physics Institute-USP
Av. Dr. Enéas de Carvalho Aguiar, 44, São Paulo, SP, Brazil. Fax: +55 11 282.2354, e-mail: cabral@incor.hc.usp.br

Bull's Eye, or polar map, is a semi-automatic method for the quantification of relative myocardial perfusion defects from Thallium-201 SPECT images. The quantitative analysis of TI-201 studies is performed by comparing the Bull's Eye image with templates for normal male and female subjects. Although potentially useful for the evaluation of coronary artery diseases, commercially available programs for Bull's Eye computation are much too dependent on the operator, leading to unreliable maps. The creation of normal subject templates suffers from the same problem.

The Bull's Eye technique aims at concentrating all SPECT information into a single 2-D image. SPECT data consist of a series of cross-sectional images of the heart. Beginning at the apex and for each image plane, the center of the left ventricle contour is determined and the LV is divided into a number of sectors. For each of these sectors, the maximum count is taken and plotted onto the polar map at a pixel whose polar coordinates are given by the distance from that slice to the apex and at the angle given by the sector under study.

The major problem with this technique is that it needs a great deal of user interaction for defining both the LV center and the maximum-count search region, apart from choosing the image planes for the heart base and apex. This factor makes the process slow and user dependent. The purpose of this project is to reduce as much as possible the operator interaction by automatically detecting the LV center and the interest radius.

In this paper, the center of the LV and the interest radius are determined by fitting a circle to the LV contour using Least Mean Squares. The knowledge acquired when developing this method has enabled the assessment of the polar map as a tool for quantifying coronary artery diseases. It has been possible to evaluate its qualities and drawbacks.

The technique described in this paper has shown to be reliable. It has also allowed the creation of a new database of normal subjects and their respective templates to be used when evaluating polar maps.

Improving Reliability of Bull's Eye Method

¹Claudia M. C. Moro, ²Lincoln Moura, ³Cecil C. Robilotta

¹Biomedical Eng. Dept.-UNICAMP, ²São Paulo Heart Institute-InCor, ³Physics Institute-USP, Brazil

Abstract

Bull's Eye, or polar map, is a semi-automatic method for the quantification and evaluation of coronary artery disease from SPECT tomograms obtained by marking the myocardium with ^{201}Tl or MIBI ^{99}Tc .

The polar map is computed from cross-sectional slices of the Left Ventricle (LV). For each slice, the center and a radius of search that contains the LV are determined and the LV is divided into radial sectors. The maximum count value of each sector is computed, generating a profile. Profiles are plotted as concentric circles onto the map.

The resulting map is a compression of 3D information (LV perfusion) onto a single 2D image.

The major problem with this technique is that it is strongly dependent on the operator. The method requires a great deal of operator interaction.

This paper presents a new method that reduces operator dependence by automatically determining the parameters required for generating Bull's Eye.

1. Introduction

The Polar Map is generated using short-axis tomograms. At InCor, the method used to compute Bull's Eye was developed at Cedars-Sinai Medical Center and is described elsewhere [1]. That system needs the operator to determine:

- which slices will be analyzed. That is done by manually selecting the image slices that correspond to the heart apex and base;
- LV center and radius of search for maximum-count profile generation.

For each slice a maximum-count profile is generated, by dividing the LV into sectors and taking the highest pixel value within each sector. The profiles are plotted as concentric circles onto a Polar Map. The center of the map represents the heart apex and the outermost circle corresponds to the most basal cut that was processed. The Bull's Eye's graphic diagram is illustrated in figure 1.

The polar coordinates of the pixels on the Polar Map are given by the distance from the slice to the apex and the angle of the sector for which that maximum count was computed.

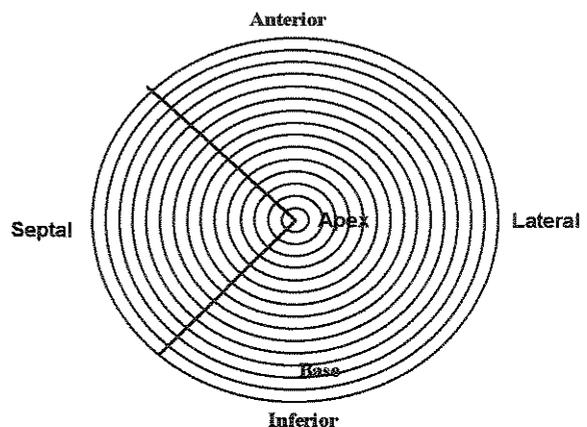


Figure 1 - Polar Map diagram.

