

Universidade Federal de Campina Grande
Centro de Engenharia Elétrica e Informática
Coordenação de Pós-Graduação em Ciência da Computação

Dissertação de Mestrado

**Processamento de Imagens Cintilográficas, Aplicado à
Reorientação em 3D, para Avaliação da Perfusão Miocárdica
no Diagnóstico da Doença Arterial Coronariana**

Ianna Duarte Kobayashi de Souza

CAMPINA GRANDE - PARAÍBA

FEVEREIRO - 2012

Universidade Federal de Campina Grande
Centro de Engenharia Elétrica e Informática
Coordenação de Pós-Graduação em Ciência da Computação

**Processamento de Imagens Cintilográficas, Aplicado à
Reorientação em 3D, para Avaliação da Perfusão Miocárdica no
Diagnóstico da Doença Arterial Coronariana**

Ianna Duarte Kobayashi de Souza

Dissertação submetida à Coordenação de Pós-Graduação em Ciência da Computação do Centro de Engenharia Elétrica e Informática da Universidade Federal de Campina Grande como requisito parcial para obtenção do grau de mestre em Ciência da Computação (MSc).

Prof Elmar Uwe Kurt Melcher, DSc.

Prof (a) Joseana Macêdo Fachine Régis de Araújo, DSc.

(ORIENTADORES)

Área de Concentração: Ciência da Computação
LINHA DE PESQUISA: ENGENHARIA DE SOFTWARE

CAMPINA GRANDE – PARAÍBA

FEVEREIRO – 2012



DIGITALIZAÇÃO:
SISTEMOTECA - UFCG

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA BIBLIOTECA CENTRAL DA UFCG

S819p Souza, Ianna Duarte Kobayashi de.
Processamento de imagens cintilográficas, aplicado à reorientação em 3D, para avaliação da perfusão miocárdica no diagnóstico da doença arterial coronariana / Ianna Duarte Kobayashi de Souza. - Campina Grande, 2012.
86f.: il. col.

Dissertação (Dissertação em Ciência da Computação) – Universidade Federal de Campina Grande, Centro de Engenharia Elétrica e Informática.

Orientadores: Prof. Dr. Elmar Uwe Kurt Melcher, Prof^a. Dr^a. Joseana Macêdo Fechine Régis de Araújo.

Referências.

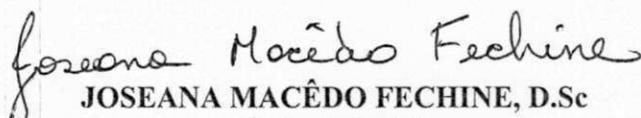
1. Processamento de Imagens 3D. 2. Doença Arterial Coronariana. 3. SPECT. 4. Segmentação. 5. Reorientação das Imagens do Ventrículo Esquerdo. I. Título.

CDU 004.383.5 (043)

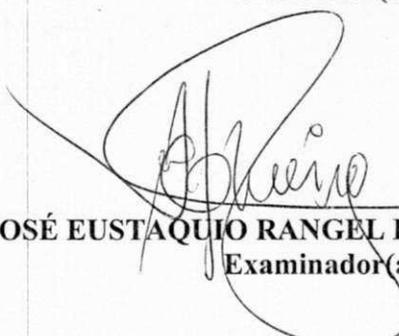
**"PROCESSAMENTO DE IMAGENS CINTILOGRÁFICAS, APLICADO À
REORIENTAÇÃO EM 3D, PARA AVALIAÇÃO DA PERFUSÃO MIOCÁRDICA NO
DIAGNÓSTICO DA DOENÇA ARTERIAL CORONARIANA"**

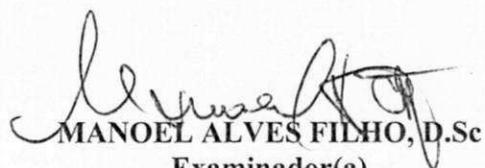
IANNA DUARTE KOBAYASHI DE SOUZA

DISSERTAÇÃO APROVADA EM 29/02/2012


JOSEANA MACÊDO FECHINE, D.Sc
Orientador(a)


ELMAR UWE KURT MELCHER, Dr.
Orientador(a)


JOSÉ EUSTAQUIO RANGEL DE QUEIROZ, D.Sc
Examinador(a)


MANOEL ALVES FILHO, D.Sc
Examinador(a)

CAMPINA GRANDE - PB

"Agir, eis a inteligência verdadeira. Serei o que quiser. Mas tenho que querer o que for. O êxito está em ter êxito, e não em ter condições de êxito. Condições de palácio tem qualquer terra larga, mas onde estará o palácio se não o fizerem ali?"

Fernando Pessoa.

*Dedico este trabalho a todos que me apoiaram e acreditaram em sua
finalização, em especial aos meus pais.*

Agradecimentos

A Deus, por todas as bênçãos recebidas diariamente e por Seu amor incondicional, que me ampara e me ajuda a sempre seguir em frente.

Aos meus pais, Fátima e Yuji, exemplos de amor e perseverança, responsáveis por minha formação e que foram e sempre serão meu porto seguro.

Ao meu marido, Herbert Augusto, por todo amor, compreensão e carinho que teve nos momentos em que fui ausente. Obrigada por não me deixar desanimar e por me incentivar sempre.

À minha pequenina Hana, minha linda bebê que acompanhou, dentro do meu ventre, a conclusão deste trabalho. Seu carinho, sentido a cada movimento realizado, foi fundamental para prosseguir.

Aos meus grandes irmãos, Franklin, Akira e Maria, que sempre me apoiaram e me ajudaram em todo o percurso da minha vida.

À minha querida amiga Ana Esther, por ser uma grande amiga, a quem sempre posso recorrer.

Ao professor Manoel Alves, por toda ajuda e esclarecimentos sobre o processamento de imagens cintilográficas, sem os quais seria impossível a conclusão deste trabalho.

Aos professores Elmar Uwe e Joseana Fachine, por terem me orientado com muita atenção e confiado na realização desta pesquisa.

Ao Serviço de Tecnologia da Informação - STI da UFCG, por ter permitido a liberação de carga horária para dedicação aos estudos, em especial aos colegas Oscar William, Camila Maciel, Diogo Vilar, José Flávio, Leandro José, Marzina Vidal e Sebastião Lemos. Também agradeço a José Leônidas, incentivador pioneiro para a pesquisa na área de processamento de imagens médicas.

Enfim, a todos que contribuíram de alguma forma para que esse projeto pudesse ser concluído, meu muito obrigada.

Resumo

O crescimento da incidência da doença arterial coronariana, que atinge parte da população mundial, tem intensificado avanços na área da medicina nuclear, como forma de prevenção e de diagnóstico dessa doença. A cintilografia do miocárdio com técnica SPECT (*Single Photon Emission Computed Tomography*), associada ao eletrocardiograma, permite a avaliação tanto da funcionalidade quanto da perfusão do músculo cardíaco. Este estudo tem como objetivo principal aplicar técnicas de processamento digital de imagens para segmentar e reorientar automaticamente as imagens 3D de pacientes doentes, geradas por uma *gamma camera*. Os resultados obtidos foram comparados com os resultados produzidos pela técnica manual e comprovaram a eficácia do método automático proposto.

Palavras-Chaves: Processamento de imagens 3D, doença arterial coronariana, SPECT, segmentação e reorientação das imagens do ventrículo esquerdo.

Abstract

The increase in incidence of coronary artery disease, which affects part of the world population, has intensified advances in nuclear medicine as a means of prevention and diagnosis of this disease. The myocardial scintigraphy technique SPECT (Single Photon Emission Computed Tomography), associated with the electrocardiogram, enables evaluating both function and perfusion of the heart muscle. The main objective of this study is to apply techniques of digital image processing to segment and reorient automatically the 3D images of sick patients, generated by a gamma camera. The results obtained were compared to those ones produced by a manual technique and the effectiveness of the proposed automatic method was confirmed.

Key Words: 3D Image Processing, coronary artery disease, SPECT, segmentation and reorientation of images of the left ventricle.

Lista de Siglas e Abreviaturas

2D	B idimensional
3D	T ridimensional
ART	A lgebraic R econstruction T echnique
DAC	D oença A rterial C oronariana
DIC	D oença I squêmica C oronariana
DICOM	D igital I maging and C ommunications in M edicine
ECG	E letr C ardio G rama
FBP	F iltered B ack P rojection
GS	G ated S P <small>E</small> C T
IAM	I nfarto A gudo do M iocário
ILST	I terative L east S quares T echnique
OMS	O rganização M undial de S aúde
ROI	R egion O f I nterest
SIRT	S imultaneous I terative R econstruction T echnique
SPECT	S ingle P hoton E mission C omputed T omography
TE	T este de E sforço
VE	V entrículo E squerdo
VMP	V alor M áximo de C ontagem dos P ixels

Lista de Figuras

- Figura 1: Princípio da aquisição *gated*-ECG. (A) O intervalo R-R que representa um ciclo cardíaco é, tipicamente, dividido em 8 quadros de igual duração. (B) Os dados de cada quadro são adquiridos ao longo de vários ciclos cardíacos e armazenados, separadamente, em locais específicos. (C) Quando todos os dados são adicionados juntos, a imagem representa uma fase específica do ciclo cardíaco. Uma curva do volume é obtida, que representa o volume endocárdico para cada um dos 8 quadros. (Fonte: Asit e Hani, 2004). 30
- Figura 2: Resultado da perfusão do ventrículo esquerdo de uma cintilografia do miocárdio. São apresentadas os cortes do VE em três eixos: (a) eixo curto, (b) eixo longo vertical e (c) eixo longo horizontal. (Fonte: Clínica de Medicina Diagnóstica – João Pessoa - PB). 32
- Figura 3: Mapa Polar: resultado da perfusão do ventrículo esquerdo de uma cintilografia do miocárdio apresentada de forma bidimensional. (Fonte: Clínica de Medicina Diagnóstica – João Pessoa – PB). 33
- Figura 4: Passos da reconstrução tomográfica: a câmara de cintilação gira ao redor do paciente, adquirindo um conjunto de perfis unidimensionais das projeções do objeto bidimensional, que são utilizados para calcular a distribuição bidimensional da radioatividade do objeto. (Fonte: Silva, 2007). 34
- Figura 5: Filtro rampa no domínio da frequência (esquerda) e no domínio do espaço (direita). (Fonte: Germano, 2001). 36
- Figura 6: Representação de um *voxel* em uma imagem 3D. (Fonte: Oliveira, 2002). 37
- Figura 7: Imagem cintilográfica, mostrando o coração dentro de paralelogramo e regiões extracardíacas com captação acentuada (fígado e intestinos). (Fonte: Alves, 2007). 41

Figura 8:	Definição dos planos cardíacos. Os cortes tomográficos apresentados em B: eixo longo horizontal (transaxial), eixo longo vertical (sagital) e eixo curto (coronal) são reconstruídos a partir da projeção frontal do coração apresentado em A. (Fonte: Vieira, 2010).	43
Figura 9:	O operador manual desenha o eixo longo do VE no plano transversal (a) e, em seguida, no plano sagital (b), para definir a orientação do VE no espaço 3D.	43
Figura 10:	Etapas do modelo: Reconstrução das imagens SPECT, Segmentação do VE e Reorientação das imagens em relação ao eixo curto do VE.	47
Figura 11:	São ilustrados os VMP(Kct/s) em função dos cortes transversais de um paciente normal (a) e um paciente doente (b). Para o paciente doente, a faixa compreendida entre o 2º e o 38º corte representa as áreas extracardíacas, enquanto a faixa entre o 39º e o 51º o VE, e a faixa entre o 52º e 64º representa o ruído de fundo. (Fonte: a) Alves, 2007).	52
Figura 12:	Cortes sagitais x VMP (Kct/s) de um paciente normal (a) e um paciente doente (b). (Fonte: a) Alves, 2007).....	54
Figura 13:	Cortes coronais x VMP (Kct/s) de um paciente normal (a) e um paciente doente (b). (Fonte: a) Alves, 2007).....	54
Figura 14:	Seção transversal do VE isolada em uma área retangular mínima de um paciente normal (a) e um paciente doente (b). (Fonte: a) Alves, 2007).	55
Figura 15:	Linha diagonal paralela ao eixo longo do VE, obtida a partir dos pontos (x_0, y_0) e (x_1, y_1) de um paciente normal (a) e um paciente doente (b). (Fonte: a) Alves, 2007).....	55
Figura 16:	Imagem sagital formada ao longo de um plano perpendicular ao plano transversal e composta por pixels que estão na mesma direção e ao longo da linha diagonal na Figura 15. Representação de um paciente normal (a) e um paciente doente (b). (Fonte: a) Alves, 2007).....	56

Figura 17:	Cortes transversais mostrando o ventrículo esquerdo com defeitos de perfusão, após processo de segmentação.	59
Figura 18:	a) e b) Imagem após segmentação, apresentando captação de alça intestinal. c) Imagem após segmentação, apresentando o eixo longo do VE distante da diagonal do paralelogramo.	60
Figura 19:	a) Desenho do eixo longo do VE no plano transverso. b) Desenho do eixo longo do VE no plano sagital, utilizando a ferramenta IDL.	61
Figura 20:	Coeficiente de correlação entre a medição automática e manual do ângulo de rotação θ	62
Figura 21:	Coeficiente de correlação entre a medição automática e manual do ângulo de rotação φ	62

Lista de Quadros

Quadro 1:	Resumo de alguns resultados de trabalhos sobre segmentação e reorientação de imagens SPECT do VE.	46
-----------	--	----

Lista de Tabelas

Tabela 1:	Resultado da etapa de segmentação.....	59
-----------	--	----

Sumário

Capítulo 1

Considerações Iniciais	19
1.1 Introdução	19
1.2 Identificação do Problema.....	22
1.3 Motivação e Justificativa para a Pesquisa	23
1.4 Objetivos da Pesquisa	24
1.4.1 Objetivo Geral	24
1.4.2 Objetivos Específicos	24
1.5 Contribuições do Trabalho.....	24
1.6 Metodologia	25
1.7 Estrutura da Dissertação.....	26

Capítulo 2

Revisão da Literatura	27
2.1 Doença Arterial Coronariana	27
2.2 Métodos não invasivos na avaliação da doença arterial coronariana.....	28
2.2.1 Tomografia Computadorizada por Emissão de Fóton Único – SPECT	29
2.3 Reconstrução das Imagens SPECT	33
2.4 Segmentação do Ventrículo Esquerdo.....	37
2.5 Reorientação Automática do Ventrículo Esquerdo	41
2.6 Considerações Gerais	45

Capítulo 3

Descrição do Modelo para o Processamento de Imagens SPECT de

pacientes com DAC.....	47
3.1 Modelo para o Processamento de Imagens SPECT de pacientes com DAC	47
3.2 Material e Metodologia	48
3.2.1 Protocolo de Aquisição 1	48
3.2.1.1 Seleção dos Pacientes com Protocolo de Aquisição 1	49
3.2.1 Protocolo de Aquisição 2	50
3.3 Descrição das Etapas do Modelo	50
3.4 Considerações Gerais	56
 Capítulo 4	
Apresentação e Análise dos Resultados	58
4.1 Imagens dos pacientes com DAC (Protocolo de Aquisição 1)	58
4.2 Imagens com Protocolo de Aquisição 2.....	63
4.3 Considerações Gerais	63
 Capítulo 5	
Considerações Finais.....	65
5.1 Considerações Finais	65
5.2 Sugestões para Trabalhos Futuros.....	66
Referências Bibliográficas	68
 Anexo A	
A.1. Tomografia Computadorizada por Emissão de Fóton Único	77
A.2. Etapas do Processo de Avaliação e Função Miocárdica	78
A.2.1. Seleção dos Pacientes.....	78
A.2.2. Protocolo de Aquisição	78
A.2.3. Aquisição e Reconstrução das Imagens SPECT	79
A.2.4. Segmentação do Ventrículo Esquerdo	80

A.2.5. Reorientação Automática do Ventrículo Esquerdo	82
A.2.6. Quantificação da Perfusão e Função Miocárdica	83
A.2.6.1. Quantificação da Perfusão Miocárdica	83
A.2.6.2. Quantificação da Função Miocárdica	84
A.2.7. Indicador de Evento Agudo Coronariano.....	85
A.3. Resultados.....	85

Capítulo 1

Considerações Iniciais

Neste capítulo, é apresentada uma abordagem sobre a doença arterial coronariana, sendo brevemente mencionadas as técnicas da medicina nuclear associadas ao processamento digital de imagens médicas, para o auxílio ao prognóstico e diagnóstico dessa doença. Em seguida, destaca-se a importância da reorientação das imagens do ventrículo esquerdo para uma avaliação mais adequada da perfusão e função miocárdica. As demais seções apresentam o problema identificado, a motivação e a justificativa para a pesquisa, os objetivos e as contribuições do trabalho, a metodologia e a estrutura da dissertação.

1.1 Introdução

A doença Arterial Coronariana (DAC) é definida como a condição que envolve o estreitamento ou oclusão de uma ou mais das três principais artérias coronárias ou suas ramificações que fornecem sangue ao ventrículo esquerdo (VE) do miocárdio, resultando na diminuição do fluxo sanguíneo na região.

Dados recentes da Organização Mundial de Saúde demonstram que as doenças cardiovasculares, particularmente o infarto agudo do miocárdio (IAM), representam a principal causa de incapacidade e morbimortalidade em ambos os sexos, tanto no Brasil, quanto no mundo (Mattos, 2011).

Diante da extensão das doenças coronarianas que atinge, de forma crescente, parte da população mundial, os avanços na área da medicina nuclear têm sido intensificados, como forma de prevenção e de diagnóstico da doença.

A medicina nuclear é uma especialidade médica que utiliza

compostos (ou moléculas) marcados com radionuclídeos, os radiofármacos, para fins de diagnóstico e terapia. Esses compostos seguem caminhos funcionais ou metabólicos específicos no interior dos pacientes, o que confere a essa modalidade diagnóstica uma característica de natureza biológica que as outras modalidades não possuem. A detecção externa da radiação emitida pelo radiofármaco permite diagnosticar precocemente muitas doenças, enquanto as alterações anatômicas, muitas vezes, não se manifestam, senão em estágios relativamente avançados (Robilotta, 2006).

As imagens geradas a partir da radiação *gama* emitida pelos radiofármacos estão sendo alvo de várias pesquisas, uma vez que possibilitam estudos *in vivo* da função de diversos órgãos do corpo humano. A maior parte dos estudos radionuclídicos clínicos é levada a efeito sobre imagens (Pozzo, 2005).

Técnicas com compostos nucleares estão sendo avaliadas em diversas especialidades médicas para efeito de prognósticos e estratificação dos riscos, dentre as quais se destaca a cardiologia nuclear, que avalia as características funcionais do coração.

No início, a aquisição de imagens do coração usando radioisótopos permitia apenas visualizações em duas dimensões. Nesses exames, era usado o isótopo Tálcio 201 para obter imagens bidimensionais (2D), os quais possibilitavam visualizar anormalidades de perfusão ou defeitos do músculo cardíaco. Entretanto, alguns fatores, como variação no tamanho ou posição do coração, e o baixo contraste das imagens dificultavam a análise do resultado dos exames. Com a evolução da tecnologia, foi possível o surgimento de exames que geram imagens tridimensionais (3D). A cintilografia obtida pela Tomografia Computadorizada por Emissão de Fóton Único (SPECT – *Single Photon Emission Computed Tomography*) foi, então, substituindo gradativamente os exames que geravam apenas imagens bidimensionais (Ficaro e Corbett, 2004).