The need for operator interaction when determining apex, base, center and radius of search is a major drawback. Operator interaction is not only time consuming but also reduces reliability and increases variability.

To solve that problem, a method was devised and developed that automatically determines these parameters.

2. System

The method was implemented in a SUN workstation with UNIX operating system, using "C". Bull's Eye technique was made available within AVS (Advanced Visual System) visualization environment.

Using AVS is not necessary to develop the routines for displaying, storing, filtering and reading images. Only those routines that are specifically used for computing Bull's Eye were created. These routines were implemented in modules that are listed below:

- ReadSiemensFile: reads Siemens SPECT-files and converts them into an AVS structure.

- **DetermineApexBase**: this module's function is to determine the slices that correspond to the heart apex and to the heart base.
- **CenterAndRadius**: the center and the radius of search for the myocardium are determined by firstly fitting a circle to the LV contour using Least Mean Squares [4].
- **SagittalSlices**: this module allows the user to verify if slices were correctly selected and if the center of the LV was also correctly determined for each slice.
- **Profiles**: the maximum-count profiles for each slice are determined by this module. Using its output it is possible to plot a rectangular version of Bull's Eye, by plotting the profiles row by row.
- **PolarMap**: the Polar Map is constructed by plotting the profiles as concentric circles.

The data flow and modules is illustrated in figure 2.

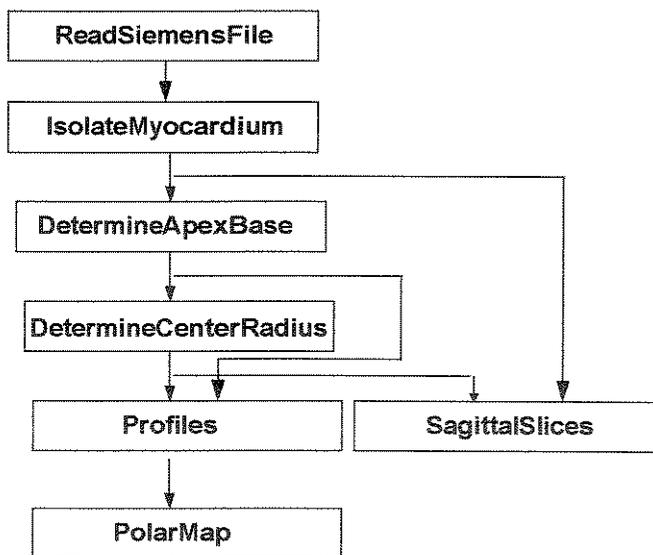


Figure 2 - AVS Network for Polar Map Computation.

3. Automatic Method

One of the most important steps in Polar Map processing technique is the isolation of the myocardium from the rest of the image. In this Bull's Eye processing it can be done by either using a threshold or the method described by Ezequiel [3]. The threshold is a faster manner to isolate myocardium, on the other hand, Ezequiel's method works better with many studies.

3.1 Heart Apex and Base determination

The apex and base of the heart are defined according to the method proposed by Ezequiel [3] and Van Train [2].

For each tomograms of the seven mid-level slices, the pixel values are summed up. The highest count found is taken as the maximum count.

The slice containing the apex is assumed to be the first slice, from bottom to top, that has a total count value higher than 40% of the maximum-count. The base slice is assumed to be the last tomogram, again from bottom to top, which the sum of pixels counts exceeds 50% of the maximum-count.

3.2 Center and Radius determination

The first step towards computing the LV center and radius of search is to fit a circumference to the LV contour using Least Mean Squares (LMS), as described in Moura [4]. One of the main advantages of this method is that it is global and very insensitive to noise.

Using the (LMS) method, the radius found is general not the maximum. Fixing the center, the radius is incremented until it involves all image pixels that correspond to myocardium.

The goal of this method is that a center and a radius of search is defined for each slice. This procedure is very important when the center axis of the ventricle does not form a line.

Figure 3 shows an example of circumference fitting obtained using this method.

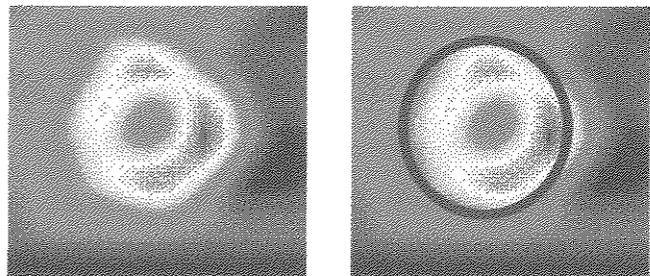


Figura 3 - Example of circumference fitting that involves the myocardium.

3.3 Parameters verification

By plotting the computed LV center of each slice onto the long-axis tomogram, it is possible to verify visually whether the slices were selected correctly and also if the centers were computed correctly. If these parameters were computed properly then the line formed by the centers would correspond (nearly) to the center of the ventricle, from apex to base. An example of such view is illustrated in figure 4.

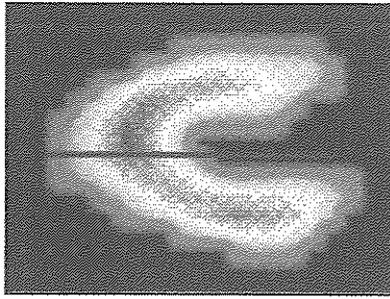


Figure 4 - Sagittal Slice.

4. Results

A Polar Map generated using the proposed method is shown in figure 5.

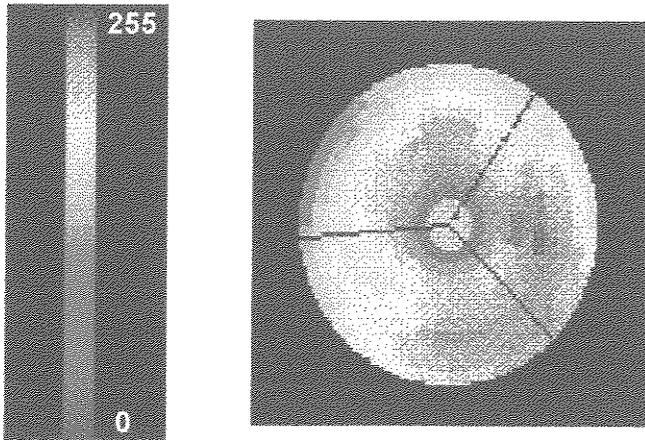


Figure 5 - Bull's Eye graphic.

The method was applied to the SPECT data provided by 20 randomly selected patients who underwent Bull's Eye computation. The images were acquired by Siemens ORBITER, ZLC-DIGITRAC 0820 model (SPECT), located at Nuclear Medicine Department of InCor - São Paulo Heart Institute - FMUSP. At InCor the Polar Map processing is executed at MicroDELTA, a computer connected to the Siemens system [5].

Operators accepted the automatic determination of LV center and radius of search in 90% of the images.

When submitted to clinicians, the Bull's Maps computed using the proposed method led to same evidences as those computed by the standard procedure.

5. Conclusions

Although further validation is currently being carried out, the proposed method has shown to be reliable. Its main advantages are:

- automatic determination of center and radius of search eliminates subjectivity and makes the method reproducible;
- automation reduces the need for training and releases the operator to work in other tasks;
- the automatic method provides facilities for verifying its performance (sagittal views);
- the method is portable, as it can run on any workstation running AVS.

Future work includes the determination of normal (male and female) Bull's Eye image to which individual patient maps can be compared. This procedure permits that relative perfusion be quantitated by stating how far from a normal perfusion pattern a given patient is.

References

- [1] Ernest V. Garcia, Kenneth Van Train, Jamshid Maddahi, Florence Prigent, Jonh Friedman, Joseph Areeda, Alan Waxman e Daniel S. Berman. Quantification of Rotational Thallium-201 Myocardial Tomography. *The Journal of Nuclear Medicine*, 1985;1:17-26.
- [2] Kenneth F. Van Train, Joseph Areeda, Ernest V. Garcia, C. David Cooke, Jamshid Maddahi, Hosen Kiat, Guido Germano, Gerrad Silagan, Russell Folks e Daniel S. Berman. Quantitative Same-day Rest-Stress Technetium-99m-Sestamibi SPECT: Definition and Validation of Stress Normal Limits and Criteria for Abnormality" - *The Journal of Nuclear Medicine*, 1993; 9:1494-1502.
- [3] A. Ezekiel, K. Van Train, G. Silagan, J. Maddahi, E. V. Garcia. Automatic Determination of Quantification Parameters from Tc-Sestamibi Myocardial Tomograms In: *Computers in Cardiology*, 1991. Venice, Italy: IEE Computer Society Press, 1991:237-240.
- [4] L. Moura e R. Kitney. A direct method for least-squares circle fitting. *Computer Physics Communications*, 1991; 2:57-63. Elsevier Science Publishers B.V. (North-Holland).
- [5] SIEMENS Operating Instructions SPECT User's Guide for MicroDELTA/MaxDELTA - July 1990.