As imagens em exames SPECT são obtidas a partir da medição da radiação emitida por um radiotraçador injetado no fluxo sanguíneo que se estabelece no músculo cardíaco. Os equipamentos de aquisição possuem detectores de sinal radioativo que ficam igualmente espaçados variando entre 120°, 180° ou 360°, de acordo com o número de detectores, três, dois ou apenas um receptor, respectivamente. Após a aquisição dos dados, é gerada uma imagem tridimensional composta por diversas imagens bidimensionais, representando o volume do músculo (Germano, 2001).

Aperfeiçoamentos na tecnologia de aquisição de imagens colaboraram para o surgimento de uma nova classe de exames, o *Multiple gated acquisition single photon emission computed tomography* (*gated* SPECT – tomografia computadorizada por emissão de fóton único de aquisição múltipla sincronizada), em que a aquisição das imagens é feita de forma sincronizada ao eletrocardiograma (ECG) do paciente (Barcellos, 2009).

A técnica *gated* SPECT é uma técnica bem estabelecida na literatura para a avaliação da perfusão e função do miocárdio. Em outras palavras, pode-se dizer que a técnica possibilita a avaliação do fluxo de sangue recebido pelo coração e a motilidade do músculo cardíaco.

Estudos (Pazhenkottil *et al.*, 2011; Gimelle *et al.*, 2008; Galassi *et al.*, 2001; Hachamovitch *et al.*, 1998) avaliaram que a imagem da perfusão miocárdial SPECT (*SPECT myocardial perfusion imaging* - SPECT MPI) tem se apresentado como um bom indicador para o prognóstico da doença arterial coronariana.

Para análise das imagens geradas pela câmara de cintilação, é necessário aplicar técnicas de processamento de imagens. Primeiramente, deve-se reconstruir as imagens 3D, a partir das imagens em "fatias" ou imagens 2D, obtidas pelo tomógrafo, resultando em

imagens transversas, que são perpendiculares ao eixo longo do paciente. Em seguida, é necessário aplicar a técnica de segmentação, para que a região de interesse, o ventrículo esquerdo (VE), seja isolada.

Após a segmentação, como a posição do coração varia de indivíduo para indivíduo, é necessário a reorientação espacial do miocárdio para a geração dos cortes tomográficos nos três planos ortogonais (transverso, coronal e sagital). Logo, o VE deve ser reorientado em relação ao seu eixo curto para que a avaliação da perfusão e função miocárdica obtenha resultados adequados.

1.2 Identificação do Problema

O processo de reorientação, normalmente, é executado de forma manual, o que requer do operador habilidades para identificar o eixo longo do VE, no plano transverso e no plano sagital, para que, assim, seja possível a localização do vetor que representa o eixo longo do VE no espaço 3D. Além de ser uma etapa que demanda tempo significativo no processamento da imagem, ela se torna subjetiva devido à intervenção humana.

O procedimento pode adquirir maior grau de dificuldade, quando as imagens analisadas apresentam defeitos de perfusão, causados pela DAC, uma vez que as paredes do miocárdio podem apresentar deformações devido à hipocaptação do radiofármaco, em virtude da obstrução do fluxo sanguíneo.

O alinhamento incorreto do miocárdio pode introduzir discrepâncias nos resultados de quantificação da perfusão do miocárdio (De Puey e Garcia, 1989).

Diante do exposto, a automatização do processo de reorientação das imagens do VE, com técnica SPECT, se mostra relevante e consiste no foco deste trabalho.

1.3 Motivação e Justificativa para a Pesquisa

Devido ao crescimento da DAC, observou-se um aumento da utilização da cintilografia de perfusão miocárdica em diversos países, incluindo o Brasil. Este fato se deve aos valores elevados de sensibilidade e especificidade do método para o diagnóstico e prognóstico de pacientes com coronariopatias suspeitadas ou conhecidas, estratificando adequadamente os pacientes em grupos de risco para eventos cardíacos.

É de fundamental importância que exames como a cintilografia do miocárdio sejam favorecidos com técnicas computacionais, capazes de automatizar processos que permitam avaliar a perfusão e função miocárdica, auxiliando o médico especialista a realizar o prognóstico da doença.

Na literatura especializada (Slomka *et al.*, 2004; Slomka *et al.*, 2005; Sutter *et al.*, 2000; Svensson, Akesson & Edenbrandt, 2004), esforços foram realizados para quantificar a perfusão e função miocárdica. No entanto, os métodos ainda possuíam intervenção humana. Tarroni *et al.* (2010) desenvolveram um método de quantificação da perfusão miocárdica automático, para imagens de ressonância magnética.

Por sua vez, Alves (2007) desenvolveu um novo método capaz de automatizar o processo de tratamento de imagens SPECT com a finalidade de quantificar a perfusão e função miocárdica de forma, também, automática.

Em virtude de o novo método ter sido avaliado, apenas, para pacientes normais, a validação não foi realizada com imagens de pacientes com DAC, não sendo verificado para imagens com outras características de aquisição. Dessa forma, é relevante que tais avaliações sejam levadas a efeito.

1.4 Objetivos da Pesquisa

Nesta seção, serão enunciados, em linhas gerais, o objetivo geral e os objetivos específicos desta dissertação.

1.4.1 Objetivo Geral

O objetivo geral da pesquisa é avaliar e validar a metodologia proposta por Alves (2007), com fins de reorientar automaticamente imagens do VE de pacientes com doença arterial coronariana.

1.4.2 Objetivos Específicos

Os objetivos específicos são:

- Reconstruir imagens geradas pelo tomógrafo de pacientes com doença arterial coronariana;
- Isolar o VE nas imagens SPECT de pacientes com DAC de forma automática;
- Reorientar automaticamente as imagens do VE, de pacientes com DAC, em relação ao seu eixo curto;
- Reconstruir, segmentar e reorientar automaticamente imagens SPECT com protocolo de aquisição distinto.

1.5 Contribuições do Trabalho

As principais contribuições deste trabalho são:

- Validação de um método de processamento de imagens SPECT a partir do qual são automatizadas as etapas de reconstrução, segmentação e reorientação do VE de pacientes com DAC;
- Validação do método automático de processamento das imagens SPECT do VE para exames cintilográficos com outro protocolo de aquisição;
- Conferência de maior abrangência à metodologia de automação do

processamento das imagens SPECT.

1.6 Metodologia

A metodologia empregada neste trabalho foi composta de atividades de estudo e pesquisa apresentadas a seguir:

- 1) Estudar o estado da arte sobre o tema.
 - a) Revisão bibliográfica sobre processamento digital de imagens;
 - b) Revisão bibliográfica sobre cardiologia nuclear;
 - c) Revisão bibliográfica sobre a técnica SPECT/ *gated* SPECT;
 - d) Revisão bibliográfica sobre automação do processamento de imagens SPECT/ *gated* SPECT.
- 2) Reproduzir a técnica de processamento automático de imagens SPECT de pacientes normais desenvolvida por Alves (2007).
 - a) Reconstrução das imagens 2D para 3D;
 - b) Segmentação do VE;
 - c) Reorientação do VE em relação ao seu eixo curto.
- 3) Avaliar a técnica automática de processamento das imagens SPECT de pacientes com DAC.
- 4) Elaborar artigos científicos com os resultados obtidos na segmentação e reorientação automática de imagens SPECT de pacientes com DAC.
- 5) Avaliar a técnica automática para imagens SPECT com protocolo de aquisição ainda não utilizado em trabalhos anteriores.
- 6) Redigir e defender a dissertação.

Os resultados obtidos nessas atividades estão documentados ao longo desta dissertação.

1.7 Estrutura da Dissertação

Este documento está dividido em cinco capítulos. Os demais capítulos que o compõe estão estruturados conforme descrição a seguir.

Capítulo 2: Revisão da Literatura. Contextualização sobre a doença arterial coronariana e técnicas não invasivas para a detecção da doença. Exposição das características do exame de cintilografia do miocárdio SPECT. Apresentação de algumas técnicas de processamento de imagens SPECT relatadas por trabalhos relevantes na área.

Capítulo 3: Descrição do Modelo para o Processamento de Imagens SPECT de pacientes com DAC. Descrição do modelo de processamento de imagens SPECT de pacientes com DAC, no qual são apresentadas as etapas de reconstrução, segmentação e reorientação automática.

Capítulo 4: Apresentação e Análise dos Resultados. Apresentação e análise dos resultados obtidos por meio do uso do modelo apresentado no Capítulo 3, no qual se propõe a reorientação automática das imagens SPECT de pacientes com DAC.

Capítulo 5: Considerações Finais. Formulação das conclusões da análise dos resultados obtidos no Capítulo 4 e apresentação de proposições para trabalhos futuros.

Capítulo 2

Revisão da Literatura

Neste capítulo, o leitor poderá obter informações sobre a doença arterial coronariana e técnicas de diagnóstico da doença, bem como os estudos na área de processamento de imagens médicas como auxílio para detecção da DAC.

2.1 Doença Arterial Coronariana

Nos estágios iniciais da DAC, o fluxo sanguíneo reduzido pode ser suficiente para atender as demandas metabólicas do miocárdio em repouso. No entanto, quando o músculo cardíaco encontra-se sob estresse, a redução do fornecimento sanguíneo leva a um descompasso entre a necessidade e a demanda do miocárdio, uma condição conhecida como doença isquêmica coronariana (DIC). A DIC provoca uma série de sintomas, a saber: anormalidades de metabolismo e perfusão; motilidade e espessamento da parede do VE anormais; depressão do segmento ST no eletrocardiograma (ECG); dor torácica, entre outros (Lyra *et al.*, 2010).

A DAC é considerada pela Organização Mundial de Saúde (OMS) a primeira causa isolada de morte no mundo e este índice tende a aumentar em cerca de 50% nos próximos 20 anos (Wajngarten, 2010). Em estudo, a OMS projeta que o crescimento da morbimortalidade por doença cardiovascular no Brasil atingirá a marca de incremento de 250% quando comparado à China (200%) e à Índia (180%) (Chagas *et al.*, 2009). Nos Estados Unidos, a DAC continua sendo a doença com a maior taxa de mortalidade. O risco, entre os americanos dos E.U.A, para o desenvolvimento da doença após 40 anos de idade, é de 49% para homens e 32% para mulheres (Thom *et al.*, 2006).

As doenças cardiovasculares, principalmente o infarto agudo do miocárdio (IAM), representam a principal causa de mortalidade e incapacidade no Brasil e no mundo e seu crescimento acelerado em países em desenvolvimento representa uma das questões de saúde pública mais relevantes da atualidade (Mattos, 2011).

2.2 Métodos não invasivos na avaliação da doença arterial coronariana

Para avaliar a DAC, existem alguns métodos que são considerados não invasivos ao paciente, tal como o teste de esforço (TE). O primeiro protocolo de TE foi criado por Máster e Oppenheimer (1929), utilizando uma escada de dois degraus.

Foi verificado que, durante o exercício físico, as artérias coronárias saudáveis conduzem fluxo sanguíneo normal para as regiões por elas irrigadas, enquanto as coronárias obstruídas não conseguem suprir o aumento da demanda de oxigênio causado pelo esforço físico, provocando, desta forma, a isquemia. Com isso, as artérias obstruídas fornecem menos sangue para as regiões por elas nutridas, fazendo com que o músculo do miocárdio se torne isquêmico. Esse sofrimento pode produzir sintomas, como desconforto e dispnéia (fôlego curto) e produz anormalidades características no traçado do eletrocardiograma.

No entanto, existem alguns estudos (Goldschlage, Selzer e Cohn, 1976; Robb e Marks, 1974; Setzer, Cohn e Goldschlage, 1978) que contestam a eficácia do teste de esforço, devido à difícil interpretação do fluxo colateral coronariano, uma vez que a presença de estenose arterial nem sempre reflete um quadro de isquemia miocárdica. Outros fatores, tais como um resultado anormal no eletrocardiograma, infarto prévio do miocárdio e hipertrofia ventricular esquerda, dificultam a interpretação do TE.

Para um diagnóstico mais preciso, a medicina nuclear confere um

resultado de maior sensibilidade, devido à sua natureza biológica.

2.2.1 Tomografia Computadorizada por Emissão de Fóton Único – SPECT

A cintilografia do miocárdio, com técnica SPECT, é uma modalidade importante da medicina nuclear, destacando-se no estudo de imagens cardíacas (Germano, 2001). Trata-se de um método não invasivo que permite a avaliação diagnóstica ou prognóstica da doença arterial coronariana, com exceção de algumas doenças como a taquicardia e o prolapso da válvula mitral.

Alguns autores consideram essa técnica invasiva, pois existe a injeção de material radioativo, que é tóxico. Porém, como a energia de radiação gama é baixa, pouca energia é cedida aos tecidos do organismo. Outro fator importante é a meia-vida dos radioisótopos, que é curta, cerca de seis horas (Moro, 1994).

No procedimento para execução do exame de cintilografia do miocárdio é utilizada uma câmara de cintilação (*gamma camera*), que detecta e localiza a origem espacial de raios gama emitidos por radiofármacos ingeridos pelo paciente. O tecnécio-99m é o radioisótopo que reúne as melhores características físicas para a obtenção de imagens em câmaras de cintilação (ABC, 2006).

A geração das imagens, resultado da monitoração da distribuição espacial do material radioativo, ocorre em duas fases distintas: fase de estresse, na qual o paciente é submetido a um teste de esforço ou vasodilatador farmacológico (ex.: dipiridamol) e fase de repouso.

A técnica SPECT associada ao eletrocardiograma é denominada *gated* SPECT (GS). Esta técnica baseia-se em sincronizar as imagens obtidas pela câmara de cintilação, com as ondas QRS do ciclo cardíaco verificadas no eletrocardiograma e tem como objetivo avaliar a função miocárdica, identificando o volume e a motilidade das paredes do miocárdio (Serge *et al.*, 2008).

O princípio fundamental do GS é ilustrado na Figura 1. Durante uma aquisição SPECT, a câmara registra os fótons em múltiplos ângulos de projeções em torno do paciente. O arco pode ser 180° ou 360°. Em cada um dos ângulos de projeção, uma imagem estática é adquirida, considerando que diversas imagens dinâmicas medem a duração de um ciclo cardíaco e são adquiridas em intervalos iguais, durante uma aquisição do ECG.

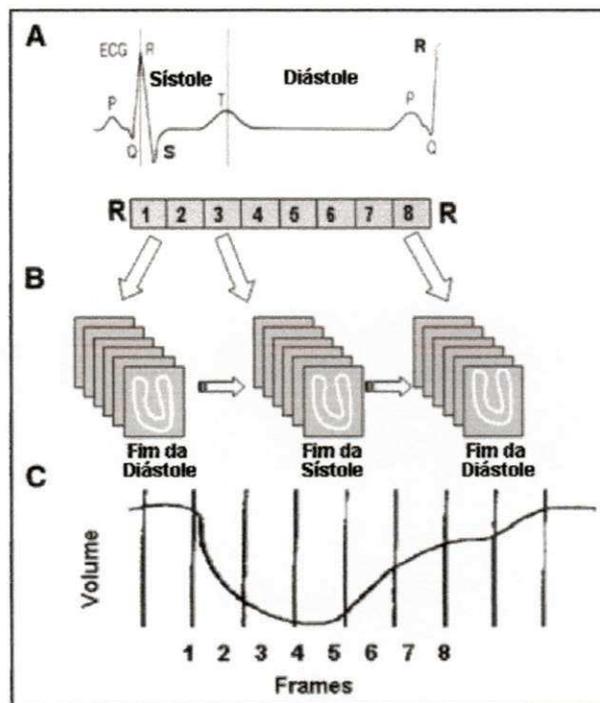


Figura 1: Princípio da aquisição *gated*-ECG. (A) O intervalo R-R que representa um ciclo cardíaco é, tipicamente, dividido em 8 quadros de igual duração. (B) Os dados de cada quadro são adquiridos ao longo de vários ciclos cardíacos e armazenados, separadamente, em locais específicos. (C) Quando todos os dados são adicionados juntos, a imagem representa uma fase específica do ciclo cardíaco. Uma curva do volume é obtida, que representa o volume endocardial para cada um dos 8 quadros. (Fonte: Asit e Hani, 2004).

A aquisição do ECG começa com a onda R, que corresponde ao final da diástole, em que um ciclo cardíaco é representado pelo intervalo R-R, dividido em vários quadros de igual duração. Os dados da imagem, para cada um dos quadros, são adquiridos repetidamente ao longo de muitos ciclos cardíacos e armazenados separadamente no computador.

Durante o processamento, todos os dados de um quadro específico são somados para construção de uma fase específica do ciclo cardíaco. Quando todos os quadros temporais são somados, equivalem a um conjunto padrão de imagens da perfusão do miocárdio (Asit e Hani, 2004).

A principal vantagem do *gated* SPECT é permitir a avaliação tanto da funcionalidade quanto da perfusão do músculo cardíaco, em um mesmo conjunto de dados. Tal benefício é obtido por causa da sincronização entre imagens e o sinal do ECG. Esse exame, devido aos seus benefícios, tem sido indicado para a maioria dos pacientes nos Estados Unidos (Germano *et al.*, 2005).

Em estudo publicado no *The Journal of Nuclear Medicine* (Gimelle *et al.*, 2009) foram avaliados 492 pacientes com suspeita de doença isquêmica coronariana (DIC), os quais foram submetidos a exames de teste de esforço físico, hemograma, eletrocardiograma em repouso, ecocardiograma 2D, cinecoronariografia e *gated* SPECT. Dentre todas as técnicas aplicadas, os autores afirmam que o teste de perfusão miocárdica com *gated* SPECT em pacientes com DIC é o melhor preditor de eventos cardíacos futuros, como: morte, infarto do miocárdio, revascularização miocárdica cirúrgica, entre outros.

Um estudo (Kapur *et al.*, 2002) avaliou 2.523 pacientes e demonstrou que a técnica *gated* SPECT resultou na sensibilidade de 91% e especificidade de 87% no diagnóstico da presença de coronariopatia obstrutiva.

O resultado da cintilografia de perfusão do miocárdio é fundamental na estratificação de risco dos pacientes, pois pode acrescentar informações ou ser um preditor, independentemente da ocorrência de eventos cardíacos futuros (Marcassa *et al.*, 2008). Diante de uma cintilografia de perfusão do miocárdio normal, a chance de eventos cardíacos é menor que 1% ao ano. Em contrapartida, nos estudos alterados, a extensão e a intensidade da alteração perfusional

tem papel importante na avaliação prognóstica de pacientes portadores ou com suspeita clínica de coronariopatia (Izaki, 2008).

Um exemplo de exame de cintilografia do miocárdio utilizando a técnica SPECT, a partir do qual o médico avalia a perfusão do ventrículo esquerdo nos três eixos: curto, longo vertical e longo horizontal, pode ser visualizado na Figura 2.