Address for correspondence:

Claudia Maria Cabral Moro
 Divisão de Informática-Instituto do Coração - HCFMUSP
 Av. Dr. Enéas de Carvalho Aguiar, 44. 2º andar
 05403-000 - São Paulo - SP - Brazil
 cabral@incor.usp.br

"Bull's Eye" - Método Automático para Construção de Mapas Polares

Claudia M. C. Moro¹ e Lincoln A. Moura Jr.²

¹ Dep. Eng. Biomédica - FEE UNICAMP ² Instituto do Coração - InCor HC
FMUSP

Resumo

"Bull's Eye", ou Mapa Polar, é um método semi-automático para quantificar defeitos relativos de perfusão miocárdica. Este método utiliza imagens de SPECT ("Single Photon Emission Computed Tomography") após a administração de ²⁰¹Tl. A análise quantitativa dos estudos de ²⁰¹Tl é efetuada através da construção do gráfico "Bull's Eye". Uma vez construído, tal mapa é comparado com mapas de padrões normais para homens e mulheres.

Apesar de ser muito útil na avaliação de doenças artério-coronarianas (CAD), a maioria dos programas comerciais para processamento do Mapa Polar é muito dependente do operador, levando à criação de mapas de baixa confiabilidade.

O objetivo deste trabalho é descrever um método para construção de Mapas Polares o menos subjetivo possível, diminuindo as interações com o operador. Isto é feito automatizando-se alguns passos da técnica.

Introdução

A técnica "Bull's Eye" consiste em concentrar todas as informações do SPECT em uma única imagem. O Mapa Polar pode ser utilizado para quantificar a distribuição tri-dimensional relativa do ²⁰¹Tl no miocárdio, após exercício e subsequente redistribuição.

Os dados do SPECT cardíaco são uma série de imagens de projeções (cortes tomográficos) do coração. Começando no ápice, para cada corte é determinado o centro e um raio de pesquisa que contenha o ventrículo esquerdo, definindo um círculo que o envolve. Este círculo é dividido em setores. Para cada um destes setores, especifica-se um perfil de contagens máximas. A construção do gráfico "Bull's Eye" é feita colocando os perfis concentricamente [1]. O centro do Mapa Polar representa o ápice do ventrículo esquerdo, e a periferia representa a base, como está ilustrado na figura 1.

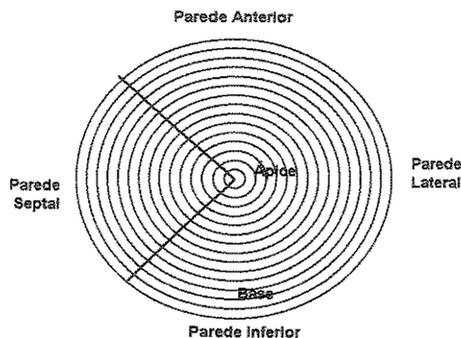


Figura 1 - Esquema de construção do Mapa Polar.

O valor de cada "pixel" ("picture-element") do mapa é determinado pelo valor da contagem máxima do setor que ele representa. As coordenadas dos "pixels" do mapa polar são dadas pela distância do corte tomográfico ao ápice, e pelo ângulo, que se refere ao setor em estudo.

Durante os estudos verificou-se que alguns sistemas comerciais existentes não são totalmente confiáveis, uma vez que os parâmetros para processamento são subjetivos, pois são determinados pelo operador. A proposta deste projeto é tornar o processamento o mais independente possível da interação com o operador.