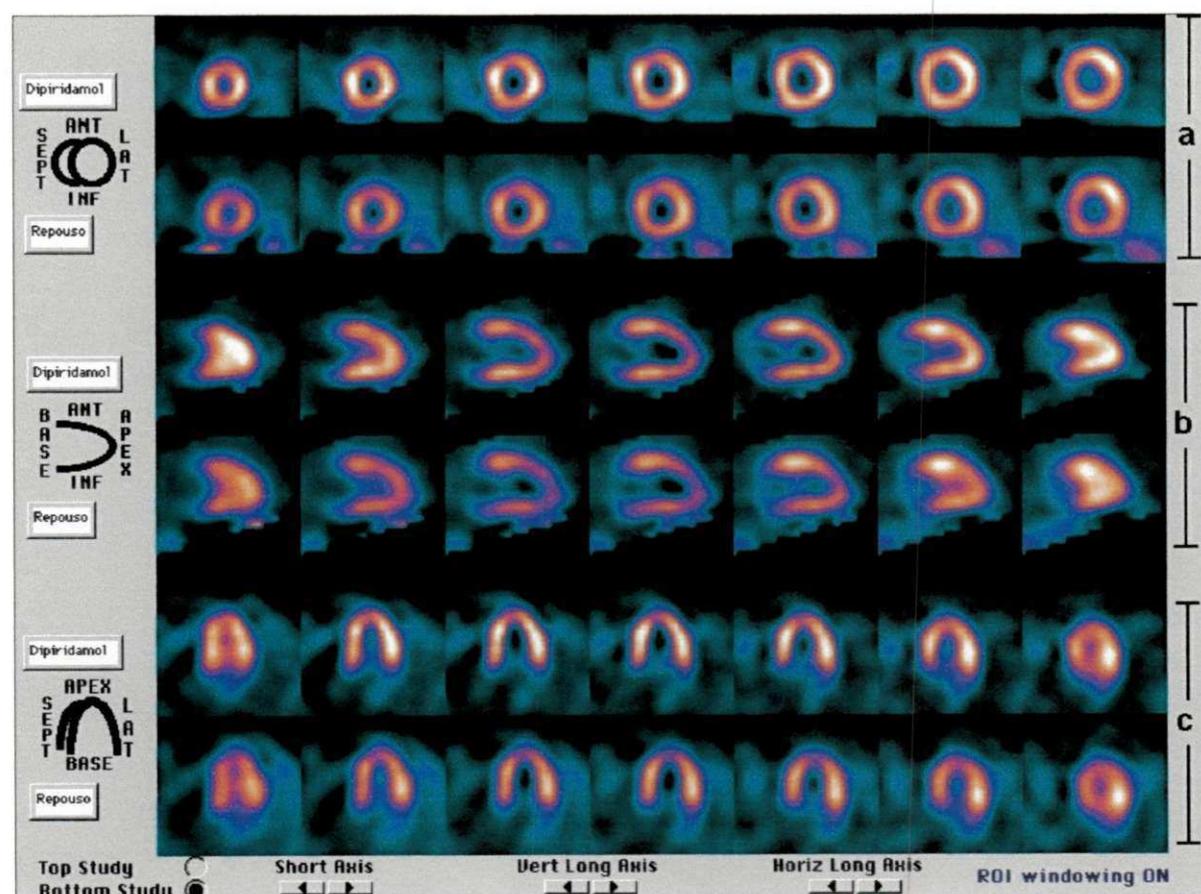


Figura 2: Resultado da perfusão do ventrículo esquerdo de uma cintilografia do miocárdio. São apresentadas os cortes do VE em três eixos: (a) eixo curto, (b) eixo longo vertical e (c) eixo longo horizontal. (Fonte: Clínica de Medicina Diagnóstica – João Pessoa - PB).

Outra forma de avaliação dos resultados obtidos pela cintilografia do miocárdio com técnica *gated* SPECT são os mapas polares, também conhecidos como gráficos "Bull's Eye".

O mapa polar é uma representação bidimensional de uma imagem tridimensional do miocárdio. Sua construção é feita a partir de cortes tomográficos do VE. Para cada corte, é definido um perfil de contagens

máximas. É construído então um gráfico *Bull's Eye*, no qual estes perfis são dispostos concentricamente. O centro do gráfico corresponde ao ápice do ventrículo esquerdo, enquanto a periferia representa a base (Paula, 2011). Para a geração dos mapas polares, os cortes devem ser transversos ao eixo curto do VE. Na Figura 3, é ilustrado um exemplo de mapa polar.

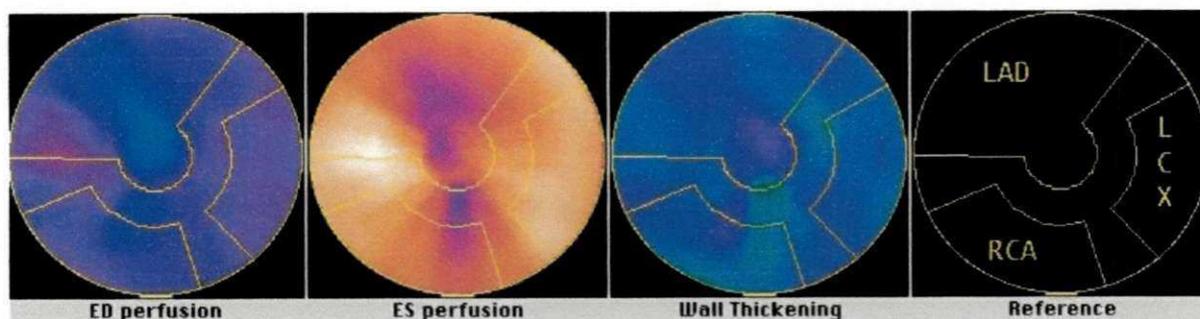


Figura 3: Mapa Polar: resultado da perfusão do ventrículo esquerdo de uma cintilografia do miocárdio apresentada de forma bidimensional. (Fonte: Clínica de Medicina Diagnóstica – João Pessoa – PB).

2.3 Reconstrução das Imagens SPECT

As projeções adquiridas pela técnica SPECT consistem em fotos bidimensionais da distribuição radioativa em 3D, obtidas pelo posicionamento de um detector de cintilação com seu plano paralelo ao eixo longitudinal do paciente (Germano *et al.*, 1995).

O conceito da reconstrução tomográfica a partir de imagens de projeções foi iniciado por Bracewell e Riddle para aplicações astronômicas (Bracewell & Riddle, 1967) e estendido por Shepp e Logan para imagens médicas (Shepp & Logan, 1974).

O princípio da reconstrução tomográfica reside no fato de que uma imagem tridimensional (volume) pode ser reconstituída a partir de uma série de imagens bidimensionais adquiridas em um número suficiente de projeções tomadas, perfazendo um arco mínimo de 180°, em torno do objeto a ser reconstruído (Germano, 2001).

O problema da reconstrução tomográfica consiste em obter uma

distribuição de atividade a partir da soma de todos os raios gama da distribuição, capturados a partir de diferentes ângulos. Esta não é uma tarefa simples, pois nem sempre se trata de uma distribuição uniforme. Na Figura 4, são apresentados, de forma simplificada, os passos para reconstrução tomográfica.

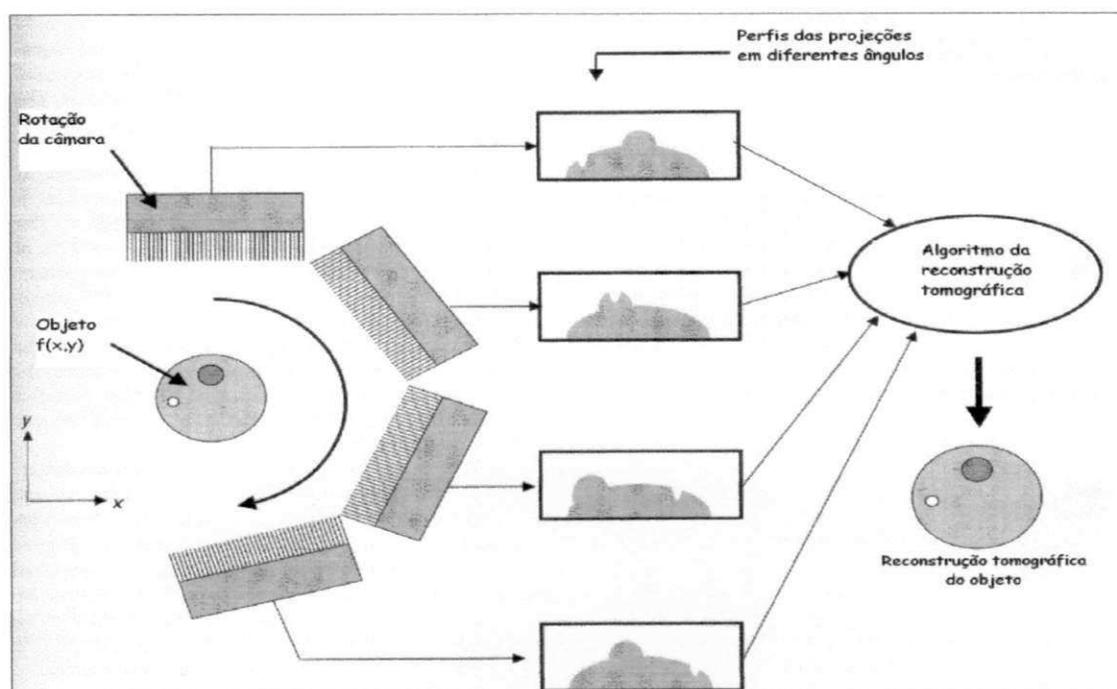


Figura 4: Passos da reconstrução tomográfica: a câmara de cintilação gira ao redor do paciente, adquirindo um conjunto de perfis unidimensionais das projeções do objeto bidimensional, que são utilizados para calcular a distribuição bidimensional da radioatividade do objeto. (Fonte: Silva, 2007).

A forma usual para representação dos dados tomográficos é a apresentação da variação dos perfis de contagem de um dado corte nas diferentes projeções. A matriz dada pelas contagens ao longo do raio, em função do ângulo de projeção, é denominada *sinograma* ou *transformada de Radon do corte* (Silva, 2007).

O conceito matemático da reconstrução tomográfica foi criado primeiramente pelo matemático Johann Radon, em 1917. Ele demonstrou que se as projeções de todos os ângulos de uma imagem bidimensional tiver intensidade conhecida, ela poderá ser reconstruída a partir dessas projeções (Cabrejas, 1999).

Existem métodos analíticos e iterativos para realizar a reconstrução tomográfica. Os métodos analíticos baseiam-se no Teorema do Corte de Fourier (TFC), enquanto os métodos iterativos procuram soluções numéricas para resolver as equações das projeções (Marques, 1998).

Os métodos iterativos perdem preferência nas clínicas de SPECT por serem mais demorados, mas apresentam a vantagem de se poder embutir correções de atenuação, por exemplo. Dentre os métodos iterativos, destacam-se: a Técnica de Reconstrução Algébrica (*Algebraic Reconstruction Technique* - ART), Técnica de Reconstrução Iterativa e Simultânea (*Simultaneous Iterative Reconstruction Technique* - SIRT) e Técnica Iterativa de Mínimos Quadrados (*Iterative Least Squares Technique* - ILST). Entre as abordagens para a resolução do problema da reconstrução iterativa, estão as que examinam a probabilidade da relação entre a imagem da seção transversal (a solução) e os dados de projeção, e buscam a solução baseando-se na máxima verossimilhança (*Maximum Likelihood* - ML) (Marques, 1998).

O algoritmo da retroprojeção filtrada (*Filtered Backprojection* - FBP) que utiliza o filtro rampa é o método analítico mais utilizado nos algoritmos de reconstrução tomográfica, pois é a técnica mais rápida e que apresenta resultados satisfatórios. O filtro tem a função de eliminar o borramento introduzido pela retroprojeção simples. Além disto, consegue-se produzir imagens razoáveis para análises qualitativas e, por vezes, semi-quantitativas, como nos estudos cerebrais e cardíacos. A retroprojeção simples é descartada, pois introduz artefatos do tipo borramento, causados pela superposição dos raios soma. O refinamento alcançado pela retroprojeção filtrada está no fato dela filtrar as projeções e depois retroprojetá-las.

O filtro rampa reduz o borramento, eliminando sinais de baixa frequência espacial, porém amplifica os sinais de alta frequência, inclusive o ruído proveniente do processo de decaimento radioativo. A

solução para esse problema é operar sobre a imagem um filtro de suavização. A multiplicação desse filtro pelo filtro rampa gera o que é chamado de janela de suavização, do tipo passa-baixas, passa-banda ou passa-altas, dependendo da frequência de corte utilizada.

O filtro de suavização pode ter várias formas como, por exemplo, os filtros Hann, Hamming, Butterworth, Shepp-Logan, entre outros (Silva, 2007).

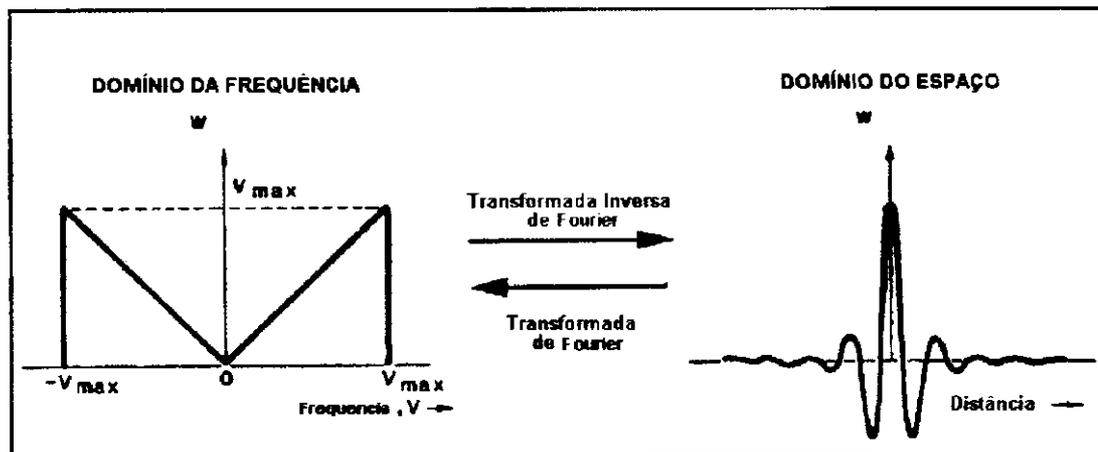


Figura 5: Filtro rampa no domínio da frequência (esquerda) e no domínio do espaço (direita). (Fonte: Germano, 2001).

O resultado da reconstrução tomográfica são imagens transversas à distribuição espacial do radiofármaco, no espaço 3D.

No âmbito do processamento digital de imagens, a imagem 3D resultante pode ser descrita como sendo a transformação da função matemática contínua $f(x, y, z)$ em outra função $F(x, y, z)$, cujos valores são discretos e constituem um nível de cinza contido no intervalo $[0, M]$, em que 0 é o nível mínimo (representado, por convenção, a cor preta) e M é o nível máximo (representado, por convenção, a cor branca). Dessa forma, a imagem pode ser estendida como uma matriz $D1 \times D2 \times D3$, em que $D1$ é a dimensão em x , $D2$ a dimensão em y e $D3$ é a dimensão em z . Cada elemento dessa matriz é conhecido por *voxel*, uma abreviatura para "*volume element*", que designa um *pixel* de três dimensões (Gonzales & Woods, 2002). Na Figura 6, é ilustrada a caracterização de um *voxel* em uma imagem tridimensional.

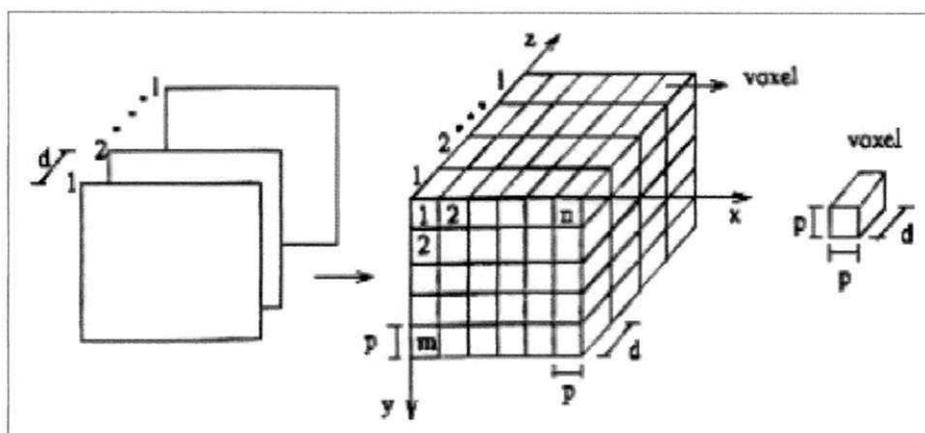


Figura 6: Representação de um voxel em uma imagem 3D. (Fonte: Oliveira, 2002).

2.4 Segmentação do Ventrículo Esquerdo

Uma etapa fundamental para o processamento digital de imagens é a segmentação, que consiste em isolar a região de interesse (*region of interest* - ROI) para melhor estratificação dos dados da imagem avaliada.

Segundo Gonzalez e Woods (2002), a segmentação de imagens é um conjunto de técnicas que visa subdividir uma imagem em suas partes ou objetos constituintes. O nível até o qual essa subdivisão deve ocorrer depende do problema a ser resolvido.

Para Facon (2005), o processo de segmentação tem como objetivo obter um conjunto de primitivas ou segmentos significativos que contém a informação semântica relativa à imagem de origem.

Jan (2006) ressalta a importância da segmentação de imagens na área médica, no intuito de identificar, analisar e obter informações sobre objetos na imagem, que podem tratar-se de órgãos, ossos, tecidos ou lesões. Além disto, Yoo (2004) inclui a segmentação como uma das tarefas fundamentais no processamento de imagens médicas.

Entretanto, a segmentação autônoma é uma das tarefas mais difíceis em processamento de imagens e determina o eventual sucesso ou fracasso na análise de uma imagem (Gonzalez; Woods, 2002).

Os métodos de segmentação autônomos são baseados em propriedades da intensidade dos *pixels* da imagem (Gomes, 2007).

Na segmentação automática, a intervenção do operador humano é reservada apenas a eventuais correções da segmentação obtida a partir de um algoritmo automático (Costa Filho, Moura e Costa, 1999). Nos últimos anos, observa-se um grande esforço no sentido de obter métodos automáticos (Alves, 2007; Kannan e Rajan, 2008; Paula, 2011), pois embora o método manual seja o mais robusto, trata-se de um método tedioso, demorado e que apresenta grande variabilidade intra e inter-observador (Thedens, Shorton e Fleagle, 1995). Além disto, a extração manual consome tempo, limitando a quantidade de dados que pode ser processada.

Na área da cardiologia nuclear com técnica SPECT, a instabilidade na forma da imagem tem sido um problema importante, particularmente na reconstrução 3D.

Nas imagens SPECT, é possível extrair grosseiramente as superfícies do epicárdio e endocárdio com um limiar baseado em um histograma de intensidades (Goris e Bretille, 1992). Também é possível adicionar à técnica operadores da morfologia matemática, que automatizam o isolamento e amaciamento das superfícies (Serra, 1982; Hoehne e Hanson, 1992). No entanto, abordagens para evitar a instabilidade na segmentação muitas vezes resultam em modelos que demandam alto poder computacional e poucas possibilidades de interação e modelagem.

Dornheim, Tönnies e Dixon (2005) apresentaram um modelo

massa-mola em 3D que foi estendido por forças de tensão e a capacidade de rotação explícita, no qual a estabilidade é alcançada, mesmo se o modelo for esparsamente conectado, tornando a computação bastante eficiente para interações em tempo real. Esse modelo foi usado para segmentação do VE de imagens 3D SPECT, porém os resultados obtidos não foram precisos.

Outra alternativa oferecida pelos autores (Dornheim *et al.*, 2005) foi a localização do VE por correspondência de padrões flexíveis, ao passo que a segmentação é obtida por meio do registro de um modelo anatômico para os dados funcionais. Este modelo é um novo modelo de massa-mola estável 3D usando sensores de contorno de direção ponderada 3D. Apesar de ser o mais rápido daqueles já apresentados, ainda não constitui um modelo automático para a segmentação do VE.

Seokyoon *et al.* (2007) propuseram uma técnica baseada na segmentação *Mumford-Shah* e método variacional. A estratégia é pesquisar o objeto no conjunto de dados. Nesse modelo, é possível detectar os limites do objeto (VE), para os quais os modelos clássicos de contorno não são aplicáveis. O resultado pode ser usado para extrair parâmetros funcionais ou variações na espessura da parede do miocárdio, que permitem calcular estimativas clínicas como a fração de ejeção, a saber, fração do volume de sangue recebido durante a diástole que é ejetada durante a sístole. Combinando a técnica SPECT com o modelo geométrico, é possível localizar áreas necrosadas do miocárdio. Apesar de a técnica mostrar resultados satisfatórios, ainda caracteriza uma técnica semi-automática.

Kannan e Rajan (2008) propuseram um método para a segmentação semi-automática do VE, a partir de imagens planares. O algoritmo proposto consiste em três etapas. O primeiro passo é isolar a melhor projeção anterior oblíqua do conjunto de projeções geradas pelo

tomógrafo. Em seguida, a projeção isolada é cortada em dois terços do lado vertical, essa operação elimina a estrutura abdominal, como o fígado. O segundo passo no processo é detectar as bordas, que é realizado de forma iterativa. No passo final, o VE é isolado utilizando um algoritmo de correspondência.

Em outra abordagem, Paula (2011) desenvolveu um método para a segmentação do ventrículo esquerdo em estudos SPECT do miocárdio e a construção de mapas polares. A segmentação do ventrículo esquerdo foi realizada para facilitar o processo de geração automática de mapas polares. O método desenvolvido utilizou a transformada *watershed*, no contexto do paradigma de Beucher-Meyer. A técnica utiliza imagens do VE, já reorientadas em relação ao eixo curto, como entrada para a segmentação. Nesta etapa, foram utilizados marcadores para rotular o ventrículo esquerdo, o fundo da imagem e demais estruturas presentes. Os marcadores auxiliam o processo de segmentação da transformada *watershed* e são definidos automaticamente para cada um dos cortes.

Devido à dificuldade em aplicar técnicas convencionais de segmentação para detecção automática do ventrículo esquerdo (VE), uma vez que regiões extracardíacas apresentam considerável captação de radiofármaco, Alves, Melcher e Carvalho (2005) desenvolveram um novo método de segmentação, a partir do qual é calculada uma área retangular mínima que contém, em sua maioria, *pixels* do VE de cada corte transversal (*transverse slice*). O método foi implementado usando a interseção dos três planos (transversal, coronal e sagital) para delimitar um volume que detivesse, em sua maioria, os *voxels* do VE, resultando em um paralelogramo que isola o VE de atividade extracardíaca no espaço em 3D, conforme pode ser observado na Figura 7.

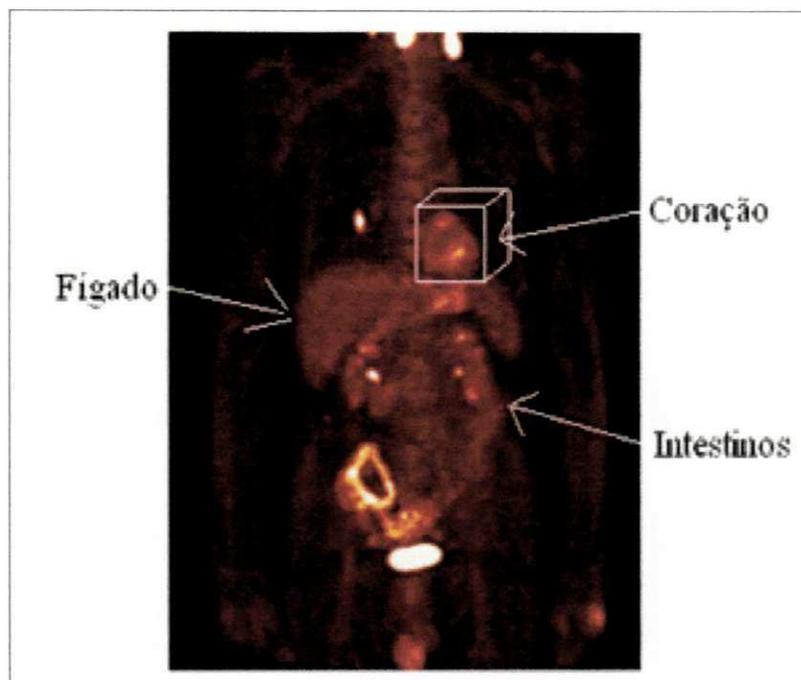


Figura 7: Imagem cintilográfica, mostrando o coração dentro de paralelogramo e regiões extracardiacas com captação acentuada (fígado e intestinos). (Fonte: Alves, 2007).

2.5 Reorientação Automática do Ventrículo Esquerdo

Como a posição do coração varia de indivíduo para indivíduo, um processo de reorientação do VE, em relação ao seu eixo curto, é necessário para uma melhor visualização dos defeitos de perfusão miocárdica e quantificação mais acurada dos parâmetros de perfusão (Germano, 2001).

O problema gerado pela não orientação das imagens é a heterogeneidade dos artefatos resultantes, baseados nas contagens de uma região não padronizada.

Outra limitação para as imagens transaxiais está associada ao fato de que a orientação do coração no peito humano é específica para cada paciente. Portanto, uma análise visual dessas imagens não padronizadas acarretaria menor sensibilidade e especificidade para a detecção dos

defeitos de perfusão. Imagens do eixo curto são perpendiculares ao eixo longo do VE e permitem melhor interpretação da perfusão miocárdica via SPECT. Além disso, é possível apresentar informação tridimensional na forma bidimensional a partir dos mapas polares, padrão para a quantificação e visualização de dados da cintilografia de perfusão miocárdica (Germano *et al.*, 1995).

Observa-se, portanto, a partir das pesquisas na área, que a reorientação das imagens transaxiais em imagens do eixo curto do ventrículo esquerdo (VE) é uma prática comum para a técnica SPECT. Imagens transaxiais são o resultado direto da reconstrução tomográfica perpendicular ao eixo longitudinal do paciente. No entanto, as imagens transaxiais não são perpendiculares ao eixo longitudinal do VE, devido à variação da posição do coração inerente a cada indivíduo.

Em estudo realizado por Knollmann *et al.* (2008), foi relatado que o processo de reorientação das imagens do VE com técnica SPECT é imprescindível para que a avaliação da perfusão e função miocárdica obtenha resultados satisfatórios.

Em 2002, a Associação Americana do Coração (American Heart Association) emitiu recomendações para diversas modalidades de imageamento médico (SPECT, ecocardiografia, ressonância magnética), com o objetivo de tornar possível comparações entre as modalidades, a partir da padronização da orientação do coração, ângulos selecionados para os planos cardíacos, nome dos planos cardíacos e nomenclatura e localização para os segmentos do VE (Cerqueira *et al.*, 2002). Dentre algumas especificações, destacam-se:

- Todas as modalidades de imageamento cardíaco devem definir, orientar e apresentar o coração utilizando o eixo longo do VE e os demais planos orientados a 90° relativos ao eixo maior;
- O nome dos planos cardíacos, orientados a 90°, usado em todas as modalidades devem ser:
 - eixo curto;

- eixo longo vertical;
- eixo longo horizontal.

Na Figura 8, é apresentada a definição dos planos cardíacos.

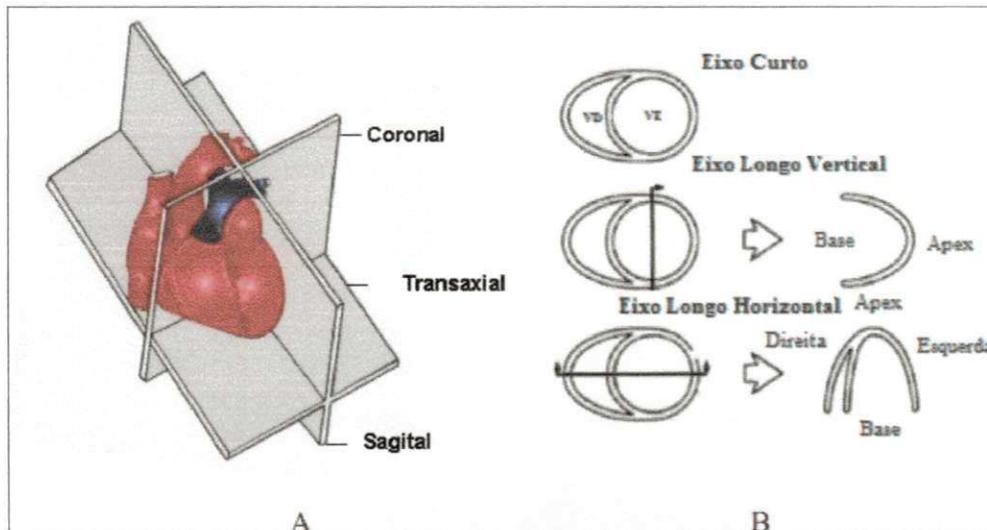


Figura 8: Definição dos planos cardíacos. Os cortes tomográficos apresentados em B: eixo longo horizontal (transaxial), eixo longo vertical (sagital) e eixo curto (coronal) são reconstruídos a partir da projeção frontal do coração apresentado em A. (Fonte: Vieira, 2010).

No entanto, a reorientação manual das imagens obtidas no processo de reconstrução requer do operador habilidades como: realizar a orientação em dois planos (transverso e sagital), encontrar o vetor que representa o eixo longo do VE no espaço 3D, e reorientar o volume no eixo longitudinal do VE. A partir da Figura 9, é possível verificar o traçado manual, realizado nos dois eixos, para a localização da orientação do VE.

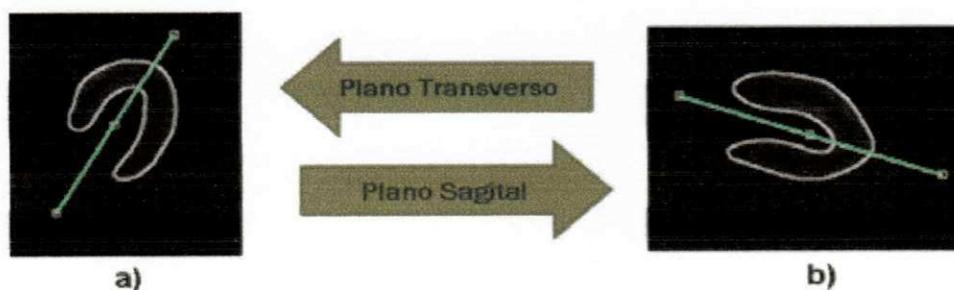


Figura 9: O operador manual desenha o eixo longo do VE no plano transverso (a) e, em seguida, no plano sagital (b), para definir a orientação do VE no espaço 3D.

Com o intuito de automatizar o processo de reorientação, uma vez que a técnica manual insere características subjetivas, inerentes ao operador, esforços em pesquisas sobre a reorientação automática do VE têm sido realizados.

Cooke *et al.* (1989) localizaram o ápice do miocárdio como o ponto de gradiente máximo ao longo de um perfil circunferencial de valor de *pixel* máximo em uma imagem transaxial selecionada e usaram a linha de valor de *pixel* mínima que passa através do ápice como aproximação do eixo longo do VE.

Cauvin *et al.* (1992) desenvolveram um algoritmo que aproxima a imagem 3D do miocárdio a uma superfície quadrática, cujo eixo representa o eixo longo do VE. O processamento envolve as seguintes etapas: as seções transversais do VE são segmentadas; em seguida, o esqueleto do VE é extraído por meio de ferramentas da morfologia matemática; então, o esqueleto é montado numa superfície quadrática utilizando o método de mínimos quadrados, para, finalmente, o VE ser reorientado e centrado com o eixo de comprimento e as coordenadas do centro da superfície quadrática. Como o processo faz uso da técnica de limiarização simples, provavelmente, regiões extracardíacas com hipercaptação, como o fígado, dificultariam o método.

Germano *et al.* (1995) propuseram um método de segmentação iterativa em que as imagens do miocárdio eram aproximadas por uma elipsóide 3D cujo eixo maior representa o eixo longo do VE. Embora o algoritmo tenha realizado bem a reorientação com os pacientes avaliados, é incapaz de lidar com pacientes com múltiplos defeitos de perfusão. Além disto, a implementação não tolera mais do que um setor com hipocaptação e ainda há a limitação de que a orientação do eixo do VE está diretamente relacionada a quão bem o modelo elíptico imita a forma do miocárdio.

Alves (2007) desenvolveu um método automático de reorientação do VE a partir do método de segmentação automático (Alves, Melcher & Carvalho, 2005), que resulta em um paralelogramo no espaço 3D delimitando o VE. A reorientação foi baseada no pressuposto que o eixo longo do VE é paralelo a uma linha diagonal do paralelogramo resultante da segmentação. O método foi aplicado em pacientes normais, ou seja, sem doença arterial coronariana, apresentando excelentes resultados comparados ao método manual. No entanto, a técnica não foi avaliada em pacientes com DAC, limitando a metodologia para uma reprodutibilidade futura.

2.6 Considerações Gerais

Neste capítulo, a situação da doença arterial coronariana no Brasil e no mundo foi abordada para situar o leitor sobre o impacto causado pela doença e a sua abrangência trágica que atinge parte da população mundial. Em seguida, a cintilografia do miocárdio com técnica SPECT foi detalhada, com o intuito de evidenciar o poder de prognóstico que o exame detém.

Como forma de auxílio ao diagnóstico médico, técnicas de processamento de imagens SPECT foram detalhadas, como a reconstrução das imagens geradas pelo tomógrafo, a segmentação das imagens com a finalidade de isolar o ventrículo esquerdo e a reorientação do VE em relação ao seu eixo curto para uma melhor visualização da perfusão miocárdica.

Alguns trabalhos relevantes da área foram citados e podem ser resumidos quanto à automação da técnica utilizada, no Quadro 1, abaixo.

Quadro 1: Resumo de alguns resultados de trabalhos sobre segmentação e reorientação de imagens SPECT do VE.

Autor	Técnica de Segmentação	Técnica de Reorientação	Pacientes
Dornheim, Tönnies e Dixon (2005)	Semi-automática	Não realizada	Normais
Seokyoon <i>et al.</i> (2007)	Semi-automática	Não realizada	Normais e Doentes
Kannan e Rajan (2008)	Semi-automática	Não realizada	Normais e Doentes
Paula (2011)	Semi-automática	Manual	Normais e Doentes
Alves, Melcher & Carvalho (2005)	Automática	Não realizada	Normais
Cooke <i>et al.</i> (1989)	Manual	Semi-automática	Normais
Cauvin <i>et al.</i> (1992)	Manual	Semi-automática	Normais
Germano <i>et al.</i> (1995)	Semi-automática	Semi-automática	Normais
Alves (2007)	Automática	Automática	Normais

A metodologia proposta por Alves (2007) inovou, ao apresentar um processamento automático tanto na segmentação, quanto na reorientação das imagens SPECT do VE. No entanto, a população avaliada foi de pacientes normais, ou seja, que não possui DAC.

No capítulo seguinte, será descrito o modelo utilizado neste trabalho, que tem como enfoque principal avaliar a técnica de Alves (2007) de segmentação e reorientação automática de imagens do VE aplicada a imagens de pacientes doentes.

Descrição do Modelo para o Processamento de Imagens SPECT de pacientes com DAC

Neste capítulo, será descrito o modelo para o processamento de imagens SPECT, com fins à avaliação da perfusão e função miocárdica de pacientes com doença arterial coronariana.

3.1 Modelo para o Processamento de Imagens SPECT de pacientes com DAC

O modelo é composto por etapas cujas bases técnicas já são conhecidas na literatura, porém com foco na avaliação de imagens de pacientes que apresentam DAC, ainda não consideradas em estudos anteriores.

Na Figura 10, é apresentado um diagrama em blocos das três etapas do processo realizado.

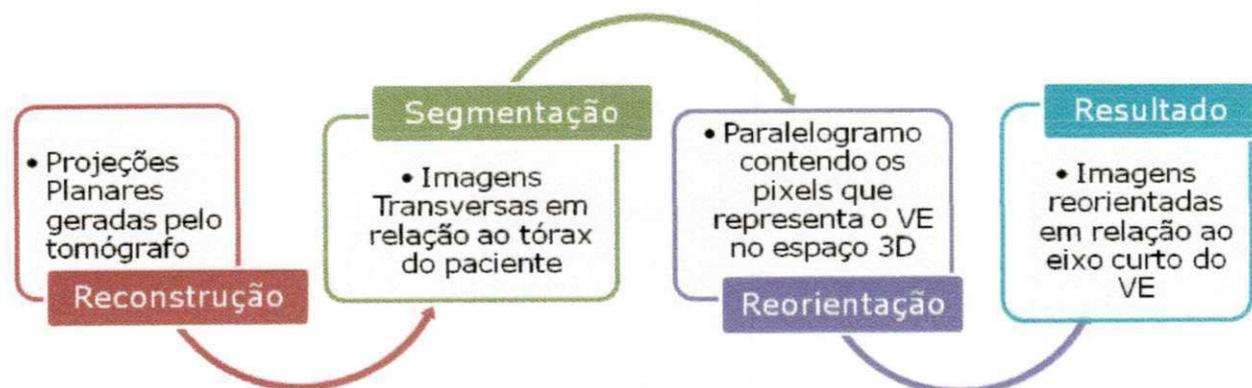


Figura 10: Etapas do modelo: Reconstrução das imagens SPECT, Segmentação do VE e Reorientação das imagens em relação ao eixo curto do VE.

Primeiramente, após a aquisição das projeções geradas pelo tomógrafo, um método de reconstrução das imagens planares deve ser aplicado para gerar imagens transaxiais, que são perpendiculares ao eixo longitudinal do paciente. Em seguida, é necessário isolar o VE de estruturas extracardiacas, que também captam o radiofármaco e

dificultam a análise. Logo, a etapa seguinte envolve a segmentação da imagem no espaço 3D, isolando o VE. Na última etapa do processo, é necessário localizar o eixo longitudinal do VE para que esse possa ser reorientado em relação ao seu eixo curto, a fim de facilitar a análise da perfusão miocárdica.

3.2 Material e Metodologia

As imagens utilizadas no trabalho de dissertação foram adquiridas por meio do estudo realizado por Alves (2007) sobre a avaliação da perfusão e função miocárdica. Dentre as imagens selecionadas em seu trabalho, o grupo de pacientes com DAC não foi avaliado no processo de segmentação e reorientação automática do VE. Logo, essa foi a população alvo escolhida para avaliar as técnicas automáticas de processamento.

Informações mais detalhadas sobre o trabalho de Alves (2007) estão descritas no Anexo A.

O processo de aquisição das imagens do exame de cintilografia do miocárdio é definido por um protocolo de aquisição, que agrupa características técnicas para realização do exame. Nas próximas subseções serão apresentados os dois protocolos de aquisição avaliados neste estudo.

3.2.1 Protocolo de Aquisição 1

A aquisição das 62 imagens de pacientes com DAC foi realizada seguindo o protocolo a seguir, referenciado aqui como Protocolo de Aquisição 1:

- Utilização de um colimador paralelo de alta resolução;
- Dimensionamento da matriz utilizada de 64x64 *pixels* com uma profundidade de 16 bits;

- Consideração de órbita circular para o detector (180°);
- Utilização de base de tempo de 20 segundos;
- Modo de aquisição "*Step-and-shot*". Modo em que o detector da câmara de cintilação gira de forma não contínua durante a aquisição das imagens. Nesse modo de aquisição, o detector deve permanecer parado durante o intervalo de tempo definido pela base de tempo. Após esse intervalo de tempo, o detector avança para a próxima projeção e essa operação se repete até completar a órbita de 180° ;
- Não utilização de nenhum procedimento para a correção de atenuação ou de dispersão de fótons;
- Realização em duas fases distintas (fases de repouso e esforço);
- Para a fase de repouso, a aquisição das imagens ocorreu 60 minutos após a injeção intravenosa do radiofármaco ($^{99m}\text{Tc}+\text{Sestamibi}$, dose de 555 Mbq);
- Na fase de esforço, as imagens foram adquiridas 30 minutos após a injeção do radiofármaco (dose de 1110 Mbq).