Desenvolvimento do Sistema

A plataforma de desenvolvimento do sistema é uma estação de trabalho do tipo SUN, que utiliza o sistema operacional UNIX. O método foi desenvolvido em linguagem de programação 'C'. As rotinas do sistema foram implementadas em módulos do AVS ("Application Visualization System"). O AVS é um ambiente para desenvolvimento e visualização de dados.

Para a disponibilização do processamento "Bull's Eye" no AVS foi necessário o desenvolvimento de módulos para fazer o cálculo do Mapa Polar, a visualização dos dados é feita usando módulos disponíveis no sistema. Os principais módulos implementados no AVS para a construção do gráfico "Bull's Eye" são:

- 1 - Leitura dos cortes oblíquos: este módulo é responsável pela leitura do arquivo da imagem de formato Siemens que contém os cortes tomográficos oblíquos.
- 2 - Isolamento do miocárdio: o isolamento do miocárdio do restante da imagem é um ponto muito importante para a correta execução do método.
- 3 - Determinação do Ápice e da Base: o ápice e a base são definidos como os cortes de menor e maior número do estudo, respectivamente, que possuem 35 % do valor da contagem máxima. Este método está baseado em *Vain Train* [2] e *Ezequiel* [3].
- 4 - Cálculo do Centro e do Raio do V.E: usando o método descrito em *Moura* [4], um círculo é ajustado ao contorno do miocárdio, através do qual é determinado um centro e um raio para cada corte .
- 5 - Verificação nos cortes sagittais: os centros definidos nos cortes oblíquos são colocados no plano sagittal para verificar se eles foram especificados corretamente. A função deste módulo também é possibilitar que o usuário verifique se todos os cortes necessários para o estudo foram usados.
- 6 - Determinação das contagens máximas: cada corte é dividido em setores. Em cada setor é verificada a maior contagem, que é colocada num perfil referente ao corte.
- 7 - Construção do Mapa Polar: os perfis de contagens máximas são colocados concetricamente no gráfico.

Na figura 2 está ilustrado como os módulos estão interligados.

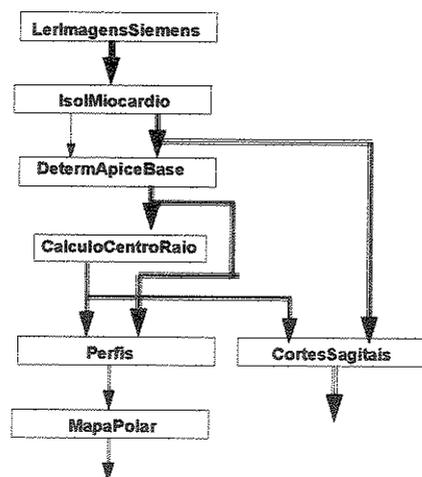


Figura 2 - Módulos usados para a construção do gráfico "Bull's Eye".

Resultados

O sistema desenvolvido foi testado com diversos exames executados no Serviço de Radioisótopos do InCor e processados computador MicroDelta. As principais características do método desenvolvido são:

- automação da determinação do centro e do raio de pesquisa do V.E.;
- verificação da determinação dos cortes referentes à base e ao ápice;
- independência do operador;
- redução de erros e aumento de confiabilidade;
- reprodutibilidade;
- diminuição no tempo consumido na execução do Mapa Polar;
- disponibilização no AVS;
- independência do sistema de aquisição das imagens e
- portabilidade.

Um exemplo da automação do método pode ser visto na figura 3, onde é mostrada a determinação do contorno do miocárdio.

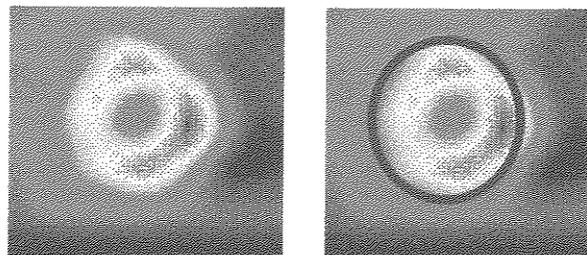


Figura 3 - Contorno do Miocárdio.

Conclusões

O método desenvolvido se mostrou muito eficiente nos estudos analisados. Além disso, é muito importante que ele seja testado com mais casos, para realmente poder ser utilizado na rotina do Serviço do Radioisótopos.