3.2.1.1 Seleção dos Pacientes com Protocolo de Aquisição 1

Os exames de cintilografia miocárdica dos 62 pacientes utilizados foram realizados na clínica de medicina nuclear DIAGNÓSTICA LTDA, localizada na cidade de João Pessoa – Paraíba. Os critérios de seleção dos pacientes foram:

- Aprovação, por escrito, do paciente para a utilização das imagens relativas ao seu exame. O documento da aprovação do paciente consta na ata nº 42 do Comitê de Ética em Pesquisa do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal da Paraíba;
- Indicação clínica dos pacientes para a realização do exame de

cintilografia miocárdica;

- Seleção de pacientes sem bloqueio do ramo esquerdo (BRE);
- Seleção de pacientes clinicamente estáveis durante a realização do exame;
- Seleção de pacientes que não apresentaram arritmias durante a fase de esforço (GS).

3.2.1 Protocolo de Aquisição 2

Parte da pesquisa de ALVES (2007) foi executada no Instituto de Engenharia Biomédica (IBMT) da Universidade de Stuttgart, Alemanha. Nesse período, foi possível realizar coleta de 110 estudos de perfusão miocárdica com as seguintes características, denominado Protocolo de Aquisição 2:

- Imagens das duas fases do exame de cintilografia miocárdica (esforço e repouso);
- Formato DICOM (abreviação de Digital Imaging and Communications in Medicine);
- Matriz de 128x128 *pixels*;
- Imagens adquiridas por gama câmara Philips de 2 detectores.

No entanto, a base de dados de imagens com Protocolo de Aquisição 2 não foi utilizada nos estudos anteriores, uma vez que Alves (2007) apenas coletou as imagens, mas não as utilizou em sua pesquisa.

3.3 Descrição das Etapas do Modelo

Etapa 1: Aquisição e reconstrução das imagens SPECT

Para a aquisição das imagens com Protocolo de Aquisição 1, foi utilizada uma câmara de cintilação tomográfica, modelo DIACAM, fabricante SIEMENS. Para as imagens com Protocolo de Aquisição 2, a

câmara de cintilação usada foi a de fabricação Philips de 2 detectores.

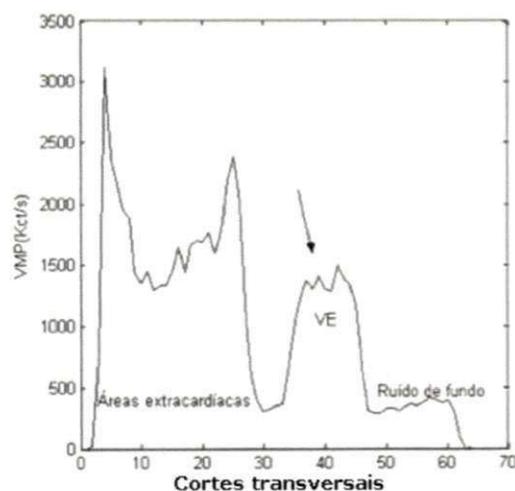
A técnica de reconstrução empregada foi a de retroprojeção filtrada, que é amplamente utilizada no processamento de imagens médicas, conforme descrito na seção 2.3. Foram utilizadas as funções pré-definidas de filtros digitais, como o filtro rampa, transformada de Fourier e transformada inversa de Radon, dos pacotes de processamento de imagem do *software* MATLAB da *Mathworks Incorporation* (MatLab, 2002).

Etapa 2: Segmentação automática do VE

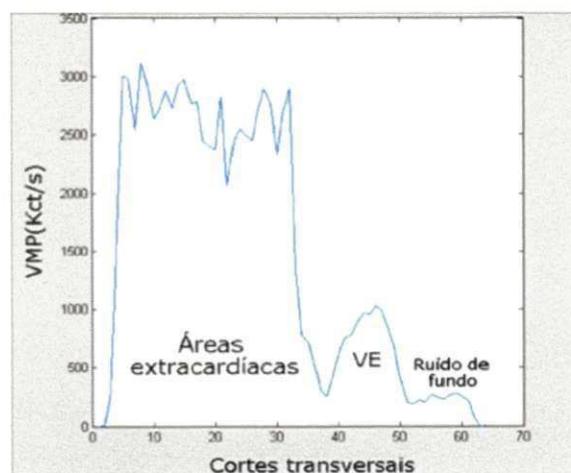
O processo para segmentar automaticamente o VE utilizou a técnica desenvolvida por Alves, Melcher e Carvalho (2005), por constituir um método totalmente automático que apresentou excelentes resultados para imagens de pacientes normais. Adicionalmente, aplicar a técnica para uma população ainda não avaliada representava uma maior motivação para que o procedimento de segmentação automática obtivesse maior abrangência.

Com o resultado da retroprojeção filtrada, que gerou 64 cortes transversos ao tórax do paciente, foi observado que em alguns desses cortes havia *pixels* do VE. Desta forma, foi levantada uma curva do valor máximo de contagem dos *pixels* (VMP) em kilo contagens por segundo (Kct/s) de cada corte transversal, conforme pode ser observado na Figura 11.

É possível verificar na figura a seguir, que o valor de contagem dos *pixels* que representa o VE de um paciente normal (Figura 11a) é maior do que o valor de contagem dos *pixels* que representa o VE de um paciente com DAC (Figura 11b). Este fato está relacionado às imagens de pacientes doentes apresentarem hipocaptações causadas pela DAC.



a) Paciente Normal



b) Paciente Doente

Figura 11: São ilustrados os VMP(Kct/s) em função dos cortes transversais de um paciente normal (a) e um paciente doente (b). Para o paciente doente, a faixa compreendida entre o 2º e o 38º corte representa as áreas extracardiácas, enquanto a faixa entre o 39º e o 51º o VE, e a faixa entre o 52º e 64º representa o ruído de fundo. (Fonte: a) Alves, 2007).

O modelo foi baseado nas variações do VMP de três estruturas distintas: áreas extracardiácas, VE e ruído de fundo. Assim, os limites foram estabelecidos em termos das variações percentuais dos VMP de modo que essas variações permitissem a detecção das faixas que compreendessem os cortes das três estruturas.

Inicialmente, foi calculado um valor de referência, com base na média dos VMP dos últimos 10 cortes, que representam o ruído da imagem. O corte inicial do VE foi estimado como sendo aquele em que o VMP fosse o dobro do valor de referência. Para a determinação do corte final, ou seja, do fim da faixa dos cortes transversos que contêm o VE foi utilizado o seguinte critério: determinação de um corte de referência (CR), definido como sendo o corte que ocupa quatro posições anteriores ao corte inicial. Para estimar o corte final, foi calculado o primeiro corte, no qual a variação percentual do VMP em relação ao CR fosse maior que 20%, valor testado empiricamente. Na Equação 1, explicita-se o modelo matemático utilizado para estimar o corte final.

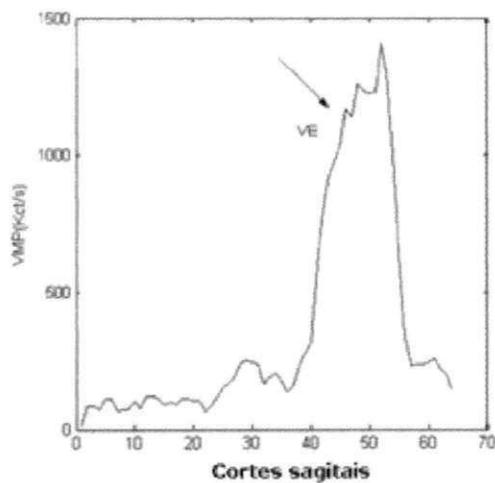
$$cf = i, \text{ se } \left(\frac{VMP_i - VMP_{CR}}{VMP_{CR}} \right) > L, \quad (1)$$

em que:

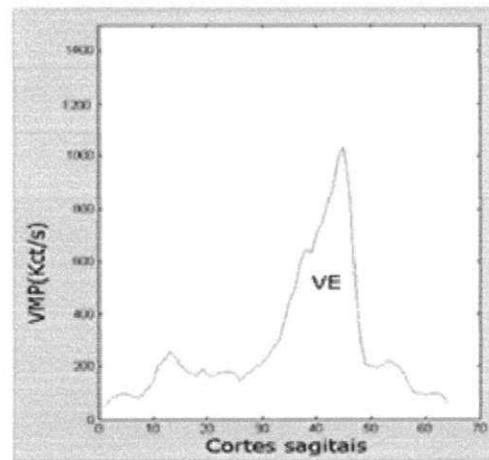
- cf – corte final;
- i – número do corte;
- VMP_i – i -ésimo VMP;
- VMP_{CR} – VMP do corte de referência
- L – Limiar de 20%

Desta forma, os cortes transversos que contêm o VE foram isolados das demais estruturas (áreas extracardiácas e ruído de fundo). Mesmo para as imagens de pacientes com DAC, as quais apresentaram o VE com menor VMP em relação às imagens de pacientes normais, a variação percentual dos cortes que representa o VE foi suficiente para atingir o limiar que delimita o ventrículo esquerdo, das demais estruturas extracardiácas.

Em seguida, foi aplicada uma reformatação nos cortes transversos para a geração dos cortes coronais e sagitais. Nas Figuras 12 e 13, são ilustradas as curvas derivadas dos cortes coronais e sagitais, sendo utilizados critérios similares aos utilizados para os cortes transversos para detecção das faixas que identificam o VE. É possível verificar que as curvas coronais e sagitais de pacientes doentes são menores do que a de pacientes sadios, devido às falhas de captação causadas pela obstrução das paredes do VE.

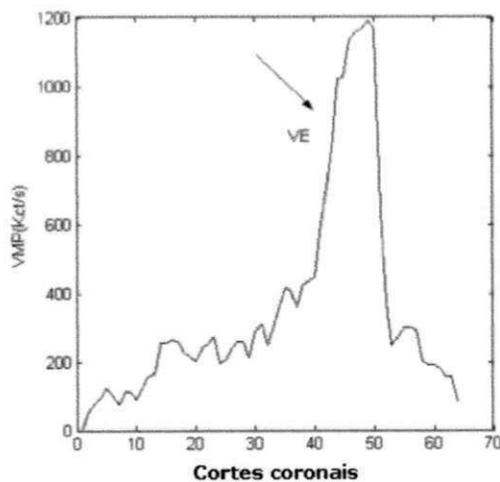


a) Paciente Normal

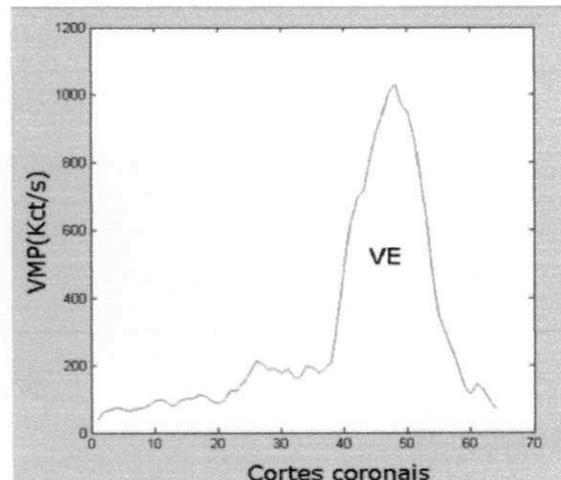


b) Paciente Doente

Figura 12: Cortes sagitais x VMP (Kct/s) de um paciente normal (a) e um paciente doente (b). (Fonte: a) Alves, 2007).



a) Paciente Normal

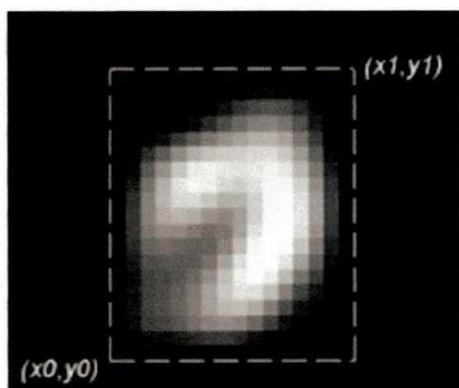


b) Paciente Doente

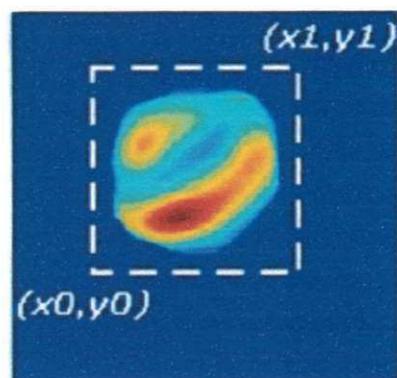
Figura 13: Cortes coronais x VMP (Kct/s) de um paciente normal (a) e um paciente doente (b). (Fonte: a) Alves, 2007).

Etapa 3: Reorientação automática do VE

De acordo com a análise de Alves (2007), verificou-se que após a segmentação do VE, os cortes transversais são isolados do resto da imagem por uma área retangular mínima, Figura 14a, e os vértices do retângulo (x_0, y_0) e (x_1, y_1) são coordenadas retangulares em uma matriz 64×64 pixels. Para as imagens de pacientes doentes (Figura 14b), o VE foi isolado apresentando o mesmo comportamento das imagens de pacientes normais.



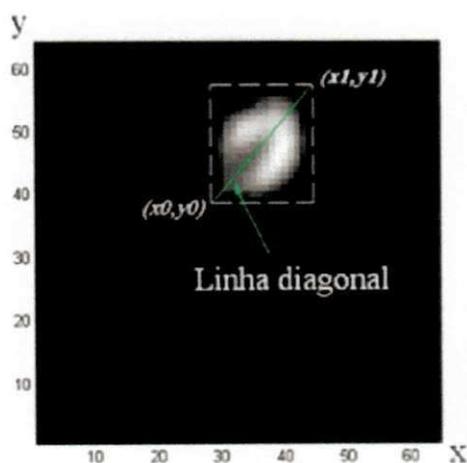
a) Paciente Normal



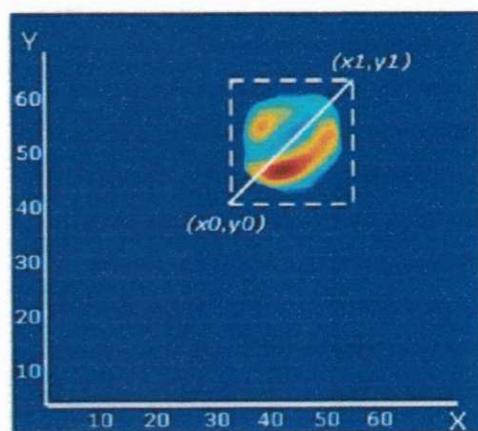
b) Paciente Doente

Figura 14: Seção transversal do VE isolada em uma área retangular mínima de um paciente normal (a) e um paciente doente (b). (Fonte: (a) Alves, 2007).

A partir dessa abordagem, foi observado que uma das linhas diagonais da área retangular se aproximava do eixo longo do VE (Figura 15a), podendo, dessa forma, ser utilizada como referência para reorientar as imagens SPECT no eixo curto, eixo longo vertical e eixo longo horizontal. Observou-se também que para imagens de pacientes doentes, uma das diagonais do retângulo se aproximava do eixo longo do VE, até mesmo para aquelas com a parede ventricular comprometida (Figura 15b).



a) Paciente Normal



b) Paciente Doente

Figura 15: Linha diagonal paralela ao eixo longo do VE, obtida a partir dos pontos (x_0,y_0) e (x_1,y_1) de um paciente normal (a) e um paciente doente (b). (Fonte: a) Alves, 2007).

O algoritmo de reorientação automática calcula a inclinação da linha diagonal de acordo com os pontos de referência (x_0, y_0) e (x_1, y_1) . Para reorientar as imagens transversais em imagens do eixo curto do VE, a linha diagonal foi usada para criar uma imagem sagital (64 x 64 *pixels*) formada ao longo de um plano perpendicular ao plano transversal e composta de *pixels* que estão ao longo dessa linha diagonal, Figura 16.

Na imagem sagital, foi utilizado um procedimento similar, a fim de determinar o eixo longo do VE. Logo, a linha diagonal nas imagens transversas e sagital pode ser usada para definir os dois ângulos de rotação (θ : ângulo de rotação no eixo longo do VE em relação ao plano transversal XY e φ : ângulo de rotação do eixo longo do VE em relação ao plano sagital YZ), o tamanho e a localização de um vetor, que representa o eixo longo do VE no espaço 3D.

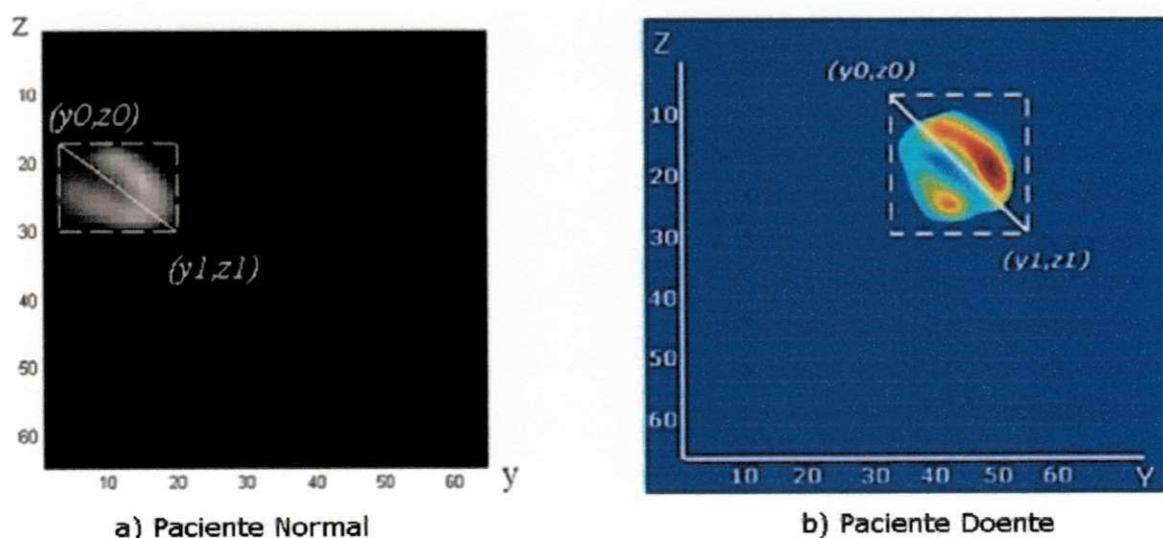


Figura 16: Imagem sagital formada ao longo de um plano perpendicular ao plano transversal e composta por *pixels* que estão na mesma direção e ao longo da linha diagonal na Figura 15. Representação de um paciente normal (a) e um paciente doente (b). (Fonte: a) Alves, 2007).

3.4 Considerações Gerais

Neste capítulo, foram abordadas as técnicas de reconstrução, segmentação e reorientação automática das imagens SPECT do VE de

pacientes doentes. Foram utilizadas imagens de pacientes normais, avaliadas por Alves (2007) e imagens de pacientes doentes, avaliadas neste trabalho, para demonstrar a metodologia de processamento de imagens SPECT aplicada a dois grupos de pacientes distintos: sadios e doentes.

Também foram especificados os dois protocolos de aquisição que definem as características das imagens avaliadas neste estudo.

No capítulo seguinte, serão apresentados os resultados para cada etapa do processamento.