Um ponto muito importante que também deve ser considerado é a determinação das base de dados normais. Está é a principal parte da quantificação, porém para se determinar os padrões normais é necessário tempo. Para o sistema da MicroDelta do InCor, a Cedars-Sinai levou dois anos na especificação do arquivo de normais.

Este trabalho mostrou que é possível melhorar a confiabilidade do método para criação de Mapas Polares. Acredita-se que com mais um pouco de empenho, ele possa ser adotado na clínica.

Referências Bibliográficas

- [1] Ernest V. Garcia, Kenneth Van Train, Jamshid Maddahi, Florence Prigent, Jonh Friedman, Joseph Areeda, Alan Waxman e Daniel S. Berman - "Quantification of Rotational Thallium-201 Myocardial Tomography" - The Journal of Nuclear Medicine, vol. 26, no. 1:17-26, 1985.
- [2] Kenneth F. Van Train, Joseph Areeda, Ernest V. Garcia, C. David Cooke, Jamshid Maddahi, Hosen Kiat, Guido Germano, Gerrad Silagan, Russell Folks e Daniel S. Berman - "Quantitative Same-day Rest-Stress Technetium-99m-Sestamibi SPECT: Definition and Validation"

of Stress Normal Limits and Criteria for Abnormality" - The Journal of Nuclear Medicine, vol. 34, no. 9:1494-1502, 1993.

- [3] A. Ezekiel, K. Van Train, G. Silagan, J. Maddahi, E. V. Garcia - "Automatic Determination of Quantification Parameters from Tc-Sestamibi Myocardial Tomograms" - Proceedings of Computers in Caradiology, IEEE Computer Society, 237-240, - Venice, Italy, September 23-26, 1991.
- [4] L. Moura e R. Kitney - "A direct method for least-squares circle fitting" - Computer Physics Communications, vol. 64, no. 2:57-63, 1991. Elsever Science Publishers B.V. (North-Holland).

Glossário

- **arquivo**: coleção de dados tratados como uma única unidade.
- **base de dados**: ou banco de dados é grande quantidade de dados armazenada num formato organizado.
- **binário**: refere-se ao sistema numérico base 2 onde somente os dígitos 0 e 1 são permitidos.
- **bit**: a menor unidade de informação armazenada em um computador. É um valor binário, 0 ou 1.
- **byte**: uma seqüência de 8 bits. Cada byte corresponde a 1 caracter de dado, representando uma letra, um número ou um símbolo. Bytes é a unidade mais comum para se medir a capacidade de um computador ou do armazenamento de um disco.
- **C**: linguagem de programação de alto-nível. Geralmente usada em produtos comerciais devido a sua transportabilidade à diferentes sistemas de computadores.
- **campo**: unidade física do dado em um arquivo.
- **compilador**: programa que traduz linguagem de alto-nível, com C, em linguagem de máquina.
- **disco flexível**: disco usado para gravar e armazenar informação. Deve ser usado juntamente com um "driver" de discos.
- **display**: mostrar na tela do computador.
- **DOS**: sistema operacional para um único usuário, usando em PCs.
- **formato**: maneira como a informação é armazenada.
- **função**: num programa, é uma rotina ou conjunto de instruções que executa determinada tarefa.

- **gigabyte**: um milhão de bytes.
- **hardware**: os aparatos físicos que forma um computador, chips, transformadores e placas. Também usado para descrever diversas partes do equipamento, incluindo CPU, impressora, modem, e CRT (tubo de raios catódicos).
- **janela**: uma área separada na tela.
- **K**: abreviação de Kilo-byte, representa 1.024 bytes.
- **linguagem**: um conjunto de comandos ou instruções que é aceito pelo computador.
- **megabyte**: um milhão de bytes.
- **memória**: espaço de trabalho interno do computador.
- **microcomputador**: um computador que usa um microprocessador na sua CPU. Todos os computadores pessoais (PCs) são microcomputadores.
- **PC**: microcomputador que serve a um só usuário
- **rede**: na comunicação, caminho entre os computadores e terminais.
- **sistema operacional**: programa que roda no computador controlando as informações e a execução das tarefas.
- **software**: programa, ou conjunto de instruções, que diz ao computador o que fazer.
- **TCP/IP**: ("Transmission Control Protocol / Internet Protocol") protocolo que determina como devem ocorrer as transmissões numa rede.
- **zoom**: ampliação