Capítulo 4

Apresentação e Análise dos Resultados

Neste capítulo, são apresentados os resultados obtidos a partir do processamento de imagens SPECT, com a finalidade de reorientar imagens do VE em relação ao seu eixo curto.

4.1 Imagens dos pacientes com DAC (Protocolo de Aquisição 1)

Os 62 exames de cintilografia do miocárdio com técnica *gated* SPECT de pacientes com doença arterial coronariana foram realizados seguindo as etapas de processamento definidas no Capítulo 3.

Etapa 1: Aquisição e reconstrução das imagens SPECT

A reconstrução tomográfica das projeções planares resultou em imagens transversas ao tórax do paciente, representadas por uma matriz de perfil de contagem de dimensão $64 \times 64 \times 64$ *pixels*.

Como resultado desta etapa, foram geradas 62 matrizes de $64 \times 64 \times 64$ *pixels*, que representam as imagens transversas ao tórax do paciente no espaço 3D.

Etapa 2: Segmentação automática do VE

Após a reconstrução, as 62 imagens geradas foram submetidas ao processo de segmentação para isolar o VE.

O resultado da segmentação foi satisfatório em 95,16% dos casos, ou seja, dos 62 estudos avaliados, 59 imagens tiveram o VE isolado em um paralelogramo e uma de suas diagonais aproximava-se do eixo longo ventricular.

Na Tabela 1, são apresentados os resultados obtidos após a segmentação das imagens transversas.

Tabela 1: Resultado da etapa de segmentação.

Resultado da Segmentação	Quantidade	Percentual
Imagens segmentadas corretamente	59	95,16%
Imagens segmentadas com falhas	3	4,84%

Na Figura 17, ilustram-se as imagens dos cortes transversos segmentados. É importante ressaltar, que mesmo com os defeitos de perfusão causados pela DAC, o algoritmo de segmentação conseguiu localizar o VE. É possível verificar também que o eixo longo do VE se aproxima da diagonal do paralelogramo.

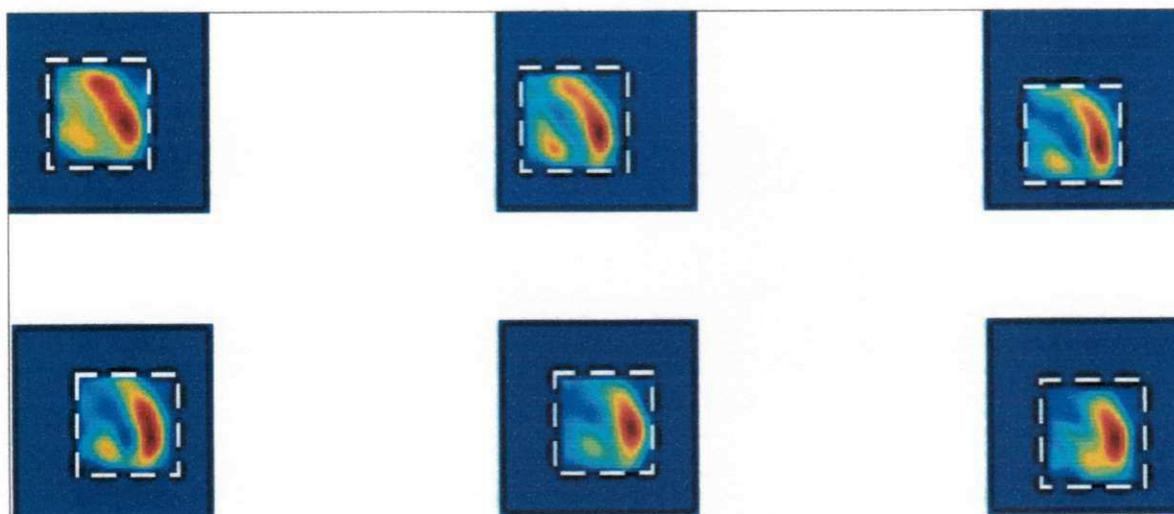


Figura 17: Cortes transversais mostrando o ventrículo esquerdo com defeitos de perfusão, após processo de segmentação.

Os casos que não obtiveram êxito foram:

- 2 exames que apresentaram uma alta captação na alça intestinal, a qual se mostrava conectada à parede lateral do ventrículo esquerdo;
- 1 exame específico, no qual o eixo longo do VE não ficou próximo à diagonal do paralelogramo que define o isolamento do VE.

A partir da Figura 18, é possível visualizar os resultados das segmentações das imagens que apresentaram problemas no processo de aquisição, provavelmente causados pela posição inadequada do paciente no momento do exame. O procedimento, nesses casos, tanto para a técnica automática quanto para a técnica manual, consiste em solicitar a repetição do exame.

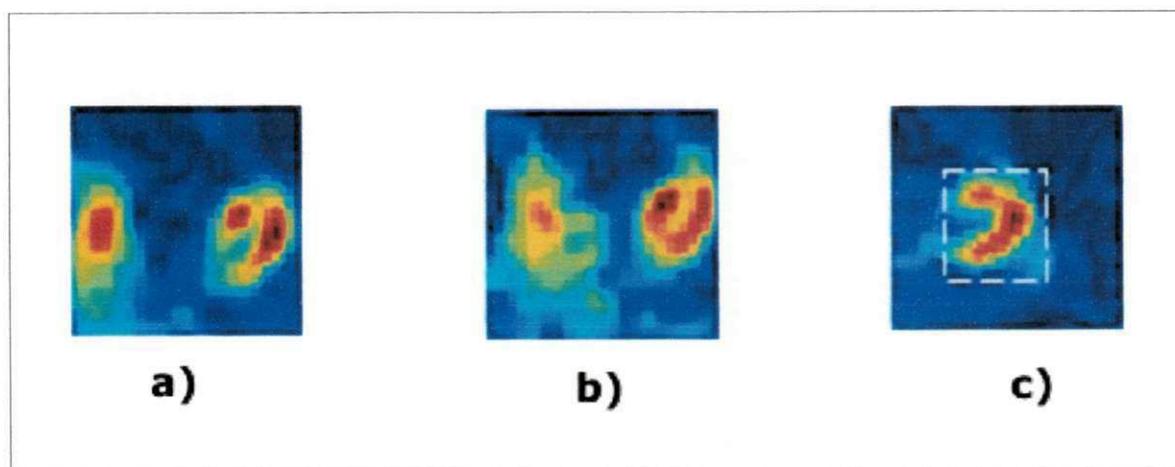


Figura 18: a) e b) Imagem após segmentação, apresentando captação de alça intestinal. c) Imagem após segmentação, apresentando o eixo longo do VE distante da diagonal do paralelogramo.

Etapa 3: Reorientação automática do VE

As 59 imagens resultantes da segmentação do VE foram submetidas à técnica de reorientação automática.

Para validar o método, o resultado da reorientação automática deveria ser comparado ao resultado da técnica manual. A forma manual requer um operador especialista que desenhe o eixo longo do VE em dois planos (transverso e sagital), para que por meio dos ângulos gerados entre o eixo longo e o plano, seja possível localizar o vetor no espaço 3D e por fim, reorientar o volume no eixo longitudinal do VE.

Diante da dificuldade de encontrar operadores experientes e independentes em relação ao trabalho, para determinar de forma manual o eixo longo do VE, foi decidido desenhar manualmente o eixo

longo do VE nas imagens transversas sagitais, sob supervisão de um médico especialista em medicina nuclear. Para isso, foi utilizado um algoritmo da ferramenta *Research Systems IDL*, o qual permite o desenho do eixo longo do VE, com auxílio do *mouse*, determinando os valores dos ângulos de rotação no plano transverso e sagital.

Para melhorar a qualidade da determinação manual, foi calculado um valor para escolha de um quadro de referência para desenhar o eixo longo do VE. Alves (2007) fez uso do mesmo método para avaliar as imagens de pacientes normais. No trabalho apresentado, o valor para cálculo do quadro de referência foi alterado de forma empírica, visando conseguir uma imagem a partir da qual a execução do desenho do eixo longo do VE fosse otimizada. Para cada paciente e para cada corte, transverso e sagital (Figura 19), foi desenhado o eixo longo do VE cinco vezes e os valores médios dos ângulos de rotação foram comparados com os valores encontrados com a técnica automática.

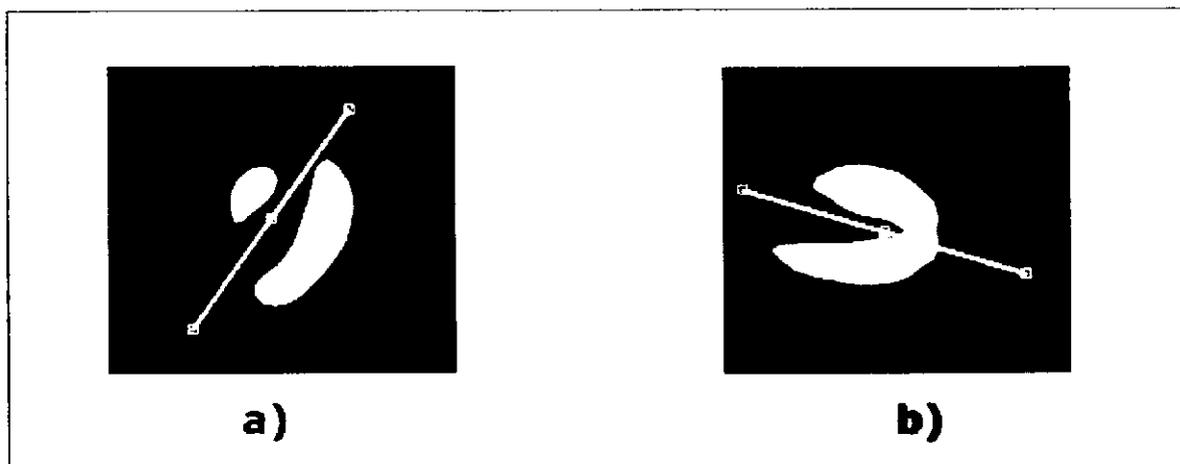


Figura 19: a) Desenho do eixo longo do VE no plano transverso. b) Desenho do eixo longo do VE no plano sagital, utilizando a ferramenta IDL.

Para medir a relação entre os ângulos de rotação resultantes da técnica manual e da técnica automática, foi calculado o coeficiente de correlação.

Os resultados obtidos foram 0,89, que representa a relação entre a medição automática e a manual para o ângulo de rotação θ (*plano*

transverso) e 0,92 para o ângulo de rotação φ (plano sagital). Nas Figuras 20 e 21 são exibidos os resultados.

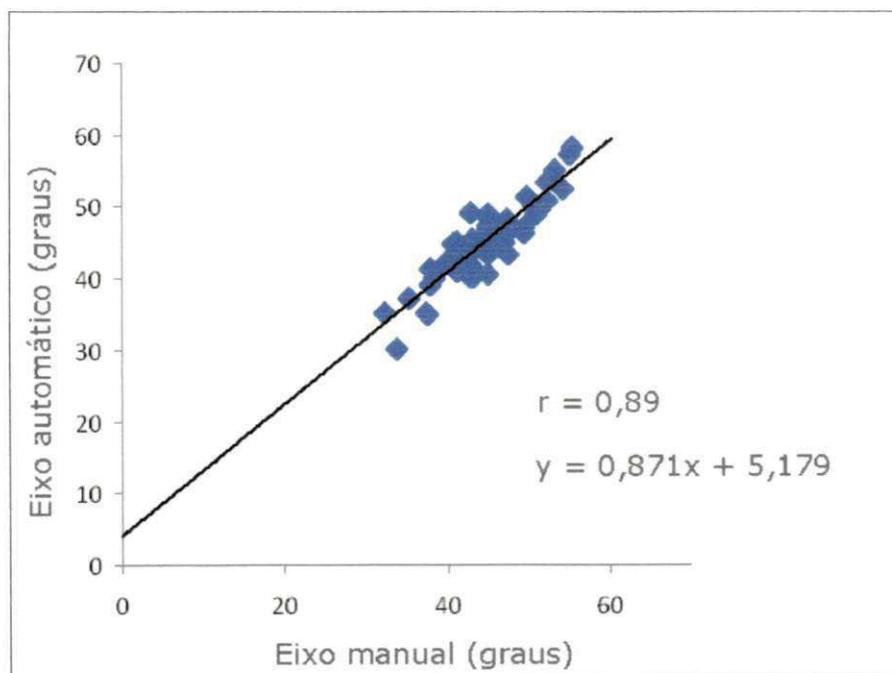


Figura 20: Coeficiente de correlação entre a medição automática e manual do ângulo de rotação θ .

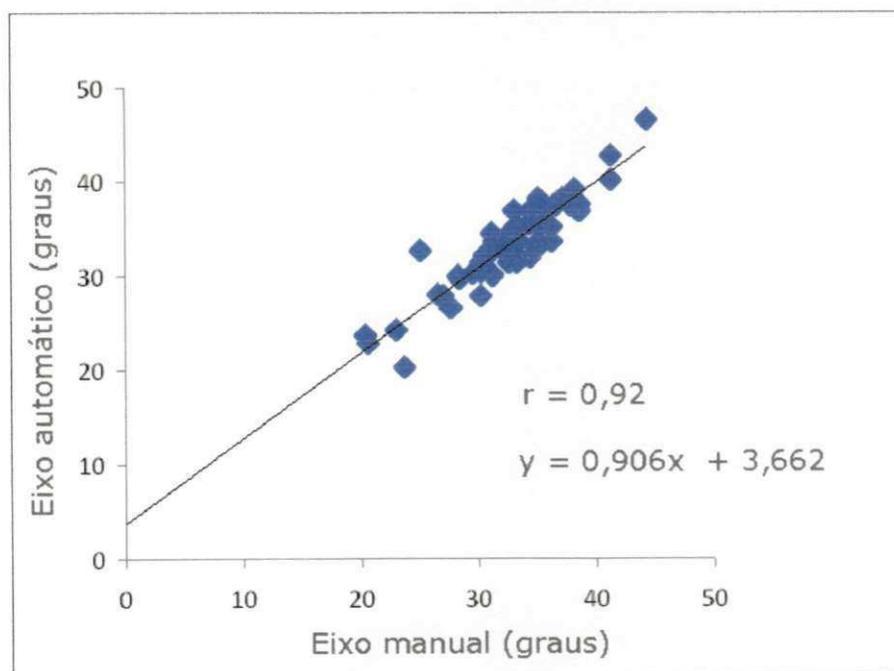


Figura 21: Coeficiente de correlação entre a medição automática e manual do ângulo de rotação φ .

4.2 Imagens com Protocolo de Aquisição 2

Os 110 estudos de perfusão adquiridos com Protocolo de Aquisição 2 eram formados por matrizes de perfil de contagem com dimensões de 128x128x68 *pixels*.

Etapa 1: Aquisição e reconstrução das imagens SPECT

Ao tentar aplicar a mesma técnica utilizada com as imagens com Protocolo de Aquisição 1, não houve êxito, devido às características das projeções obtidas com Protocolo de Aquisição 2. Ao utilizar a transformada inversa de Radon, existente no *software* Matlab, a reconstrução apresentou imagens com deformações, nas quais não foi possível identificar o VE.

Logo, a reconstrução não foi realizada devido às características das imagens tomográficas adquiridas.

Como o método de reconstrução das imagens com Protocolo de Aquisição 2 não funcionou corretamente, a continuidade do processamento das imagens, para esse protocolo, não foi efetivada, implicando a não realização das etapas seguintes.

4.3 Considerações Gerais

Neste capítulo, os resultados do processamento foram apresentados de acordo com as etapas descritas no Capítulo 3.

As imagens adquiridas com Protocolo de Aquisição 1 foram reconstruídas com a técnica de retroprojeção filtrada descrita na seção 2.3.

Após a geração das imagens transversas ao tórax do pacientes, foi aplicada a técnica de segmentação baseada na curva do valor máximo de contagem dos *pixels* (VMP) em kilo contagens por segundo (Kct/s) de cada corte transversal, obtendo como resultado um paralelogramo que continha os *pixels* que representa o VE no espaço 3D. A segmentação foi realizada corretamente em 95,16% dos casos.

Para atingir o resultado da etapa da reorientação das imagens de pacientes com DAC, a técnica de reorientação automática empregada fez uso do paralelogramo resultante da segmentação para identificar o eixo longo do VE. Foi verificado que o eixo longo do VE se aproximava de uma das diagonais do paralelogramo, logo, a linha diagonal nas imagens transversas e sagital pode ser utilizada para definir os dois ângulos de rotação e localizar o vetor que corresponde ao eixo longo do VE no espaço 3D.

Para validar os resultados da reorientação automática, os ângulos de rotação θ (*plano transverso*) e ϕ (*plano sagital*) foram comparados com os ângulos de rotação gerados pela técnica manual e os coeficientes de correlação obtidos foram 0,89 e 0,92, respectivamente.

Para as imagens adquiridas pelo Protocolo de Aquisição 2, a reconstrução das projeções planares não produziu resultados positivos, uma vez que não foi possível identificar o VE nas imagens reconstruídas, devido ao conhecimento parcial das características de aquisição das imagens.

Capítulo 5

Considerações Finais

5.1 Considerações Finais

A cintilografia do miocárdio com técnica SPECT caracteriza-se por apresentar valores elevados de sensibilidade e especificidade para o diagnóstico e prognóstico da doença arterial coronariana. Desta forma, técnicas computacionais foram desenvolvidas com a finalidade de automatizar algumas etapas do processamento das imagens, permitindo auxiliar o médico na avaliação da função e perfusão miocárdica.

O objetivo principal deste estudo foi validar um método para a reorientação automática, visando identificar o eixo longo do VE no espaço 3D, das imagens SPECT de pacientes doentes. A técnica foi baseada na identificação do eixo longo do VE no espaço 3D, por meio da aproximação da diagonal do paralelogramo que isolava o VE de regiões extracardíacas, resultante do processo de segmentação automática.

De acordo com os resultados obtidos, pode-se afirmar que o método de reorientação automática para determinar o eixo longo do VE das imagens de pacientes com doença arterial coronariana, com Protocolo de Aquisição 1, conseguiu resultados muito próximos àqueles produzidos pela técnica de reorientação manual, i.e., coeficientes de correlação 0,89 e 0,92 para os ângulos de rotação θ (*plano transverso*) e φ (*plano sagital*), respectivamente. Isto sugere que o algoritmo, já

avaliado em pacientes normais (Alves, 2007), poderá também ser reprodutível em pacientes com DAC.

A importância em estimar a direção do eixo longo do VE usando a área retangular dentro dos cortes transversos e coronal reside na simplicidade e rapidez para uma reprodução automática, sem intervenção humana, da técnica de segmentação e reorientação. Mesmo que a imagem apresente defeitos de perfusão, a técnica conseguiu isolar corretamente o VE, implicando em resultado positivo para o emprego da reorientação automática.

Apesar de as imagens de Protocolo de Aquisição 2 não terem sido reorientadas, devido à falha na reconstrução, é possível constatar que as características de aquisição impactam diretamente no processamento. Logo, as especificações da aquisição das imagens produzidas pelo tomógrafo devem ser melhor analisadas para que a adaptação do modelo de reorientação possa ser aplicado.

Diante do exposto, é possível concluir que a metodologia apresentada foi avaliada, produzindo resultados satisfatórios para o processamento de imagens SPECT de pacientes com DAC com Protocolo de Aquisição 1. Isto sugere maior abrangência do método automático, para assim poder auxiliar a análise da perfusão e função do miocárdio.

5.2 Sugestões para Trabalhos Futuros

É possível dar continuidade ao trabalho sobre a avaliação da perfusão e função miocárdica no diagnóstico da doença arterial coronariana com o processamento de imagens SPECT, abordando os seguintes temas:

- Verificar a validação do método de segmentação automático,

baseado na curva de valor máximo de contagem dos *pixels* com a finalidade de identificar a faixa de cortes que compreende o VE, para imagens SPECT com protocolo de aquisição ainda não avaliado;

- Verificar a validação do método de reorientação automático, com a finalidade de localizar o eixo longo do VE no espaço 3D, para imagens SPECT com protocolo de aquisição ainda não avaliado;
- Desenvolver técnicas capazes de sobrepor imagens de exames como a ressonância magnética e a tomografia computadorizada com exames SPECT.

Referências Bibliográficas

ABC, Arquivos Brasileiros de Cardiologia. **Radiotraçadores**. 2006. v. 86, pp. 14-15.

ALVES, M. **Avaliação da Perfusão e Função Miocárdica no Diagnóstico da Doença Arterial Coronariana através do Processamento de Imagens Cintilográficas**. Campina Grande: UFCG, 2007. 113 f. Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica) – Pós-graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Campina Grande, Campina Grande, 2007.

ALVES, M. F.; MELCHER, E. K.; CARVALHO, L. C. A new method for SPECT myocardial image segmentation based on left ventricular spatial information. In: INTERNATIONAL FEDERATION OF MEDICAL AND BIOLOGICAL ENGINEERING (IFMBE), 11., 2005, Prague, Czech Republic. **Proceedings... EMBEC '05 "3rd European Medical and Biological Engineering Conference, IFMBE European Conference on Biomedical Engineering"**. pp. 2469-2473.

ASIT, K. P.; HANI, A. N. Gated Myocardial Perfusion SPECT: Basic Principles, Technical Aspects, and Clinical Applications. *Journal Nuclear Medicine Technology*, 2004. v. 32, no. 4, pp. 179-187.

AVEZUM, A.; GUIMARÃES, H. P.; BERWANGER, O.; PIEGAS, L. Aspectos epidemiológicos do infarto agudo do miocárdio no Brasil. *Revista Brasileira de Medicina (RBM)*, 2005. v. 02, pp. 93-96.

BARCELLOS, P. R. M. **Reconstrução de superfícies de imagens de Gated SPECT para auxílio na avaliação do movimento cardíaco**. Pelotas: UFPel, 2007. 64 f. Monografia (Trabalho de Conclusão de Curso em Ciência da Computação) – Universidade Federal de Pelotas, Pelotas, 2009.

BRACEWELL, R. E.; RIDDLE, A. Inversion of fan-beam scans in radioastronomy. *The Astrophysical Journal*, 1967. v. 150, pp. 427-434.

BORER J. S.; BRENSIKE, J. F.; REDWOOD, D. R.; ITSCOITZ. S. B.; PASSAMANI, E. R.; STONE, N. J.; RICHARDSON, J. M.; LEVY, R. I., EPSTEIN, S. E. Limitations of the electrocardiographic response to exercise in predicting coronary artery disease. *New England Journal of Medicine*, 1975. v. 293, pp. 293-367.

CABREJAS, M. L. de. **Tomografia em Medicina Nuclear**. ALASBIMN, Buenos

Aires, Argentina. 1999. 247 p.

CASSEN, B.; CURTIS, L.; REED, C; LIBBY, R. Instrumentation for ¹³¹I use in medical studies. *Nucleonics*, 1951. v. 9, no. 2, pp. 46-50.

CAUVIN, J.; BOIRE, J.; MAUBLANT, J.; BONNY, J.; ZANCA, M.; VEYRE, A. Automatic detection of the left ventricular myocardium long axis and center in thallium-201 single photon emission computed tomography. *European Journal of Nuclear Medicine Technology*, 1992. v. 19, pp. 1032-1037.

CERQUEIRA, M. D.; WEISSMAN, N. J.; DILSIZIAN, V.; JACOBS, A. K.; KAUL, S.; LASKEY, W. K.; PENNELL, D. J.; RUMBERGER, J. A.; RYAN, T.; VERANI, M. S. Standardized Myocardial Segmentation and Nomenclature for Tomographic Imaging of the Heart: A Statement for Healthcare Professionals From the Cardiac Imaging Committee of the Council on Clinical Cardiology of the American Heart Association. *Circulation*, 2002. v. 105, pp. 539-542.

CHAGAS, A. C. P.; ZILLI, E. C.; FERREIRA, J. F. M.; MORETTI, M. A.; RAMOS, R. F. Saúde cardiovascular do homem brasileiro: visão da Sociedade Brasileira de Cardiologia. *Arquivos Brasileiros de Cardiologia*. [online]. 2009, v. 93, no. 6. ISSN 0066-782X.

COOKE, C. D.; FOLKS, R. D.; JONES, M. E.; EZQUERRA, N. F.; GARCIA, E. V. Automatic program for determining the long axis of the left ventricular myocardium used for thallium-201 tomographic reconstruction. *Journal of Nuclear Medicine Technology*, 1989. v. 22, pp. 471-473.

COSTA FILHO, C. F. F.; MOURA, L. A.; COSTA, M. G. F. Revisão sobre métodos de segmentação 2D do ventrículo esquerdo. *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica*, 1999. v. 5, no. 3, pp. 141-158.

DE PUEY, E.; GARCIA, E. Optimal specificity of thallium-201 SPECT through recognition of imaging artifacts. *Journal Nuclear Medicine Technology*, 1989. v. 30, no. 4, pp. 441-449.

DE PUEY, E. G.; GARCIA, E. V.; BERMAN, D. S. **Cardiac SPECT Imaging**. 2ª Edição. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2001. 368 p.

DEKEMP, R. E.; NAHMIA, C. Automated determination of the left ventricular long axis in cardiac positron tomography. *Physiological Measurement*, 1996. v. 17, no. 2, pp. 95-108.

DECLERCK, J.; FELDMAR, J.; GORIS, M.; BETTING, F. Automatic registration and alignment on a template of cardiac stress and rest reoriented SPECT images. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 1997. v. 16, no. 6, pp. 727-737.

DORNHEIM, L., TÖNNIES, K. D., DORNHEIM, J. Stable Dynamic 3D Shape Models. In: *IEEE INTERNATIONAL CONFERENCE ON INTERNATIONAL CONFERENCE ON IMAGE PROCESSING (ICIP'05)*, 2005, Genoa, Italy. **Proceedings...** IEEE, 2005. v. 3, pp. 1276-1279.

DORNHEIM, L.; TÖNNIES, K. D.; DIXON, K. Automatic segmentation of the left ventricle in 3D SPECT data by registration with a dynamic anatomic model. In: *INTERNATIONAL CONFERENCE ON MEDICAL IMAGE COMPUTING AND COMPUTER ASSISTED INTERVENTION (MICCAI'05)*, 2005, Palm Springs, CA, USA. *Proceedings...* Springer, 2005. pp. 335-342.

EZEKIEL, A.; GERMANO, G.; VAN TRAIN, K.; KIAT, H.; BERMAN, D. Automatic selection of transaxial axis for reorientation of myocardial SPECT tomograms. **Proceedings...** IEEE, 1993. pp. 651-654.

FACON, J. **Processamento e Análise de Imagens**. Curitiba: PUCPR, 2005. 128 f. Dissertação (Mestrado em Informática Aplicada) - Pós-graduação em Informática Aplicada, Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, 2005.

FICARO, E. P.; CORBETT, J. R. Major Achievements in Nuclear Cardiology: Advances In Quantitative Perfusion SPECT Imaging. *The Journal of Nuclear Medicine*, 2004. v. 11, no. 1, pp. 62-70.

GALASSI, A. R.; AZZARELLI, S.; TOMASELLI, A.; RAGUSA, A.; MUSUMECI, S.; TAMBURINO, C.; GIUFFRIDA, G. Incremental prognostic value of technetium-99m-tetrofosmin exercise myocardial perfusion imaging for predicting outcomes in patients with suspected or known coronary artery disease. *The American Journal of Cardiology*, 2001. v. 88, pp. 101-106.

GERMANO, G. Technical Aspects of Myocardial SPECT Imaging. *The Journal of*

Nuclear Medicine, 2001. v. 42, pp. 1499-1507.

GERMANO, G.; KAVANAGH, P. B.; SU, H. T.; MAZZANTI, M.; KIAT, H.; HACHAMOVITCH, R.; TRAIN, K. F. V.; AREEDA, J. S.; BERMAN, D. S. Automatic reorientation of three-dimensional transaxial myocardial perfusion SPECT images. *Journal of Nuclear Medicine Technology*, 1995. v. 36, pp. 1107-1120.

GIMELLE, A.; ROSSI, G.; LANDI, P.; MARZULLO, P.; IERVASI, G.; L'ABBATE, A.; ROVAI, D. Stress/Rest Myocardial Perfusion Abnormalities by Gated SPECT: Still the Best Predictor of Cardiac Events in Stable Ischemic Heart Disease. *The Journal of Nuclear Medicine*, 2009. v. 50, pp. 546-553.

GOMES, V. V. **Algoritmo Computacional para Volumetria de Estruturas Cerebrais em Imagens Médicas**. Pelotas: UFPel, 2007. 94 f. Monografia (Trabalho de Conclusão de Curso em Ciência da Computação) – Universidade Federal de Pelotas, Pelotas, 2007.

GONZALEZ, R. C.; WOODS, R. C. **Digital image processing**. 2ª Edição. Addison Wesley, 2002. 716 p.

GOLDSCHLAGER, N.; SELZER, A.; COHN, K. Treadmill stress tests as indicators of presence and severity of coronary artery disease. *Annals of Internal Medicine*, 1976. v. 85, no. 3, pp. 277-286.

GORIS, M.; BRETILLE, J. A. **Colour Atlas of Nuclear Cardiology**. London: Chapman and Hall, 1992. 336p.

GORIS, M.; PACE, W.; MACLEAN, M.; YEE, A.; KWAN, A. Three dimensional quantitative analysis of scintigraphic tomographic images after elastic transformation to a template. *Surgical Technology International*, 2000. v. 9, pp. 81-83.

HACHAMOVITCH, R.; BERMAN, D. S.; SHAW, L. J.; KIAT, H.; COHEN, I.; CABICO, J. A.; FRIEDMAN, J.; DIAMOND, G. A. Incremental prognostic value of myocardial perfusion single photon emission computed tomography for the prediction of cardiac death: differential stratification for risk of cardiac death and myocardial infarction. *Circulation*, 1998. v. 97, pp. 535-543.

HE, Z.; MAUBLANT, J.; CAUVIN, J.; VEYRE, A. Reorientation of the left ventricular long-axis on myocardial transaxial tomograms by a linear fitting method. *Journal of Nuclear Medicine*, 1991. v. 32, no. 11, pp. 1794-1800.

HOHNE, K.; HANSON, W. Interactive 3D segmentation of MRI and CT volumes using morphological operations. *Journal of Computer Assisted Tomography*, 1992. v. 16, PP. 285–294.

IZAKI, M. **Considerações referentes à influência do posicionamento dos membros superiores sobre o resultado da cintilografia de perfusão do miocárdio**. São Paulo: USP, 2008. 73 f. Tese (Doutorado em Cardiologia) – Departamento de Cardio-Pneumologia, Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2008.

JAN, J. **Medical Image Processing, Reconstruction and Restoration: Concepts and Methods**. 1ª Edição. Boca Raton, FL: Taylor & Francis, 2006. 725 p.

KANNAN, K.; RAJAN, J. Method for Automatic Heart Localization from Thoracic SPECT Planar Images. In: FIRST BIENNIAL NATIONAL CONFERENCE ON COMPUTER VISION, PATTERN RECOGNITION, IMAGE PROCESSING AND GRAPHICS (NCVPRIPG'2008), 2008, Gandhinagar, Gujarat, Indian. **Proceedings...** IEEE Xplore Digital Library Conferenes, 2008. pp. 11-13.

KAPUR, A.; LATUS K. A.; DAVIES, G.; DHAWAN, R. T.; EASTICK, S.; JARRITT, P. H.; ROUSSAKIS, G.; YOUNG, M. C.; ANAGNOSTOPOULOS, C.; BOMANJI, J.; COSTA, D. C.; PENNELL, D. J.; PRVULOVICH, E. M.; EII, P. J.; UNDERWOOD S. R. A comparison of three radionuclide myocardial perfusion tracers in clinical practice: the ROBUST study. *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, 2002. v. 29, no. 12, pp. 1608-1616.

KNOLLMANN, D.; WINZ, O. H.; MEYER, P. T.; RAPTIS, M.; KROHN, T.; KOCH, K. C.; SCHAEFER, W. M. Gated Myocardial Perfusion SPECT: Algorithm-Specific Influence of Reorientation on Calculation of Left Ventricular Volumes and Ejection Fraction. *Journal of Nuclear Medicine*, 2008. v. 49, pp. 1636-1642.

LYRA, M.; SOTIROPOULOS, M.; LAGOPATI, N.; GAVRILLELI, M. Quantification of Myocardial Perfusion in 3D SPECT images- Stress/Rest volume differences. In: 2010 IEEE INTERNATIONAL CONFERENCE ON IMAGING SYSTEMS AND TECHNIQUES (IST), 2010, Thessaloniki, Greece. **Proceedings...** IEEE Xplore Digital Library Conferenes, 2010. pp. 31-35.

MARCASSA, C.; BAX, J. J.; BENDEL, F.; HESSE, B.; PETERSEN, C. L.; REYES, E.; UNDERWOOD, R.; European Council of Nuclear Cardiology (ECNC);

European Society of Cardiology Working Group 5 (Nuclear Cardiology and Cardiac CT); European Association of Nuclear Medicine Cardiovascular Committee. Clinical value, cost-effectiveness, and safety of myocardial perfusion scintigraphy: a position statement. *European Heart Journal*, 2008. v. 29, no. 4, pp. 557-563.

MARQUES, A. M. S. **Reconstrução Quantitativa de SPECT: Avaliação de Correções**. São Paulo: USP, 1998. 134 f. Tese (Doutorado em Física) – Faculdade de Física, Universidade de São Paulo, São Paulo, 1998.

MASTER, A. M.; OPPENHEIMER E. J. A simple exercise tolerance test for circulatory efficiency with standard tables for normal individuals. *The American Journal of the Medical Sciences*, 1929. v. 117, pp. 223.

MATLAB - The Language of Technical Computing Versão 6.5. 2002. Disponível em: <<http://www.mathworks.com/products/matlab/>>. Acessado em: Jan. 2012.

MATTOS, L. A. P. Racionalidade e métodos do registro ACCEPT - Registro Brasileiro da Prática Clínica nas Síndromes Coronarianas Agudas da Sociedade Brasileira de Cardiologia. *Arquivos Brasileiros de Cardiologia*, 2011, v. 97, no. 2, pp. 94-99. ISSN 0066-782X.

MORO, C. M. C. **Método automático para construção de mapas polares**. Campinas: Unicamp, 1994. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Faculdade de Engenharia Elétrica, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 1994.

MULLICK, R.;EZQUERRA, N. Automatic determination of LV orientation from SPECT data. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 1995. v. 14, no. 1, pp. 88-99.

NOO, F., WAGNER, J. M. Image reconstruction in 2D SPECT with 180° acquisition. **Inverse Problems**, 2001. v. 17, pp. 1357-1371.

OLIVEIRA, M. C. **Visualização de Volumes em Morfometria de Estruturas Cerebrais a partir de Imagens de Ressonância Magnética Nuclear**. Ribeirão Preto: USP, 2002. 114 f. Dissertação (Mestrado em Física Aplicada à Medicina e Biologia) – Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras da Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2002.

PAULA, L. R. P. **Segmentação de imagens SPECT/Gated-SPECT do miocárdio e geração de uma mapa polar.** São Paulo: USP, 2011. 155 f. Dissertação (Mestrado em Ciência da Computação) – Instituto de Matemática e Estatística, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2011.

PAZHENKOTTIL, A. P.; GHADRI, J.; NKOULOU, R. N.; WOLFRUM, M.; BUECHEL, R. R.; KÜEST, S. M.; HUSMANN, L.; HERZOG, B. A.; GAEMPERLI, O.; KAUFMANN, P. A. Improved Outcome Prediction by SPECT Myocardial Perfusion Imaging After CT Attenuation Correction. *Journal Nuclear Medicine Technology*, 2001. v. 52, pp. 196–200.

POZZO, L. **Tomografia por emissão de pósitrons com sistemas PET/SPECT: um estudo da viabilidade de quantificação.** Tese de Doutorado. São Paulo: Instituto de Física da USP; 2005.

ROBILOTTA, C. C. A tomografia por emissão de pósitrons: uma nova modalidade na medicina nuclear brasileira. *Revista Panamericana Salud Publica*, 2006. v. 20, no.2-3, pp. 134-142.

ROBB, G. P.; MARKS, M. H. Latent coronary artery disease: Determination of its presence and severity by the exercise electrocardiogram. *American Journal of Cardiology*, 1974. v. 13, pp. 603.

SEOKYOON, C.; HOCHUL K.; JANGSEOK, O.; TEAHOON, K.; KYUNG, S.; MINGI, K. Segmentation of the Left ventricle in Myocardial Perfusion SPECT Using Variational Level set Formulation. In: 2007 IEEE NUCLEAR SCIENCE SYMPOSIUM CONFERENCE RECORD (NSS'07), 2007, Honolulu, HI. **Proceedings...** IEEE Xplore Digital Library Conferenes, 2007. pp. 3060-3064.

SERGE, D. V. K.; NISHINA H.; OHBA, M.; BERMAN, D. S.; GERMANO, G. Automatic Global and Regional Phase Analysis from Gated Myocardial Perfusion SPECT Imaging: Application to the Characterization of Ventricular Contraction in Patients with Left Bundle Branch Block. *Journal of Nuclear Medicine*, 2008. v. 49, pp. 1790-1797.

SERRA, J. **Image Analysis and Mathematical Morphology.** London: Academic Press, 1982. v. 1, 610p.

SETZER, A.; COHN, K.; GOLDSCHLAGER, N. On the interpretation of the exercise test. *Circulation*, 1978. v. 58, pp. 193-195.

SHEPP, L. A.; LOGAN, B. F. The Fourier reconstruction of a head section. IEEE Transactions on Nuclear Science, 1974. v. 21, pp. 21-43.

SILVA, M. T. S. **Avaliação da quantificação em spect cardíaco utilizando mapas de atenuação com borramento tipo gaussiano.** Porto Alegre: PUCRS, 2007. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2007.

SLOMKA, P.; HURWITZ, G.; STEPHENSON, J.; CRADDUCK, T. Automated alignment and sizing of myocardial stress and rest scans to three-dimensional normal templates using an image registration algorithm. Journal Nuclear Medicine Technology, 1995. v. 36, no. 6, pp. 1115-1122.

SLOMKA, P. J.; NISHINA, H.; BERMAN, D. S.; KANG, X.; FRIEDMAN, J. D.; HAYES, S. W.; ALADL, U. E.; GERMANO, G. Automated quantification of myocardial perfusion stress-rest change: A new measure of ischemia. Journal of Nuclear Medicine, 2004. v. 45, pp. 183-191.

SUTTER, J.; VAN DE WIELE, C.; D'ASSELER, Y.; DE BONDT, P.; DE BACKER, G.; RIGO, P.; DIERCKX, R. Automatic quantification of defect size using normal templates: a comparative clinical study of three commercially available algorithms. European Journal of Nuclear Medicine, 2000. v. 27, pp. 1827-1834.

TARRONI, G.; PATEL, A.R.; VERONESI, F.; WALTER, J.; LAMBERTI, C.; LANG, R.M.; MOR-AVI, V.; CORSI, C. MRI-based quantification of myocardial perfusion at rest and stress using automated frame-by-frame segmentation and non-rigid registration. In: COMPUTING IN CARDIOLOGY, 2010, Belfast, Northern Ireland, United Kingdom. **Proceedings...** IEEE Xplore Digital Library Coferences, 2010. pp. 1-4.

THEDENS, D. R.; SHORTON, D. J.; FLEAGLE, S. R. Methods of Graph Searching for Border Detection in Image Sequences with Application to Cardiac Magnetic Resonance Imaging. IEEE Transactions on Medical Imaging, 1995. v. 14, no. 1, pp. 42-55.

THOM, T.; Haase, N.; Rosamond, W.; Howard, V. J.; Rumsfeld, J. Heart disease and stroke statistics – 2006 update: a report from the American Heart Association Statistics Committee and Stroke Statistics Subcommittee.

Circulation, 2006. v. 113, pp. 85–151.

VIEIRA, L. C. C O. **Contributo para a Optimização dos Estudos de Perfusão Miocárdica Utilizando Imagens de Medicina Nuclear Sincronizadas com o Electrocardiograma.** Lisboa: Universidade de Lisboa, 2010. 295 f. Tese (Doutorado em Engenharia Biomédica e Biofísica) – Departamento de Física, Faculdade de Ciências, Universidade de Lisboa, Portugal, Lisboa, 2010.

YOO, T. S. **Insight into Images: principles and practice for segmentation, registration, and image analysis.** Wellesey: AK Peters, 2004. 410 p.

WAJNGARTEN, M. O coração do Idoso. *Jornal Diagnósticos em Cardiologia* – Grandes Temas, 2010. v. 43, pp. 25-28.

Anexo A

A. Avaliação da Perfusão e Função Miocárdica no Diagnóstico da Doença Arterial Coronariana a partir do Processamento de Imagens Cintilográficas

A.1. Tomografia Computadorizada por Emissão de Fóton Único

A técnica tomográfica de imagem médica SPECT (*Single photon emission computed tomography*), da medicina nuclear, é utilizada para obtenção de imagens do interior do corpo humano de forma não invasiva. Mediante o uso de radiação ionizante de raios gama, imagens são geradas pela monitoração da distribuição espacial do material radioativo (Tálio-201 ou Tecnécio-99m), injetado endovenosamente no paciente.

A cintilografia do miocárdio permite estabelecer formas de quantificar a função e perfusão miocárdica. A técnica de *Gated* SPECT (aquisição das imagens de perfusão sincronizadas pelo eletrocardiograma) fornece um meio para a análise de dados funcionais do miocárdio, tais como, motilidade das paredes cardíacas, fração de ejeção do ventrículo esquerdo e imagens baseadas na espessura das paredes cardíacas.

A perfusão miocárdica pode ser determinada pela comparação visual entre as imagens cardíacas do paciente em repouso e em esforço (teste de esforço). Havendo defeitos (ausência de captação do radiofármaco) nas paredes cardíacas é possível verificar se as hipocaptações têm caráter permanente ou transitório. A grande contribuição da técnica GS é estabelecer meios para o diagnóstico precoce da doença arterial coronariana, verificar a extensão da doença e também na estratificação de risco para eventos cardíacos.

A.2. Etapas do Processo de Avaliação e Função Miocárdica

A.2.1. Seleção dos Pacientes

ALVES (2007) selecionou 537 pacientes, de um total de aproximadamente 5000 pacientes que realizaram o exame de cintilografia miocárdica. Destes 537, o autor utilizou 227 em sua tese, dos quais 165 eram pacientes normais e 62 apresentavam doença arterial coronariana.

A.2.2. Protocolo de Aquisição

A aquisição das imagens do miocárdio foi realizada seguindo o protocolo abaixo:

- Utilização de um colimador paralelo de alta resolução;
- A dimensão da matriz utilizada foi de 64x64 pixels com uma profundidade de 16 bits;
- Órbita circular para o detector (180°);
- Base de tempo de 20 segundos;
- Modo de aquisição "*Step-and-shot*". Modo em que o detector da câmara de cintilação gira de forma não contínua durante a aquisição das imagens. Neste modo de aquisição o detector deve permanecer parado durante o intervalo de tempo definido pela base de tempo. Após este intervalo de tempo o detector avança para a próxima projeção e esta operação se repete até completar a órbita de 180°;
- Não foi utilizado nenhum procedimento para correção de atenuação ou de dispersão de fótons;
- O processo de aquisição foi realizado em duas fases distintas (fases de repouso e esforço), como citado anteriormente.
- Para a fase de repouso, as imagens foram adquiridas 60 minutos

após a injeção intravenosa do radiofármaco ($^{99m}\text{Tc}+\text{Sestamibi}$, dose de 555 Mbq).

- Na fase de esforço, as imagens foram adquiridas 30 minutos após a injeção do radiofármaco (dose de 1110 Mbq).

A.2.3. Aquisição e Reconstrução das Imagens SPECT

De acordo com a teoria da reconstrução tomográfica, conceito iniciado por Bracewell & Riddle (1967) e estendido por Shepp & Logan (1974), uma imagem 3D pode ser reconstruída por uma série de imagens 2D, adquiridas em um número suficiente de projeções tomadas em torno do objeto a ser reconstruído, Figura A.1. As projeções devem ser tomadas em ângulos uniformemente espaçados, formando um arco mínimo de 180° .

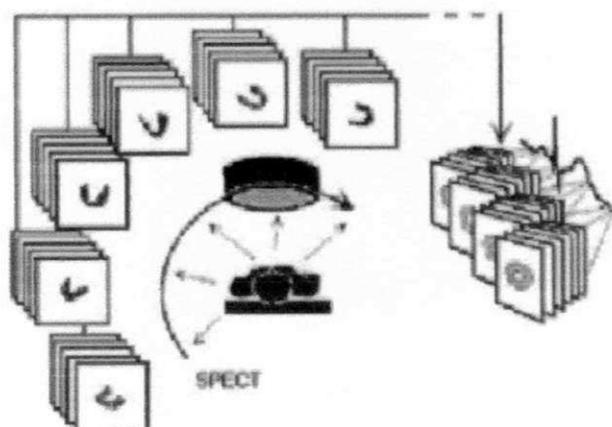


Figura A.1: Processo de aquisição e reconstrução de imagens do miocárdio.

Cada imagem é formada pela combinação das projeções planares, formando uma imagem transversa à distribuição espacial do radiofármaco. Cada pixel representa o somatório das contagens ao longo do raio. O termo matemático para este processo é chamado de superposição linear das retroprojeções (Noo & Wagner, 2001).

A técnica utilizada por Alves (2007) foi a de retroprojeção filtrada, a qual cada perfil é filtrado antes do processo de retroprojeção, eliminando dados indesejáveis de outras projeções. Foram utilizadas

funções pré-definidas de filtros digitais, transformada de Fourier e transformada inversa de Radon, dos pacotes de processamento de imagem do *software* MATLAB da *Mathworks Incorporation* para implementar a técnica de retroprojeção filtrada, gerando 64 cortes transversos ao tórax do paciente.

A.2.4. Segmentação do Ventrículo Esquerdo

O radiofármaco empregado para marcar o miocárdio foi o ^{99m}Tc +sestamibi. Na Figura A.2, ilustram-se as áreas de captação do radiofármaco que incluem a região cardíaca e regiões extracardíacas, tais como o fígado e intestinos.

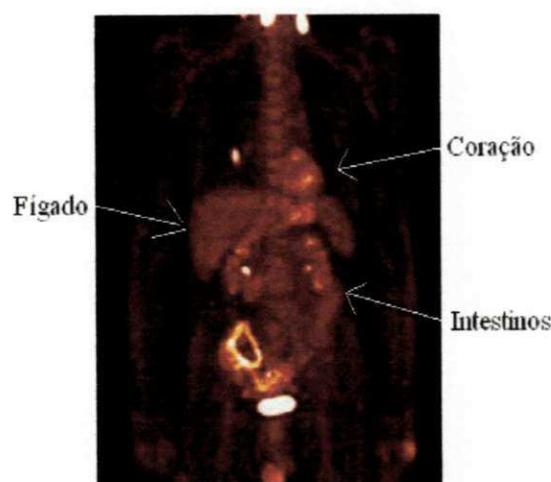


Figura A.2: O ventrículo esquerdo e regiões extracardíacas.

Devido à dificuldade em aplicar técnicas convencionais de segmentação para detecção automática do ventrículo esquerdo (VE), uma vez que regiões extracardíacas apresentam considerável captação de radiofármaco, Alves, Melcher e Carvalho (2005) desenvolveram um novo método o qual calcula uma área retangular mínima que contém, em sua maioria, *pixels* do VE de cada corte transversal (*transverse slice*).

O novo método foi implementado usando a interseção dos três planos (transversal, coronal e sagital), para delimitar um volume que detivesse em sua maioria os *voxels* (*volume elements*) do VE. Figura A.3.

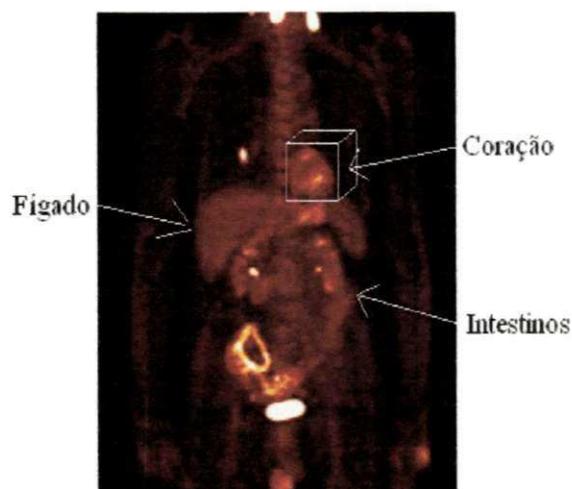


Figura A.3: Imagem cintilográfica, mostrando o coração dentro de paralelogramo e regiões extracardíacas com captação acentuada (fígado e intestinos).

Diante do resultado da retroprojeção filtrada que gerou 64 cortes transversos ao tórax do paciente, foi observado que em alguns destes cortes havia *pixels* do VE. Desta forma, foi levantada uma curva do valor máximo de contagem dos *pixels* (VPM) em kilo contagens por segundo (Kct/s) de cada corte transversal, como pode ser observado na Figura A.4.

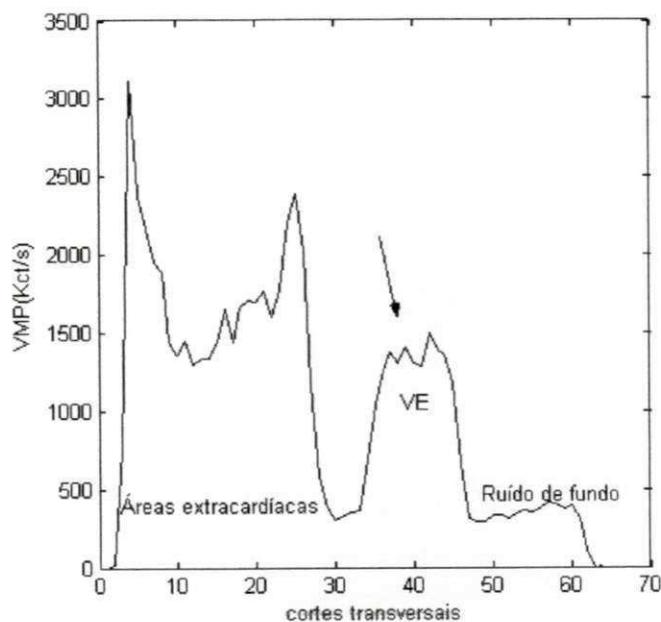


Figura A.4: São ilustrados os VMP(Kct/s) em função dos cortes transversais. A faixa compreendida entre o 2º e o 30º corte representa as áreas extracardíacas, a faixa entre o 33º e o 48º o VE, e a faixa entre o 49º e 64º o ruído de fundo.

Com base nesta análise, foi desenvolvido um algoritmo para detecção automática da faixa de cortes transversos onde poderiam estar compreendidos os *pixels* do VE. A partir de uma simples formatação dos cortes transversos foi possível identificar os cortes coronais e sagitais, que ao se aplicar o mesmo algoritmo da detecção automática da faixa de cortes, obteve-se o resultado do paralelogramo que isola o VE de atividade extracardíacas no espaço em 3D.

A.2.5. Reorientação Automática do Ventrículo Esquerdo

A reconstrução tomográfica de projeções de imagens produz imagens transaxiais, que são imagens perpendiculares ao eixo longo do paciente. No entanto, como a orientação do coração, relativa ao eixo longo do paciente, varia de indivíduo para indivíduo, é necessário reorientar as imagens transaxiais em imagens do eixo curto, devido a uma melhor visualização dos defeitos de perfusão miocárdica e quantificação mais acurada dos parâmetros de perfusão (Germano , 2001).

Realizado de forma manual, a reorientação requer primeiramente um operador especialista. Inicialmente, é necessário selecionar uma imagem transaxial de referência e nela desenhar manualmente o eixo longo do VE (Ezekiel, 1993) (plano transversal), feito isso, o conjunto de imagens transversas (volume) é reformatado ao longo de planos perpendiculares ao plano transversal e paralelo ao eixo longo do VE. Em sequência, o operador seleciona uma das imagens reformatadas e desenha o eixo longo do VE (plano sagital). Com as orientações do eixo longo do VE nestes dois planos, consegue-se definir a orientação do VE no espaço 3D. Logo, a técnica manual requer tempo considerável, além de ser bastante subjetiva, pois depende de um operador que possua habilidade para desenhar o eixo longo do VE nas imagens.

Para simplificar o processo de detecção automática do eixo longo do VE, Alves (2007) desenvolveu uma metodologia que tem por base o método de segmentação (Alves, Melcher e Carvalho, 2005) já

implementado, no qual se identifica o eixo longo do VE como sendo paralelo a linha diagonal de uma área retangular que segmenta as secções transversais do VE.

Encontrada a diagonal no plano transverso e no plano sagital, foi possível identificar os dois ângulos de rotação, o tamanho e a localização do vetor, que representa o eixo longo do VE, no espaço 3D. Por seguinte, as imagens do eixo curto do VE foram obtidas reformatando o volume ao longo de planos perpendiculares à direção do vetor, resultando nas imagens da Figura A.5.

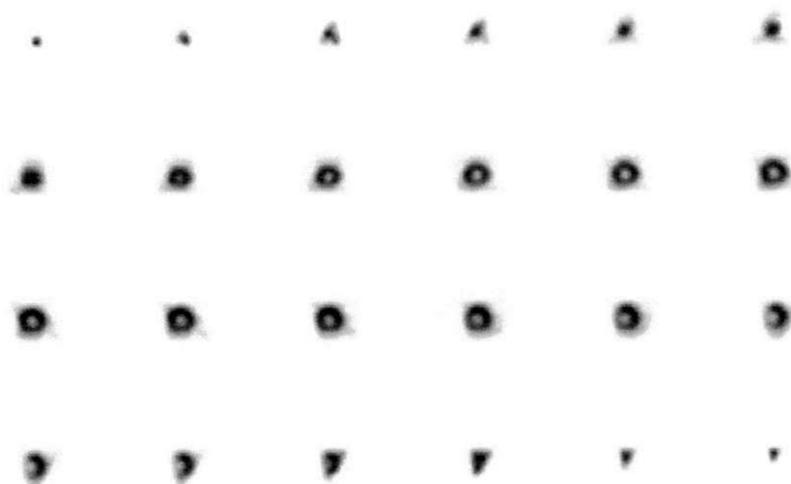


Figura A.5: Imagens do eixo curto do VE.

A validação do algoritmo de reorientação foi realizada utilizando a comparação da técnica automática com a média do processo manual realizada cinco vezes para cada paciente. Os coeficientes de correlação entre a medição automática e manual foram 0,93 e 0,95 para os ângulos de rotação. O algoritmo foi validado em uma população com resultado normal no exame de cintilografia de perfusão miocárdica.

A.2.6. Quantificação da Perfusão e Função Miocárdica

A.2.6.1. Quantificação da Perfusão Miocárdica

A quantificação da perfusão miocárdica é baseada na medida das contagens (valores dos *pixels*) do miocárdio em um número de regiões

suficientes para abranger todo o VE. A perfusão miocárdica é medida em termos relativos, por meio da normalização da região miocárdica com a maior captação do radiofármaco.

Alves (2007) implementou dois métodos para quantificar imagens SPECT do miocárdio, baseado na literatura especializada (Slomka *et al.*, 2005; Sutter *et al.*, 2000). Para isso, o autor desenvolveu um algoritmo, sem intervenção humana, que reconstruía, segmentava e reorientava automaticamente as imagens SPECT em imagens do eixo curto e longo vertical do VE. Foi utilizado um modelo para derivar os limites normais da perfusão miocárdica de cada território vascular coronariano e os submeteu a dois métodos: comparação direta entre fase de repouso e esforço (método 1), e comparação com base de dados considerando parâmetros como o sexo e o protocolo específico (método 2).

Foram encontrados melhores resultados para a sensibilidade e especificidade para o método que faz a comparação direta entre esforço e repouso, corroborando com resultados obtidos por Slomka *et al.* (2005). Os resultados da quantificação foram validados usando os resultados da angiografia coronariana como padrão ouro.

A.2.6.2. Quantificação da Função Miocárdica

A quantificação da função miocárdica por meio da cintilografia é realizada como o uso da técnica GS (*Gated* SPECT), que permite a aquisição de um conjunto de imagens que representam diferentes porções do ciclo cardíaco.

Para avaliar a função miocárdica, é preciso calcular o volume sistólico final (VSF), o volume diastólico final (VDF) e a fração de ejeção (FEVE), a qual se caracteriza por ser a fração do volume de sangue recebido durante a diástole que é ejetada durante a sístole.

Alves (2007) desenvolveu um novo método no qual o VDF e VSF são estimados de forma totalmente automática com base nas imagens do eixo curto do VE, cuja as bordas podem ser detectadas mais

facilmente nos casos de pacientes com graves defeitos de perfusão nas paredes do miocárdio.

Para a validação do algoritmo, o autor utilizou o banco de imagens de pacientes normais (103 casos) e os resultados foram comparados com o método semi-automático utilizado pelo *software* ICON da SIEMENS. Os coeficientes de correlação para os valores de VDF e VSF entre os dois métodos foram, respectivamente, 95% e 97%.

A.2.7. Indicador de Evento Agudo Coronariano

Com base nos resultados da quantificação da perfusão e função miocárdica do trabalho de Alves (2007), foi estabelecido um indicador de evento agudo coronariano em uma população prospectiva de pacientes.

O objetivo dessa análise foi o de avaliar os valores da quantificação da perfusão e função, correlacionando estes dados com fatores de risco para doença coronariana e com estes resultados identificar se o paciente tem baixo, moderado ou alto risco de evento agudo coronariano em um período de uma no após a realização do exame de cintilografia.

A aplicação da metodologia de Alves (2007) mostrou um alto valor de especificidade para a população estudada, demonstrando aplicabilidade da técnica para estimar um evento agudo coronariano futuro.

A.3. Resultados

Alves (2007), em seu trabalho de doutorado, abordou o problema de análise de imagens obtidas com a técnica de SPECT com o objetivo de quantificar automaticamente a perfusão e função miocárdica.

A partir dos métodos desenvolvidos de segmentação e da reorientação automática, foi possível quantificar a perfusão e função

miocárdica a partir de um banco de imagens de pacientes normais, possibilitando a proposição de um indicador de evento agudo coronariano que alcançou excelentes níveis de acertos comparados às técnicas manuais.

Como contribuição para a área, o autor disponibilizou na *WEB* um banco de imagens cintilográficas do miocárdio de pacientes com resultado normal nos exames de cintilografia miocárdica e teste de esforço.